

Bruchlastverhalten von Stiftaufbauten bei endodontisch versorgten Zähnen
mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Anett Mues, geb. Kombeitz
aus Karl-Marx-Stadt, jetzt Chemnitz
2007

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. med. dent. E.-H. Helfgen
2. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. med. dent. H. Stark

Tag der Mündlichen Prüfung: 24.10.2007

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. B. Koeck

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn
http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online elektronisch publiziert.

Meiner Familie sowie meinem geliebten Ehemann und allen, die mir
meinen beruflichen Werdegang ermöglicht haben

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	7
1.1 Zielsetzung	7
1.2 Literaturübersicht	9
1.2.1 Stiftdesign	9
1.2.2 Stiftherstellung	10
1.2.3 Stiftbohrung und Präparation	10
1.2.4 Stiftsysteme	12
1.2.4.1 Stiftaufbauten aus faserverstärktem Kunststoff	13
1.2.4.1.a Stiftaufbauten aus Karbonfaser	14
1.2.4.1.b Stiftaufbauten aus Glasfaser	15
1.2.4.2 Stiftaufbauten aus Keramik	16
1.2.4.3 Stiftaufbauten aus Metall	16
1.2.5 Befestigungszemente	17
1.2.6 Werkstoffkundliche Grundlagen	18
2. Material und Methode	19
2.1 Versuchsgruppen	19
2.2 Vorversuche	19
2.3 Herstellung der Versuchskörper	20
2.3.1 Vorbereitung der Probenzähne	20
2.3.2 Verwendete Stiftsysteme	22
2.3.2.1 Keramikstifte	23
2.3.2.2 Glasfaserstifte	23
2.3.2.3 Karbonfaserstifte	24
2.3.2.4 Metallstifte	25
2.3.3 Verwendete Zemente	26
2.3.4 Zementieren der Stifte	26
2.3.4.1 Gruppe 1 - Versorgung mit CeraPost®	27
2.3.4.2 Gruppe 2 - Versorgung mit ParaPostFiberWhite®	28
2.3.4.3 Gruppe 3 - Versorgung mit CompositPost®	28
2.3.4.4 Gruppe 4 - Versorgung mit Komposit (Tetric®)	28
2.3.4.5 Gruppe 5 - Versorgung mit individuell gegossenem Metallstift	29
2.3.5 Herstellung der Aufbauten	30
2.4 Versuchsaufbau	30
2.5 Statistische Auswertung	31

3. Ergebnisse	32
3.1 Auffälligkeiten während der Herstellung der Probenkörper	32
3.2 Bruchbelastung der verschiedenen Gruppen	33
3.2.1 Gruppe 1 - CeraPost®	33
3.2.2 Gruppe 2 - ParaPost Fiber White®	34
3.2.3 Gruppe 3 - CompositPost®	35
3.2.4 Gruppe 4 - Komposit	36
3.2.5 Gruppe 5 - Individuell gegossener Metallstift	37
3.3 Vergleichende Darstellung der Gruppen	38
3.3.1 Bruchmuster	39
3.3.1.1 Gruppe 1	40
3.3.1.2 Gruppe 2	41
3.3.1.3 Gruppe 3	42
3.3.1.4 Gruppe 4	43
3.3.1.5 Gruppe 5	44
3.4. Statistische Auswertung mit Übersicht	44
4. Diskussion	46
4.1 Klinische Relevanz des Frakturtests	46
4.2 Kritische Betrachtung des Zahnmaterials	46
4.3 Kritische Betrachtung der Methodik	47
4.3.1 Probenbearbeitung	47
4.3.2 Versuchsaufbau	49
4.4 Diskussion der Ergebnisse	50
4.5 Schlussfolgerung	53
5. Zusammenfassung	54
6. Literaturverzeichnis	56
7. Danksagung	71

1. Einleitung

1.1 Zielsetzung

Bei Traumata im Kindes- und Jugendalter kommt es in Verbindung mit Verletzungen des Kauorgans häufig zu direkten Schädigungen der oberen Frontzähne. Dabei stehen Frakturen der Zahnkrone der mittleren sowie seitlichen Incisivi im Vordergrund (Sandalli et al., 2005; Saroglu und Sonmez, 2002; Schatz und Joho, 1994).

Bei Zähnen mit noch nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum stellt sich jedoch das Problem einer adäquaten prothetischen Versorgung. Wurzelkanallumina sind groß und röhrenförmig durch eine ausladende sowie gefäßreiche Pulpa, die Wandstärke der verbliebenen Zahnhartsubstanz im Bereich der Zahnwurzel sehr gering und das Foramen apicale noch weit offen. (Katebzadeh et al., 1998; Rafter, 2005, Tait et al., 2005)

Daraus resultiert zunächst eine umfangreiche endodontische Vorbehandlung dieser Zähne im Sinne einer Apexifikation, um einen Hartgewebsabschluss zu induzieren, um eine dichte Wurzelfüllung zu ermöglichen. Dabei soll vitales, reaktionsfähiges Pulpagewebe erhalten und geschont werden, um einen Abschluss des Wurzelwachstums zu ermöglichen.

Nach erfolgreicher endodontischer Vorbehandlung ergibt sich jedoch die prothetische Problematik der Versorgung dieser Zähne; abgesehen von der ästhetischen Einbusse einer provisorischen Versorgung dient eine Versorgung mittels endodontischem Stiftaufbau primär der Retention der prothetischen Restauration und nur sekundär der Stabilisierung des Zahnes (Morgano, 1996; Morgano et al., 1994; Torbörner et al., 1995).

Neben der fehlenden Friktion der vorhandenen erhältlichen Stiftsysteme kann es auch zu einem ästhetisch störenden Durchscheinen eines eventuell verwendeten metallischen endodontischem Stiftaufbaus kommen.

Aus diesem Grunde sind auf dem Markt zwar viele Stiftsysteme erhältlich, jedoch ist der Durchmesser der erhältlichen zu klein, um das große Lumen der beteiligten Zähne auszufüllen (Carvalho et al., 2005;

Tait et al., 2005).

Ziel dieser wissenschaftlichen Studie war es, ein geeignetes Stiftsystem zur Versorgung dieser Zähne zu finden.

Da substanzreduzierte Zähne ein deutlich höheres Frakturrisiko als vitale Pfeilerzähne zeigen, war es wichtig, dass das verwendete Stiftsystem in seinen physikalischen Eigenschaften dem Zahn sehr ähnlich ist.

Deswegen sollte ein Stiftsystem gefunden werden, das den Zahn stabilisiert und unter Schonung der Zahnhartsubstanz trotz des großen Lumens eine zuverlässige Verankerung für die definitive Restauration bietet.

Dazu wurden In-vitro Versuche an extrahierten Zähnen vorgenommen, die mit verschiedenen vorausgewählten Stiftsystemen versorgt wurden.

Im Anschluss daran wurden die Zähne in einer Universalprüfmaschine bis zur Frakturgrenze belastet und die dabei aufgetretenen Kräfte sowie Frakturmuster ausgewertet.

1.2 Literaturübersicht

Eine Vielzahl von Stiftsystemen ist auf dem heutigen Markt erhältlich; dabei können diese nach unterschiedlichen Gesichtspunkten unterteilt werden: nach der Form, dem Design, dem Material oder der Herstellungsart (Robbins, 2002).

Bei der Auswahl des jeweiligen Stiftsystems muss damit die individuelle Situation beachtet werden, damit das an die Situation bestmöglich angepasste System gewählt werden kann. Dabei gilt es zu berücksichtigen, wieviel Zahnhartsubstanz verblieben, welche Restauration gewählt oder welche Präparationsform vorgesehen ist (Goodacre, 2004; Standlee und Caputo, 1972; Torbjørner und Fransson, 2004).

Die bei der Stiftbohrung auftretenden Kräfte müssen ebenso berücksichtigt werden wie die Frage, ob die verbliebene Zahnhartsubstanz durch die Stiftversorgung gegebenenfalls weiter geschwächt oder eine Stärkung durch die Versorgung ermöglicht wird.

Diese Faktoren sollen im Folgenden erörtert werden.

1.2.1 Stiftdesign

Stiftaufbauten können nach ihrer Form, Verwendung oder der Herstellung allgemein eingeteilt werden.

Hinsichtlich ihrer Form werden die endodontischen Stifte in konische, zylindrische und zylindrokonische Stiftsysteme unterteilt (Wirtz et al., 1987). Im Hinblick auf die Verwendung unterscheidet man zwischen pulpären und parapulpären sowie aktiven und passiven Systemen; dabei geht den passiven eine Ausschachtung des Wurzelkanals per Normbohrung voraus, wogegen aktive in den Kanal eingeschraubt werden. Beide Systeme haben ihre Vor- sowie Nachteile, die bei der jeweiligen Situation die Indikationsstellung zum Behandlungserfolg ausmachen. Während sich die aktiven Systeme besonders durch ihre hohe Retention auszeichnen, bedingen sie sehr hohe Kerbspannungen, die zu Wurzelfrakturen führen können (Henry, 1977; Kaelin und Schärer, 1991; Schmeißner, 1985).

Der Anatomie des Wurzelkanals folgend sind zylindrische Stifte im apikalen Bereich sehr substanzfordernd, was zu Wurzelperforationen

führen kann (Kaelin und Schärer, 1991), weisen aber hohe Retentionswerte auf (Standlee et al., 1978); dagegen haben konische Systeme geringere Retentionswerte (Standlee et al., 1978), aber auch ein geringeres Risiko einer Wurzelkanalperforation (Weine et al., 1991). Auch treten bei konischen Systemen Spannungsspitzen im cervikalen und apikalen Bereich auf (Cooney et al., 1986), was jedoch durch die Präparation eines Kanalinlays deutlich verringert werden kann. Als Kombination dieser beiden Systeme geht das zylindrokonische Stiftsystem hervor, das einen zylindrischen cervikalen sowie einen konischen apikalen Anteil besitzt, was zu einer Minimierung des Perforationsrisikos bei besserer Retention führt (Kaelin und Schärer, 1991).

1.2.2 Stiftherstellung

Stiftsysteme können auch hinsichtlich ihrer Herstellungsart unterschieden werden: konfektioniert, halbkonfektioniert oder individuell.

Dabei bestehen konfektionierte Systeme aus einer Nichtedelmetalllegierung, Keramik oder Faserverbundsystemen, wobei die Stifte bereits vorgefertigt sind und nach einer Kanalbohrung mittels Normbohrer inseriert werden (Edelhoff et al., 1997).

Halbkonfektionierte Systeme setzen sich zusammen aus einem konfektionierten endodontischen Stift und einem individuell modelliertem Aufbau (Isidor und Brondum, 1992; Lauer et al., 1994) und bestehen entweder aus Metall oder Keramik (Edelhoff et al., 1997).

Individuelle Stifte werden im Labor in Metall gegossen, nachdem entweder eine Abformung des Kanals erfolgte oder eine direkte intraorale Modellation (Hudis und Golstein, 1986).

Somit unterscheiden sich die Stiftsysteme auch hinsichtlich Kosten sowie Zeitaufwand für Patient, Zahnarzt und zahnärztlichem Labor.

1.2.3 Stiftbohrung und Präparation

Der Aufbau endodontisch behandelter Zähne hat die Aufgabe unter Schonung gesunder Zahnhartsubstanz eine zuverlässige Verankerung für die definitive Restauration zu schaffen. Dabei kommt es aber auch

zu einer Schwächung des Zahnes durch die Aufbereitung der Wurzelkanäle sowie Stiftbohrung (Stellungnahme DGZMK 2003); vor diesem Hintergrund können herkömmliche endodontische Stiftaufbauten die Festigkeit so behandelter Zähne nicht steigern (Guzy und Nicholls, 1979; Lovdahl und Nicholls, 1977; Sidoli et al., 1997; Trope et al., 1985; Viglue et al., 1994).

Vor dem Hintergrund, dass sich keine relevanten physikalischen Eigenschaften durch eine endodontische Versorgung ändern, muss individuell bestimmt werden, ob eine Stiftversorgung indiziert ist (Fusayama und Maeda, 1969; Reeh et al., 1989; Sedgley und Messer, 1992; Stanford et al., 1958).

Voraussetzung einer Normbohrung ist unter anderem eine suffiziente Wurzelfüllung, die bis auf 4-5 mm vor Apex reduziert werden sollte, um darüberhinaus einen apikalen bakteriendichten Verschluss des Kanals zu gewährleisten (Bourgeois und Lemon, 1981; Kvist et al., 1989; Magura et al., 1991; Mattison et al., 1984; Portell et al., 1982; Zmener, 1980).

Dabei ist durch viele Studien belegt, dass die Länge des im Wurzelkanal verankerten Stiftanteils signifikanten Einfluss auf die Retention und somit die Erfolgsaussicht hat (Standlee et al., 1978). In einer umfassenden In-vivo Untersuchung von Sorensen 1984 an 1273 Zähnen stellte man bei einer Stiftlänge von $1/4$ der klinischen Kronenlänge in 25 % einen Misserfolg fest, während bei einer Länge von mehr als $1/4$ dies nicht der Fall war.

In der Literatur werden verschiedene Angaben zur optimalen Länge gemacht, dabei muss aber festgestellt werden, dass der Stift im Wurzelkanal mindestens so lang sein soll wie die klinische Krone (Freesmeyer, 1995; Hofmann, 1985; Sorensen und Martinoff, 1984) und als Idealmaß eine Länge von $2/3$ der Wurzel angegeben werden kann (Freesmeyer, 1995; Stark, 2000).

Um einen Misserfolg zu vermeiden, muss auch der Wahl des Stiftdurchmessers Beachtung geschenkt werden; es sollte genug Zahnhartsubstanz geschont, aber auch eine stabile Stiftsituation geschaffen werden (Robbins, 2002). Bei einem zu groß gewählten Durchmesser wird der Zahn unnötig geschwächt, bei einem zu geringen Stiftdurchmesser besteht die Gefahr der Stiftfraktur (Assif et al., 1993; Cormier et al., 2001; Deutsch et al., 1985).

Auch die Art der Zementierung ist für den Langzeiterfolg von Bedeutung:

bei konischen Stiftsystemen sowie konventionell Zementierten ist es ratsam, ein Kanalinlay zu präparieren, welches als Verdehschutz sowie als zusätzliche Abstützung dienen soll (Gutmann, 1977; Schmeißner, 1983; Shillingburg et al., 1970).

Bei adhäsiv zementierten endodontischen Stiftsystemen ist die Zahnhartsubstanz schonendere Präparation sowie der bessere Verbund Stift/Stumpfaufbau mit Erhöhung der Stabilität zu beachten (Edelhoff et al., 2002).

Da auch die verbleibende Dentinwandstärke Einfluss auf den Langzeiterfolg hat, sollte diese durch eine initiale zirkuläre Präparation mit 2mm breitem Dentinsaum -apikal des Aufbaus- zunächst abgeschätzt werden (Bereich, der später von der definitiven Restauration umfasst wird); dieses wird auch als „Ferrule design“ bezeichnet und wirkt sich stabilisierend auf die Zahnwurzel aus (Barkholder et al., 1989; Hemmings et al., 1991; Isidor et al., 1996; Milot und Stein, 1992)

Prinzipiell ist zu sagen, dass bei einem starken Destruktionsgrad eines Zahnes mit nur unzureichender koronaler Zahnhartsubstanz für die adhäsive Retention des Aufbaus oder einer großen Scher- und Zugbeanspruchung des Zahnes ein adhäsiv oder nicht adhäsiv verarbeiteter Stiftaufbau zum Einsatz kommen soll (Creugers et al., 1993; Guzy und Nicholls, 1979).

Speziell bei Zähnen mit großem Kanallumen -wie den vorderen Incisivi bei Zustand nach Trauma und nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum- stellt die geeignete endodontische Stiftversorgung den Behandler vor Schwierigkeiten.

1.2.4 Stiftsysteme

Die meisten klinischen Langzeitstudien sind mit Wurzelkanalstiften auf Metallbasis bekannt; dabei ist die Misserfolgsrate von verschiedenen Parametern abhängig, wie z. B. Stiftdesign, Verhältnis Stift- zu Kronenlänge und Herstellungsverfahren (Creugers et al., 1993; Roberts, 1970; Sorensen und Engelman, 1990; Sorensen und Martinoff, 1984; Weine et al., 1991).

Die in der Literatur beschriebenen metallischen Stiftsysteme unterscheiden sich hinsichtlich Material, Form und/oder Oberflächenbeschaffenheit; während Dezementierungen ein lösbares Problem darstellen, führen Wurzelfrakturen fast immer, Stiftfrakturen unter Umständen zu einem Misserfolg im Sinne einer Extraktion.

Daher wurden neben den konventionellen Metallstiften auch Stiftmaterialien gesucht, die physikalische Eigenschaften ähnlich der verbliebenen Zahnschmelze haben, diese dadurch nicht gefährden und eine Verbesserung der Ästhetik wegen ihrer Transluzenz ermöglichen.

Die ästhetischen Nachteile metallischer Stifte zeigen sich vor allem im Frontzahnggebiet, wo es zu Einbussen hinsichtlich Farbe sowie Transluzenz kommen kann (Carossa et al., 2001); auch die Ablagerungen korrosionsbedingter Metallionen in das Wunddentin sowie die umgebenden Gewebe sind ein großer Nachteil (Arvidson und Wröblewski, 1978); da es bei der Stiftbohrung auch immer zu einer Schwächung der Zahnschmelze kommt (Lovdahl und Nicholls, 1977; Sidoli et al., 1997; Trope et al., 1985), bieten die neueren Stiftsysteme eine Reihe von Vorteilen; neben der besseren Ästhetik ist das dentinähnliche biomechanische Verhalten bei metallfreien Stiften hervorzuheben.

Auch ist zu prüfen, ob ein rein adhäsiver Aufbau ohne Stift mit den Vorteilen der Risikominimierung, minimalinvasiv und zahnhartsubstanzhaltend sowie fertigungssteigernd klinische Bewährung zeigt (Newman et al., 2003).

Im Folgenden soll ein kurzer Vergleich zwischen Stiftaufbauten aus faserverstärktem Kunststoff -hier: Glasfaser und Karbonfaser-, Keramik sowie Metall vorgenommen werden.

1.2.4.1 Stiftaufbauten aus faserverstärktem Kunststoff

Anfang der Achtziger Jahre entstand der Wunsch, Stifte mit dentinähnlichen biomechanischen Eigenschaften zu entwickeln (Goldberg und Burstone, 1992; King und Setchell, 1990; Tjan et al., 1991). Somit wurde der Grundstein für die faserverstärkten Stiftsysteme gelegt; diese anisotropen Werkstoffe zeichnen sich durch unterschiedliche Belastbarkeit je nach Faserart, -ausrichtung und Kraftwinkel aus.

Dabei ist bei einem Belastungswinkel von 25° bis 90° der E-Modul

der Kunststoffmatrix entscheidend (3-4GPa), welcher unter dem von Dentin liegt (Schepperheyn, 2002). Ausserdem kommt es bei einer Biegebeanspruchung zu einer Umorientierung der Fasermatrix, was als „Kraftflusslenkung“ bezeichnet wird (Eichner, 1985; King und Setchell, 1990).

Begünstigt durch den adhäsiven Verbund zwischen Komposit und Epoxidharzmatrix soll es den Stiften bei geringer Spannung möglich sein, eine homogene Einheit mit dem adhäsiven Befestigungsmaterial, dem Aufbau und dem Dentin zu bilden (Mendoza und Eakle, 1994; Pest et al., 2002). Purton und Love (1996) und Robbins (2002) bewiesen jedoch, dass der adhäsive Halt der Kompositaufbauten zu den faserverstärkten Stiften dem mechanischen Halt zu makroretentiven Metallstiften unterlegen ist.

Ein großer Vorteil der faserverstärkten Stifte ist aber die gute Entfernbarekeit (Ferrari et al., 2000), was das Risiko einer iatrogenen Wurzelperforation somit herabsetzt; auch ermöglicht die Verwendung von Normbohrern eine direkte anschließende neue Zementierung (De rijk, 2000; Sidoli et al., 1997).

Man unterscheidet je nach Art der in der Epoxidharzmatrix eingebetteten Fasern: karbon- und glasfaserverstärkte Stiftsysteme.

1.2.4.1.a Stiftaufbauten aus Karbonfaser

Bei einem Winkel von 90° haben karbonfaserverstärkte Stifte einen niedrigeren E-Modul als glasfaserverstärkte Stifte, womit sie eine höhere Zugfestigkeit aufweisen (Schepperheyn, 2002).

Karbonfaserstifte sind die am besten nachuntersuchten Faserstifte; ihre Nachteile sind die dunkle Farbe sowie die fehlende Radioopazität. Aufgrund der Farbe sind sie im ästhetischen Bereich nicht zu verwenden, aber die fehlende Radioopazität kann durch den Befestigungszement ausgeglichen werden. Durch die Einbettung von ca. 8µm dicken Karbonfaser in eine Kunststoffmatrix wird ein chemischer Verbund zu einem Komposit -als Zement oder Aufbau- ermöglicht; diese Tatsache wird verstärkt durch die maschinelle Oberflächenbearbeitung der fertiggestellten Stifte zur Erhöhung der mikromechanischen Retention. Erfreulicherweise zeigen erfolgte Untersuchungen eine einheitliche

geringe Wurzelfrakturnrate und bei auftretenden Brüchen eine mögliche direkte Wiederversorgung des Zahnes mithilfe eines neu eingebrachten Stiftes (Dean et al., 1998; Hollis et al., King und Setchell, 1990; Mannocci et al., 1999; Sidoli et al., 1997).

Voneinander abweichende Ergebnisse zeigen sich allerdings hinsichtlich des Frakturwiderstandes: Sidoli et al. (1997) zeigen einen niedrigeren Frakturwiderstand als bei Metallstiften, Ottl (2002) hingegen einen höheren und andere (McDonald et al., 1990) keinen signifikanten Unterschied (Möllersten et al., 2002; Raygot et al., 2001).

Ferrari et al. (2000) zeigen aber gute klinische Ergebnisse.

1.2.4.1.b Stiftaufbauten aus Glasfaser

Der große Vorteil gegenüber Karbonfaserstiften ist der Aspekt der Ästhetik; mit ihrer hellen Farbe und der lichtleitenden Eigenschaft sind sie in der vollkeramischen Restauration deutlich überlegen (Akkayan und Gulmez, 2002; Robbins, 2002; Rosentritt et al., 2000). Die Lichtleitfähigkeit der Glasfasern ermöglicht auch eine gute Polymerisation lichthärtender adhäsiver Befestigungszemente in tieferen Kanalabschnitten (Vichi et al., 2001).

Über die Eigenschaften der Fasern, die in einer Kunststoffmatrix eingebettet sind, lassen sich Zug-, Druck-, Biege- und Schlagfestigkeit der Stifte beeinflussen, aber auch durch deren Volumenanteil und Verbund zur Matrix (Janda, 1990). Dabei unterscheidet man verschiedene Verfahren wie das Düsenziehverfahren, Zieh-Reck- Brechprozess, Spritzpressen usw.

Im Vergleich zu Karbonfaserstiften sind sie allerdings deutlich spröder (Triolo et al., 1999), da die amorphen Glasfasern aus geschmolzenem Glas gewonnen werden; auch bei Glasfaserstiften zeigt sich jedoch der Vorteil der schnellen Neuversorgung im Falle einer Fraktur (Akkayan und Gulmez, 2002; Cormier et al., 2001) und in labortechnischen Versuchen höhere Bruchfestigkeiten als keramische Stifte (Akkayan und Gulmez, 2002; Cormier et al., 2001; Rosentritt et al., 2000).

1.2.4.2 Stiftaufbauten aus Keramik

Keramische Stifte haben den Nachteil, dass sie eine hohe Sprödebrüchigkeit -die häufigste Misserfolgsursache- haben und äußerst schwer zu revidieren sind, was nur unter großem Zahnhartsubstanzabtrag möglich ist (Asmussen et al., 1999; Ferrari et al., 2000).

Deutlicher Vorteil ist aber ihre Biokompatibilität und ihre Lichtdurchlässigkeit (Akagawa et al., 1993; Berg und Hammer, 1992; Edelhoff et al., 1997; Edelhoff et al., 1998; Koutayas und Kern, 1999; Marxkors und Lehmann, 1998; Sieber, 1998), wodurch sie im ästhetischen Frontzahnggebiet sehr gut zur Anwendung kommen können (außer In-Ceram® aufgrund der hohen Scherbelastung); auch verfärben sie das umgebende Hart- und Weichgewebe nicht, da Keramik keinerlei Korrosion unterliegt (Christel et al., 1989).

Die relativ neue Zirkoniumoxidkeramik -Hochleistungskeramik ohne Glasanteil- ist radioopak und besitzt durch ihre Oxidpartikel die Eigenschaft, Rissbildung stoppen zu können und somit unter Zugbelastung stabiler zu sein (Marxkors und Meiners, 2001; Meiners und Lehmann, 1998; Paul und Schärer, 1996).

Zirkonoxidkeramikstifte zeigen allerdings einen niedrigeren Frakturwiderstand als metallische Stifte, haben aber mit ihnen gemein, dass eine Wiederversorgung bei auftretenden Frakturen nicht möglich ist (Akkayan, 2002).

1.2.4.3 Stiftaufbauten aus Metall

Stiftaufbauten aus Metall können aus Edel- oder Nichtedelmetall bestehen, konfektioniert, individuell oder halbkonfektioniert sein. Doch sollten die verwendeten Legierungen elektrochemisch unbedenklich sein, was durch die Verwendung von Titan, Gold-Platin- sowie Gold-Iridium-Legierungen gewährleistet wird (Edelhoff et al., 2002).

Der Vorteil metallischer Systeme liegt in ihrem hohen Frakturwiderstand, worin aber auch ihr Nachteil begründet ist, dass bei auftretenden Misserfolgen im Sinne von Frakturen eher der Zahn bricht als der Stift (Assif et al., 1989; Heydecke et al., 2002; Pierrisnard et al., 2002; Sidoli et al., 1997). Da es sowohl zur Einlagerung von Metall-

onen in benachbartes Hart- und Weichgewebe kommen kann als auch zu Durchscheinen metallischer Aufbauten unter Vollkeramikrestaurationen und dünnen Dentinwandungen sind sie für den Frontzahnbereich weniger geeignet (Edelhoff et al., 2002).

Auch in der Revidierbarkeit ist ein Nachteil zu sehen, da der Stift häufig mit einem Trepanbohrer -unter Verlust von weiterer Zahnhartsubstanz- entfernt werden muss (Meiners und Lehmann, 1998).

Allgemein ist zu sagen, dass die Möglichkeit, metallische Stifte mit Aufbauten anzugießen, die Erleichterung bietet, durch individuelle Angulation die Einschubrichtung des Aufbaus zu variieren und den Restzähnen anzupassen.

1.2.5 Befestigungszemente

In Abhängigkeit des verwendeten Stiftsystems können konventionelle oder adhäsive Zemente zur Anwendung kommen. Um eine gleichmäßige Verteilung des Zementes sicherzustellen, ist es von Vorteil, wenn der Zement mit einem rotierenden Instrument in den Wurzelkanal eingebracht, der Stift beschickt und eingesetzt wird (Goldmann et al., 1984; Goldstein et al., 1986). Für das konventionelle Zementieren eignen sich Phosphatzement sowie Glasionomerezement, die sich nicht signifikant in ihren Retentions- und Widerstandsverhalten unterscheiden und beide bewährt sowie einfach in der Verarbeitung sind (Viohl, 1985).

Die Weiterentwicklung der Stiftsystemmaterialien hat auch zu der Verwendung von adhäsiven Systemen geführt: mittlerweile gibt es die Kunststoffzemente in den Varianten chemisch-, licht- oder dualhärtend (Marxkors und Meiners, 2001). Diese Kompositzemente weisen eine deutlich größere Retention als konventionelle Zemente auf, sind aber auch anwendungssensibler, kostenintensiver und aufwendiger in der Verarbeitung (Assif et al., 1989; Duncan und Pameijer, 1998; Mendoza und Eakle, 1994; Perdigao und Lopes, 1999; Standlee und Caputo, 1993). In Bruchbelastungsversuchen -60° Winkel- hat der Kunststoffzement Panavia® deutlich bessere Widerstandswerte als der konventionelle Phosphatzement, während bei Abzugsversuchen ähnlich Werte ermittelt werden können (Love und Purton, 1998; Mendoza und Eakle, 1994).

1.2.6 Werkstoffkundliche Grundlagen

Biegung

Beinhaltet eine ungleichmäßige Spannungsverteilung mit unterschiedlichen Längenänderungen der einzelnen Fasern. An der konkaven Seite eines Körpers entsteht Druckspannung, an der konvexen Zugspannung; in der Mittelachse befindet sich eine neutrale Zone. Die Bestimmung der Biegefestigkeit (σ) für spröde Materialien erfolgt durch den Quotienten aus Biegemoment (M) beim Bruch der Probe und deren Widerstandsmoment (W) [N/mm^{-2}].

Dehnung (φ)

Unter Kraft auftretende Deformation eines Körpers; Verhältnis der Längenänderung zur Ausgangslänge [m/m]. Sie kann plastisch (=irreversibel) oder elastisch sein.

Elastizitätsmodul (E)

Proportionalitätsfaktor zwischen Spannung und Dehnung und ist gültig in der Phase der elastischen, reversiblen Dehnung. Der E-Modul ist um so größer, je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegensetzt, d.h. hoher E-Modul = steif, niedriger E-Modul = weich. Abhängig ist der E-Modul von verschiedenen Umgebungsfaktoren wie z. B. Druck oder Temperatur. [N/m^2]

Anschaulich kann man sich den E-Modul als diejenige Zugspannung vorstellen, die ein Material auf seine doppelte Länge dehnen würde.

Festigkeit

Definiert als Kraft pro Fläche [$1 \text{ N}/\text{m}^2 = 1\text{Pa}$]; sie ist der Formänderungswiderstand eines Materials basierend auf Molekularadhäsion und wird unterschieden in: Biege-, Bruch-, Druck-, Schub-, Torsions- und Zugfestigkeit.

Sprödigkeit

Bezeichnung der möglichen Materialverformbarkeit; spröde Werkstoffe besitzen keine oder nur eine geringe Verformbarkeit

2. Material und Methode

2.1 Versuchsgruppen

Es wurden 50 Zähne in fünf Gruppen á zehn Zähne eingeteilt; diese fünf Gruppen unterschieden sich hinsichtlich ihrer Versorgungsart nach gleicher Vorbehandlung (im Kapitel 2.2 beschrieben) wie folgt:

- Gruppe 0: Vorversuche; wie Gruppe 4
- Gruppe 1: adhäsiv -mit Panavia F 2.0®- zementierter
konfektionierter Zirkonoxidstift = CeraPost®
- Gruppe 2: adhäsiv -mit Panavia F 2.0®- zementierter
Glasfaserstift = ParaPost Fiber White®
- Gruppe 3: adhäsiv -mit Panavia F 2.0®- zementierter
Karbonfaserstift = Composipost®
- Gruppe 4: ohne Stiftsystem, direkte Versorgung mittels
Komposit = Tetric®
- Gruppe 5: konventionell mit Harvard Zement® zementierter
individuell gegossener Stift aus Phantommetall

Den Gruppen 0-4 war weiterhin der Aufbau nach Stiftinsertation mittels Komposit gemein.

2.2 Vorversuche

Zur Ermittlung eines gängigen Versuchsaufbaus wurden Vorversuche durchgeführt, die helfen sollten, mögliche Fehler bzw. Probleme der Methodik aufzuweisen.

Bei der weiten Ausschachtung der Probenkörper kam es zu Verlusten, da bei dünner Restwandung ersichtlich wurde, dass diese nicht mehr intakt war, was zu einer Ergebnisverfälschung geführt hätte. Aufgrund dieser Tatsache entschlossen wir uns dazu, jegliche Zähne mittels Lupe vor und nach Aufbereitung zu untersuchen.

Die für die Vorversuche verwendeten Proben in Gruppe 0 waren ausgeschachtete und wie in Kapitel 2.3 beschrieben vorbereitete Zähne, die nur mittels Kompositaufbau (Tetric®) versorgt wurden.

Auch zeigte sich hier, dass die zunächst im Anschluss vorgenomme-

ne direkte Einbettung der Proben -ohne Silikonummantelung- in einen Kunststoffblock ein mögliches Wiederentfernen der Proben nicht ermöglichte, was somit geändert wurde.

Neben diesem wurden die Proben in einem zylindrischen Kunststoffblock in einer Achsneigung von 45° zur Horizontalebene eingebettet, was sich jedoch nicht als praktikabel erwies und deswegen das Vorgehen wie in Kapitel 2.3.1 beschrieben angegangen wurde. Desweiteren zeigte sich die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung bei feucht gelagerten Proben als Schwierigkeit, da die Proben sowohl nur unter Vakuum gesputtert, als auch rasterelektronenmikroskopisch untersucht werden können.

Der letztendlich -durch die Vorversuche korrigiert- erstellte Versuchsaufbau zeigte sich dann aber im Weiteren als praktikabel.

2.3 Herstellung der Versuchskörper

2.3.1 Vorbereitung der Probenzähne

Für unsere Untersuchung wurden 50 obere mittlere Incisivi ausgewählt, die durch eine einheitliche Vorbehandlung konditioniert wurden.

Bei der Fragestellung der Versorgung von Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum war es uns nicht möglich, diese in ausreichender Stückzahl zu sammeln, daher wurden extrahierte Schneidezähne entsprechend unseren Vorgaben modifiziert.

Einerseits eigneten sich die Incisivi sehr gut, um eine von uns geforderte einheitliche Ausschachtung des Wurzelkanals zu erreichen, andererseits sind sie am häufigsten von Traumata bei Beteiligung des Kauorgans betroffen.

Limitierend bei der Auswahl war häufig die Länge -von uns geforderte 14 mm-, eine frakturfreie Wurzeloberfläche sowie ihre Unversehrtheit, was mittels einer Lupe (10x) untersucht wurde, um sicher zu gehen, dass die Wurzeln nicht bereits iatrogen geschwächt waren; auch mussten die Zähne füllungs-, karies- sowie restaurationsfrei sein.

Nach Längenmessung und Vermessen der klinischen Krone war es unser Ziel, eine einheitliche Länge von 12 mm zu erzielen, indem wir

alle Zähne mittels diamantierter Trennscheibe -unter Wasserkühlung- im Bereich der approximalen Schmelz-Zementgrenze dekapitierten.

Die Simulation des nicht abgeschlossenen Wurzelwachstums mit resultierendem großen Kanallumen wurde mittels grüngeltem Ledge-Diamant der Firma Komet® unter Wasserkühlung in rotem Winkelstück der Firma KaVo® erreicht. Dafür wurde der Wurzelkanal in apikaler sowie lateraler Richtung erweitert und mit einem modifizierten Tastzirkel eine einheitliche Restwandstärke von 1 mm sichergestellt; dieser Tastzirkel hatte ein verkleinertes und verlängertes Arbeitsende. Dabei wurden Toleranzen $\pm 0,2$ mm zugelassen.

Das offene Foramen apicale wurde simuliert, indem die apikalen 2 mm jeder Wurzel abgetrennt wurden.

Anschließend wurde mittels lateral und vertikal kondensierter Gutta-percha ein apikaler Verschluss in den unteren 4 mm eingebracht, was als Wurzelfüllung fungierte.

Das Restlumen wurde mit 96 prozentigem Alkohol gereinigt und nun für den Aufbau vorbereitet.

Um die Verankerung der Zähne im natürlichen Parodont zu imitieren, wurden diese konditionierten Pfeiler mittels Silikon Honeygum® der Firma DMG ummantelt und in einen Kunststoffprobenhalter eingebettet; durch die Silikonummantelung war einerseits ein stabiler Sitz im Probenhalter, andererseits ein Entfernen des Pfeilers zu jedem Zeitpunkt möglich. Der Kunststoffprobenhalter wurde aus PalaXPress® der Firma Heraeus-Kulzer für jeden Zahn individuell hergestellt, indem jeder mit Silikon beschickte Zahn in einer Hohlform aus Dubliermasse mit Kunststoff eingebettet wurde; diese Hohlform musste gewisse Bedingungen bezüglich der Achsrichtung der Einbettung erfüllen. Dieses wurde erreicht, indem die Zähne mittels Einbringhilfe aus einem 2 mm V2A-Stahl Draht eingesetzt wurden; die Zahnängsachse wurde mit dem Draht zur Deckung gebracht und dieser in ein Parallelometer eingespannt. Mit Hilfe des Parallelometers konnte die Vertikalebene gesichert werden und der Zahn in die Hohlform abgesenkt werden.

Die Hohlform wurde mittels Doublierung eines Gipsblockes hergestellt, der an einem Trimmer speziell vorbereitet wurde.

Diese Vorbereitungen waren nötig, da die späteren Belastungsversuche in einem Winkel von 135° zur Zahnängsachse vorgenommen werden sollten (Marxkors, 1993) und deswegen als Form des Probenkörper-

halters ein gleichschenkliges Dreieck gewählt; wurde der Zahn in der Winkelhalbierenden vertikal eingesetzt, so ergab sich der geforderte Belastungswinkel zwischen Zahnängsachse und Vertikalebene von 135°.

Auch ist zu erwähnen, dass sämtliche Zähne nach vorsichtiger Reinigung der Wurzeloberfläche von evt. Weichgewebsresten vor Beginn der Aufbereitung in einer physiologischen Kochsalzlösung, die mit 0,1 prozentigem Natriumacetat versetzt wurde, aufbewahrt wurden, um eine evtl. Dehydratation zu vermeiden.

Die anschließenden Belastungsversuche nach Stiftversorgung erfolgten pro Probe in unmittelbarem Anschluss, sodass auch später eine evtl. Austrocknung vermieden werden sollte, die unweigerlich eine Verfälschung der Ergebnisse zur Folge gehabt hätte.

2.3.2 Verwendete Stiftsysteme

Nach erfolgter Vorbehandlung wurden die Proben mit folgenden in der Tabelle erläuterten Systemen versehen:

Tab. 1: Übersicht der verwendeten Materialsysteme mit Aufbau

<u>Stiftsystem</u>	<u>Stiftmaterial</u>	<u>Aufbau</u>	<u>Zement</u>	<u>Durchmesser</u> <u>[mm]</u>
CeraPost® Komet ER©	Zirkonoxid	DualCore® DMG©, Tetric® Vivadent©	Panavia F 2.0® Kuraray©	1,1
ParaPost W® Coltene©	Glasfaser	DualCore® DMG©, Tetric® Vivadent©	Panavia F 2.0® Kuraray©	1,5
Composipost® RTD©	Karbonfaser	DualCore® DMG©, Tetric® Vivadent©	Panavia F 2.0® Kuraray©	1,4/2,1

Tetric® Vivadent©	Komposit	DualCore® DMG©, Tetric® Vivadent©	Syntac® Ivoclar©	individuell
Gegossen, Degussa©	Phantommetall	Metall	Harvard Ze- ment®	individuell

2.3.2.1 Keramikstifte

Bei den verwendeten Stiften CeraPost® der Firma Komet ER© handelt es sich um ein zylindrisches System, das bei einer Länge von 12 mm in drei Durchmessern angeboten wird: ISO 050, ISO 090 und ISO 110, was 0,5, 0,9 und 1,1 mm entspricht, hier kamen die Stifte der Größe ISO 110 zur Anwendung.

Die Stifte bestehen aus einer Zirkonoxid-Hochleistungskeramik und zeigen eine hohe Biokompatibilität (Ichikawa et al., 1992).

Das System besitzt Kanalaufbereitungsinstrumente mit darauf abgestimmten diamantierten Aufrauinstrumenten (Rautiefe: 52 µm).

In der folgenden Tabelle sind die wichtigsten physikalischen Eigenschaften der Stifte zusammengefasst:

Tab. 2 Materialeigenschaften CeraPost®

<u>Zusammensetzung</u> [Gew.-%]	<u>Biegebruchfestigkeit</u> [MPa]	<u>E-Modul</u> [GPa]
5,1 Y ₂ O ₃ 94,4 ZrO ₂	900-1000	200

2.3.2.2 Glasfaserstifte

Verwendet wurde das System ParaPost Fiber White® von Coltene, welches aus zylindrischen Stiften besteht. Durch seine Zusammensetzung und somit mikroretentiven Oberfläche, aber auch durch die makroretentive Oberfläche kann ein starker mechanischer sowie adhäsiver Verbund mit Kompositen erreicht werden.

Auf dem Markt sind folgende Stiftdurchmesser erhältlich: 1,14 mm und

1,25 mm mit je 14,9 mm Länge; 1,40 mm und 1,50 mm mit je 15,5 mm Länge.

Auch dieses System hat Kanalaufbereitungsinstrumente im Sinne von Normbohrern, die sich allerdings nicht von denen des herkömmlichen ParaPost-Systems unterscheiden.

Die wichtigsten physikalischen Eigenschaften sind in der nachfolgenden Tabelle aufgeführt:

Tab 3. Materialeigenschaften ParaPost White®

<u>Zusammensetzung</u> [Gew.-%]	<u>Biegebruchfestigkeit</u> [MPa]	<u>E-Modul</u> [GPa]
42 Glasfaser 29 Kunststoff 29 Füllstoffe	990-1600	29,2

2.3.2.3 Karbonfaserstifte

In dieser Studie wurde das System CompositPost® von RTD verwendet, das doppelt zylindrisch mit zwei unterschiedlichen Durchmessern ist; auch ist am Übergang der beiden zylindrischen Anteile sowie an der Stiftspitze ein kurzer konischer Anteil zu finden.

Die Stifte gibt es in den folgenden Durchmessern: 1,0/1,4 mm; 1,2/1,8 mm und 1,4/2,1 mm, welchen vor Insertion auch Normbohrungen mit speziellen Kanalaufbereitungsinstrumenten vorangehen.

Abhängig vom Belastungswinkel variiert der E-Modul zwischen 17-47 GPa. Weitere Eigenschaften sind in der folgenden Tabelle zu finden:

Tab 4. Materialeigenschaften CompositPost®

<u>Zusammensetzung</u> [Gew.-%]	<u>Biegebruchfestigkeit</u> [MPa]	<u>E-Modul</u> [GPa]
64 Karbonfaser 36 Epoxidharz- kunststoff	990 -1800	17,5 (Winkel: 135°)

2.3.2.4 Metallstifte

Die für diese Studie verwendeten Stifte wurden individuell nach Isolierung des Wurzelkanals mittels Helago-Öl® und Modellation mittels Pattern Resin® von GC© aus Phantommetall® der Firma Degussa© hergestellt.

Dieser in der vor- sowie klinischen Ausbildung der zahnmedizinischen Studenten bekannte Werkstoff kommt in seinen Eigenschaften den konventionell gebräuchlichen Metalllegierungen sehr nahe. Härte, Dehngrenze, E-Modul sowie Schmelzintervall liegen im Bereich derer hochgoldhaltiger Legierungen (Marxkors und Meiners, 2001), sodass das Metall als geeignet angesehen werden kann, Metallstifte zu repräsentieren.

Die Vorbohrung für individuelle Stifte kann mittels Normbohrer anderer konischer Stiftsysteme erfolgen, die Präparation eines Kanalinlays mittels Diamanten.

In dieser Studie wurden ausbrennbare Stifte des ParaPost® Systems mit einem Durchmesser von 1,2 mm verwendet, an die mittels Pattern Resin® ein individueller Kanalverlaufaufbau und Aufbau modelliert wurde, nachdem alle evtl. Unterschnitte entfernt und der Kanal mit Hilfe von Helago-Öl® isoliert wurde. Anschließend wurden die Stifte im Schleudergussverfahren hergestellt und herkömmlich ausgearbeitet.

Die Zusammensetzung von Phantommetall® ist in der folgenden Tabelle zusammengefasst, die weiteren physikalischen Parameter entsprechen denen konventioneller Metallstiften:

Tab. 5 Materialeigenschaften Phantommetall®

<u>Zusammensetzung</u> [Massen%]	<u>Zugfestigkeit</u> [MPa]	<u>E-Modul</u> [GPa]
78,5 Cu 10 Zn 9 Sn 2,5 Co	400	110-200

2.3.3 Verwendete Zemente

Eine Übersicht über die verwendeten Zemente gibt Tabelle 1.

In unserer Studie wurden zwei Zemente verwendet, die nach umfangreicher Literaturrecherche als geeignet erachtet wurden, repräsentative Werte wiederzugeben.

Zum einen war dies der konventionelle Zinkoxidphosphatzement, normalhärtend, zum anderen der auf BisGMA basierende dualhärtende Kunststoffzement Panavia F 2.0®.

Beide Zemente weisen sehr gute Haftwerte sowie Verarbeitungsmöglichkeiten auf (Edelhoff et al., 2002; Viohl, 1985), wobei aber Kompositzemente deutlich höhere Haftwerte aufweisen (Assif et al., 1989). Da aber in der Praxis Metallrestorationen üblicherweise konventionell zementiert werden, wurde sich auch hier für den Phosphatzement als Zement der Wahl entschieden.

Kompositaufbauten wurden mittels Säure-Ätz-Technik mit Syntac Classic® gebondet, Panavia mit dem zugehörigen ED Primer verwendet.

2.3.4 Zementieren der Stifte

Nach der in Kapitel 2.3.1 beschriebenen Vorbehandlung wurden die für die Hauptversuche vorbereiteten Zähne nach dem Zufallsprinzip den fünf Gruppen zugeteilt.

Aufgrund des großen Wurzelkanallumens konnte allerdings mit den konfektionierten Systemen der Gruppen 1-3 keine Primärpassung von Stift zu Zahn erzielt werden. Daher wurde das Lumen mittels Kompositfüllung wie folgt verkleinert (für alle Probenzähne der Gruppen 1-3):

Nach 30 sec Spülen des Kanals mit 5 ml physiologischer Kochsalzlösung wurde der Kanal mittels Papierspitzen entsprechender Größe getrocknet und das Dentin mit Syntac Classic® konditioniert; dazu wurde mit einem Microbrush-Tip 15 sec lang Primer in die Dentinwand massiert, danach die Überreste fein verblasen und nun Adhäsiv für 15 sec einmassiert, welches gleichermaßen anschließend verblasen wurde. Darauffolgend wurde das Bonding appliziert und nach gleich-

mäßiger Verteilung für 20 sec mit Hilfe einer Polymerisationslampe ausgehärtet. Anschließend wurde vor Füllung mit Komposit zum Erhalt eines Restlumens -im Sinne eines künstlichen Wurzelkanals- ein Guttaperchastift inseriert, der mit Pinzette in loco gehalten wurde, und der Zahn mit dem Kompositmaterial DualCore® der Firma DMG© aufgefüllt, welches auch mittels Polymerisationslampe für 60 sec ausgehärtet wurde. Der Guttaperchastift wurde entnommen und es konnte für jedes System die individuelle Vorbohrung vorgenommen werden. Hierfür wurden die in ein grünes Winkelstück der Firma KaVo© eingespannten individuellen Vorbohrer unter einheitlichem Druck sowie leicht pumpenden Bewegungen mit einer gleichmäßigen Drehzahl von 2000 U/min verwendet. Im Anschluss daran erfolgte die individuelle Normbohrung -ebenfalls unter gleichen Bedingungen- und nach Reinigung mit 96 prozentigem Alkohol sowie der zuvor durch Einprobe sichergestellten Passung konnte der jeweils ausgesuchte Stift zementiert werden. Dieses geschah mittels Panavia F 2.0®: der Kanal wurde mit dem zum System gehörigen ED Primer mit Hilfe eines Multibrush-Tips benetzt, 30 sec belassen und die Überschüsse mit einer Papierspitze entfernt. Anschließend wurde der auf BisGMA basierende Kunststoffzement zu gleichen Teilen auf einem Anmischblock mit einem Kunststoffspatel nach Herstellerangaben angemischt und der ausgewählte Stift mit Zement beschickt und eingesetzt. Dies erfolgte unter leichtem Druck, um eine Luftblasenbildung zu vermeiden. Grobe Überschüsse wurden mit Hilfe von Pelletims® und Pinzette entfernt und der Zementspalt mit Oxyguard® umspritzt sowie 40 sec lichtgehärtet; da es sich um einen dualhärtenden Zement handelt, kann mittels Oxyguard® der Sauerstoffzutritt inhibiert werden, was chemisch zur Aushärtung des Zementes führt.

Nach erfolgreicher Aushärtung und gründlicher Reinigung der Oberfläche wurde wie im Kapitel 2.3.5 beschrieben der Aufbau modelliert.

2.3.4.1 Gruppe 1 - Versorgung mit CeraPost®

Die in dieser Gruppe wie in den Kapiteln 2.3.1 und 2.3.4 beschriebenen vorbereiteten Probenkörper wurden mit Zirkonoxidstiften der Fir-

ma Komet/ER© mit einem Durchmesser von 1,1 mm versorgt; nach dem jeweiligen Aufbau wurden die Probenkörper in den zugehörigen Kunststoffblock gegeben und im Anschluss daran erfolgten die Belastungsversuche.

2.3.4.2 Gruppe 2 - Versorgung mit ParaPost Fiber White®

Wie in den Kapiteln 2.3.1 und 2.3.4 beschrieben erfolgte die Vorbereitung der Zähne, die in dieser Gruppe mit Glasfaserstiften der Firma Coltene versorgt wurden, wonach der Aufbau folgte sowie die anschließenden Belastungsversuche.

2.3.4.3 Gruppe 3 - Versorgung mit ComposiPost®

Die in den Kapiteln 2.3.1 und 2.3.4 beschriebenen vorbereiteten Zähne wurden in dieser Gruppe mit Karbonfaserstiften der Firma RTD® versorgt. Nach Aufbau erfolgten die Belastungsversuche.

2.3.4.4 Gruppe 4 - Versorgung mit Komposit (Tetric®)

In dieser Gruppe wurden keine Stifte inseriert, sondern der durch die Aufbereitung entstandene Wurzelkanal jeweils mit Komposit verschlossen, woraus auch der Aufbau wie in Kapitel 2.3.5 beschrieben bestand.

Zunächst wurde der Kanal mit 5 ml physiologischer Kochsalzlösung 30 sec gespült und mit Papierspitzen getrocknet, wonach die Konditionierung mit Syntac classic® nach Herstellerangaben wie im Kapitel 2.3.1 erläutert folgte, mit dem Unterschied, dass nach Aushärtung der Bondingschicht nicht das Kanallumen künstlich verkleinert und ein Stift inserierte wurde, sondern es erfolgte direkt das Aufbringen des Komposits Tetric® in dünnen Schichten -zur Einhaltung der Inkrement Technik- mittels Planstopfer mit einem Durchmesser von 1 mm; die dünnen Schichten wurden nacheinander jeweils für 40 sec lichtgehärtet, um eine vollständige Polymerisation zu gewährleisten. Nach Füllen

des Wurzelkanals wurde auch hier der Aufbau mittels Tetric unter Zuhilfenahme einer Hülsenfolie wie in Kapitel 2.3.5 erläutert hergestellt und die Probenkörper in den Kunststoffhaltern den Belastungsversuchen zugeführt.

2.3.4.5 Gruppe 5 - Versorgung mit individuell gegossenem Metallstift

Die Zähne der Gruppe 5 wurden mit einem individuell gegossenem Stift aus Phantommetall® wie folgt versorgt:

Nach Ausschachten des Wurzelkanals wie in Kapitel 2.3.1 erläutert erfolgte in dieser Gruppe nicht eine künstliche Verengung mittels Komposit oder eine Normbohrung, sondern es wurde ein individueller Stift aus PatternResin® -ein autopolymerisierender Kunststoff aus der Gusstechnik- unter Zuhilfenahme von Kunststoffstiften des ParaPost® Systems modelliert. Hierzu wurde der Kanal mit Helagoöl® isoliert und evt. unterschrittige Bereiche entfernt. Der größte zur Verfügung stehende Kunststoffstift des ParaPost® Systems wurde gewählt und das PatternResin® mehrfach aufgetragen, um eine möglichst hohe Kongruenz zwischen Kanal und Stift zu erreichen, indem es in plastischem Zustand mehrfach in den Kanal eingebracht und entnommen wurde. Diese Modellation wurde an einen Wachsdraht angestiftet und in einer Muffel der Größe 1x mit Deguvest© Einbettmasse eingebettet; nach vollständiger Aushärtung wurde diese 45 min in einem 300° Celsius heißen Ofen erhitzt und dann in einem 700° Celsius heißen Ofen gestellt, wonach der Guss des Stiftes mit Phantommetall® bei einer Temperatur von 1150° Celsius in einer Gusschleuder erfolgte. Nach Erkalten der Muffel wurde der Stift ausgebettet, der Gusskanal abgetrennt und der Stift sandgestrahlt.

Eine Einpassung der Stifte in die Probenkörper erfolgte mittels Gusscheckverfahren und bei optimaler Passung -nach Reinigung des Kanals mit 96 prozentigem Alkohol- das Zementieren mit Phosphatzement, der nach Herstellerangaben auf einer Glasplatte angemischt und mit Hilfe eines Lentulos in den Kanal eingebracht wurde. Auch der Stift wurde mit Zement beschickt und unter leichtem Druck in den Kanal eingesetzt. Nach initialer Aushärtung des Zementes (7 min)

wurden die Überschüsse mittels zahnärztlicher Sonde entfernt und vor den Belastungsversuchen eine weitere Aushärtung des Zementes abgewartet.

2.3.5 Herstellung der Aufbauten

Die Herstellung der Aufbauten wird im Folgenden für die Gruppen 1-4 zusammengefasst:

nach Vorbereitung der Zähne wie in den Kapiteln 2.3.1 bis 2.3.4.4 beschrieben erfolgte der Aufbau mittels Tetric®.

Dazu wurde die Zahnhartsubstanz mit einer 38 prozentigen Phosphorsäure für 30 sec angeätzt, für wieder 30 sec mit Wasser abgesprüht und mit Syntac classic® nach Herstellerangaben vorbehandelt. Anschließend wurden der Zahn und der Stift mit dem Bonding Heliobond® benetzt und dieses 20 sec lichtgehärtet mittels Polymerisationslampe.

Die eigentliche Modellation des Aufbaus geschah mit Hilfe einer zuvor tiefgezogenen Hülsenfolie, durch die die einheitliche Form der Aufbauten gewährleistet werden sollte; der Aufbau mittels Tetric® wurde von vier Seiten für jeweils 60 sec UV-Licht gehärtet.

Die Probenkörper der Gruppe 5 erhielten keinen Kompositaufbau, da dies durch die individuelle Modellation des Metallstiftes erreicht wurde.

2.4 Versuchsaufbau

Die Belastungsversuche der Probenkörper wurden mit Hilfe einer Zwick® 1445 Universalprüfmaschine vorgenommen.

Um vergleichbare Belastungsbedingungen zu schaffen, wurde wie bereits erwähnt für jeden Zahn ein individueller Kunststoffblock angefertigt, der als Probenkörperhalter fungierte; dieser Halter sollte gewährleisten, dass alle Proben mit demselben Belastungswinkel von 135° belastet werden. Bei diesem Winkel wurde mit einem Vorschub von 2 mm/min belastet, wobei als Versagen ein Kraftabfall von mehr als 100 N innerhalb 1 sec definiert war.

Nach Belastung bis hin zur Versagensgrenze der jeweiligen Proben -entweder Fraktur der Stifte, der Aufbauten oder gar Zähne- konnten diese aus den Haltern entnommen werden und mittels Lichtmikroskops näher untersucht werden. Exemplarisch erfolgte diese Nachuntersuchung auch mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops der Firma Philips© mit tausendfacher Vergrößerung.

Dabei wurden sowohl vor Beginn der Belastung als auch nach Abschluss mit einer 0,3%igen Säurefuchsinlösung -rot- evt. Frakturspalten eingefärbt, indem die Lösung für 60 sec auf dem Probekörper einwirkte und dann mit Hilfe einer 5 ml Spritze mit gelber Kanüle mit Wasser abgespritzt wurde. Die so markierten Frakturen sollten unter dem Lichtmikroskop (der Firma Zeiss©) mit zehnfacher Vergrößerung ausgewertet und verglichen werden können.

2.5 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse der ermittelten Daten erfolgte mittels nicht-parametrischer Tests; die statistische Auswertung wurde mit dem Statistikprogramm SPSS für Windows vorgenommen.

Der Mehrgruppenvergleich wurde mittels Kruskal-Wallis-Test vorgenommen und paarweise Vergleiche mit Hilfe von Mann-Whitney-U-Tests. Der Vergleich der Verteilungen der Frakturmuster erfolgte mit dem Fisher-exact test, wobei das Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ festgelegt wurde, was bedeutet, dass $p < 0,05$ heißt, dass die Ergebnisse zu 95% Wahrscheinlichkeit unterschiedlich, mit $p < 0,01$ zu 99% hochsignifikant sind.

Eine graphische Aufbereitung der ermittelten Daten erfolgte mittels tabellarischer Darstellung, Säulendiagrammen und Boxplot Diagrammen zur vergleichenden Erläuterung; dabei liefert das Boxplot Diagramm übersichtliche Informationen über den Abstand zwischen 25%-Quartil und 75%-Quartil, über Maximal-, Median- sowie Minimalwerte und beinhaltet den mittleren Wertebereich mit 50% der gemessenen Werte.

3. Ergebnisse

3.1 Auffälligkeiten während der Herstellung der Probenkörper

Bereits bei der Herstellung der Probenkörper erfolgte ein Vergleich der verwendeten adhäsiv zementierten Stiftsysteme der Gruppen 1-3. Dabei erfolgte eine subjektive Beurteilung der Handhabung der Systeme. Dazu ist zu sagen, dass alle Systeme einfach in der Handhabung sind und sich auch nicht hinsichtlich der Durchführung der Normbohrung unterscheiden.

3.2 Bruchbelastung der verschiedenen Gruppen

Alle Probenkörper konnten in der Universalprüfmaschine (Zwick©) bis zum Versagen getestet werden, was im Folgenden erläutert wird.

3.2.1 Gruppe 1 - CeraPost®

Die Bruchkraft der Gruppe 1 ergab einen Mittelwert von 365,2 N und einen Medianwert von 329,6 N. Der Maximalwert lag bei 765,4 N, während der Minimalwert bei 149,9 N lag. Die Standardabweichung betrug 165,7 N. In der nachfolgenden Abbildung sind die Bruchkraftwerte der Probenkörper in Newton aufgelistet.

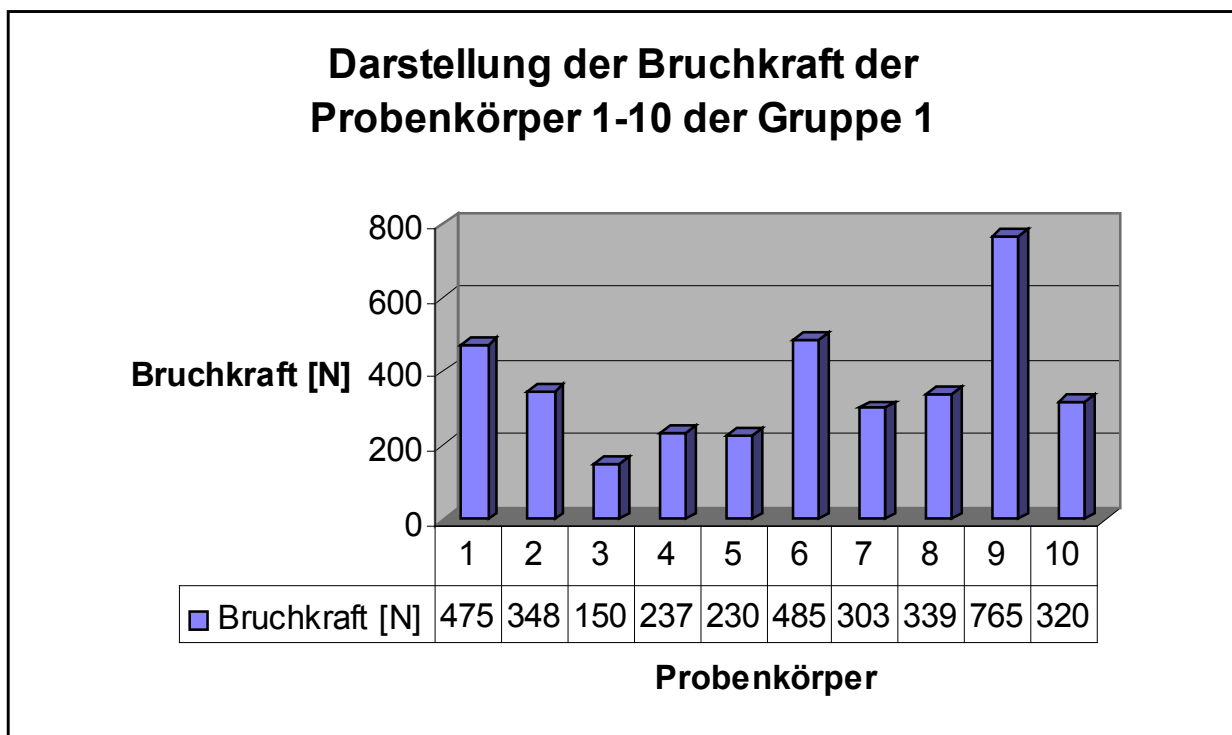


Abb. 1: Graphische Darstellung der Bruchkraftwerte der Probenkörper 1-10 der Gruppe 1

3.2.2 Gruppe 2 - ParaPost Fiber White®

In der Gruppe 2 lagen der Mittelwert bei 329,7 N, der Medianwert bei 316,3 N, Maximalwert bei 584,3 N und der Minimalwert bei 142,5 N. Die Standardabweichung ergab einen Wert von 135,2 N. In der nachfolgenden Abbildung sind die einzelnen Bruchkraftwerte der Probenkörper 1-10 der Gruppe 2 aufgezählt.

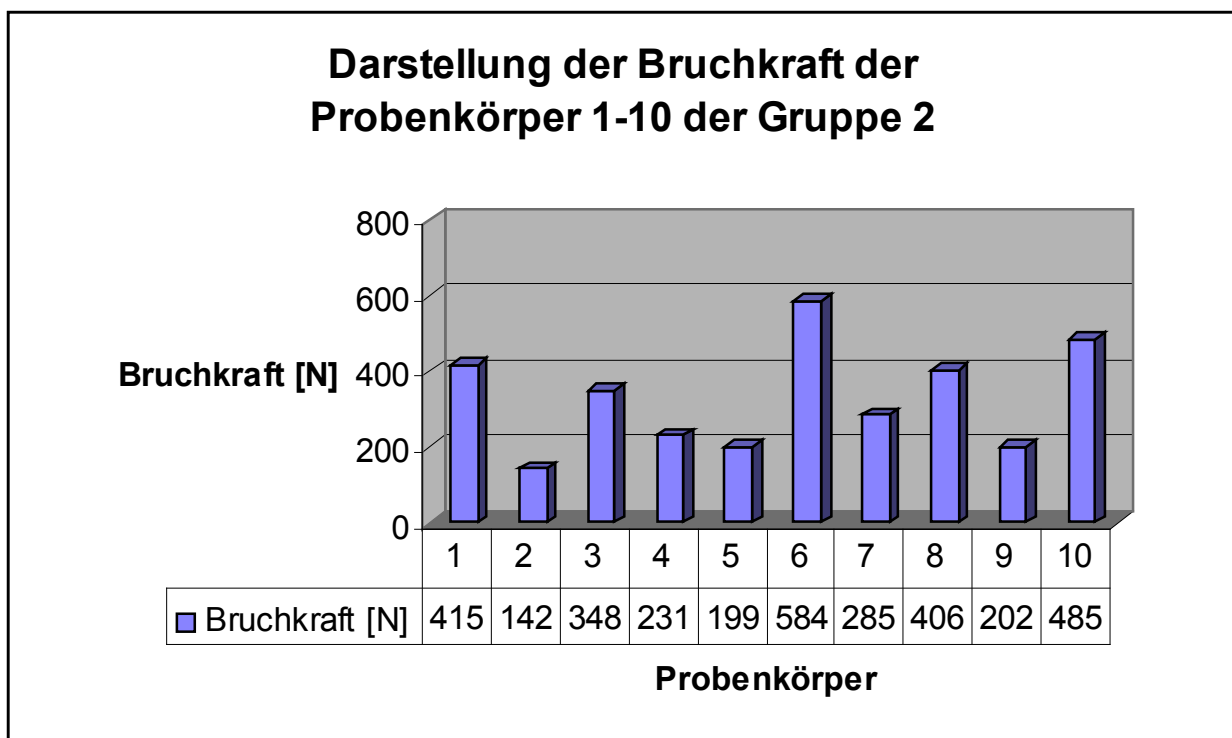


Abb. 2: Graphische Darstellung der Bruchkraftwerte der Probenkörper 1-10 der Gruppe 2

3.2.3 Gruppe 3 - CompositPost®

In der Gruppe 3 lagen der ermittelte Mittelwert bei 273,4 N, der Medianwert bei 275,8 N, der Maximalwert bei 359,7 N, der Minimalwert bei 166 N und die ermittelte Standardabweichung bei 60 N. Die folgende Abbildung zeigt im Einzelnen, welche Bruchkraftwerte die Probenkörper 1-10 der Gruppe 3 hatten.

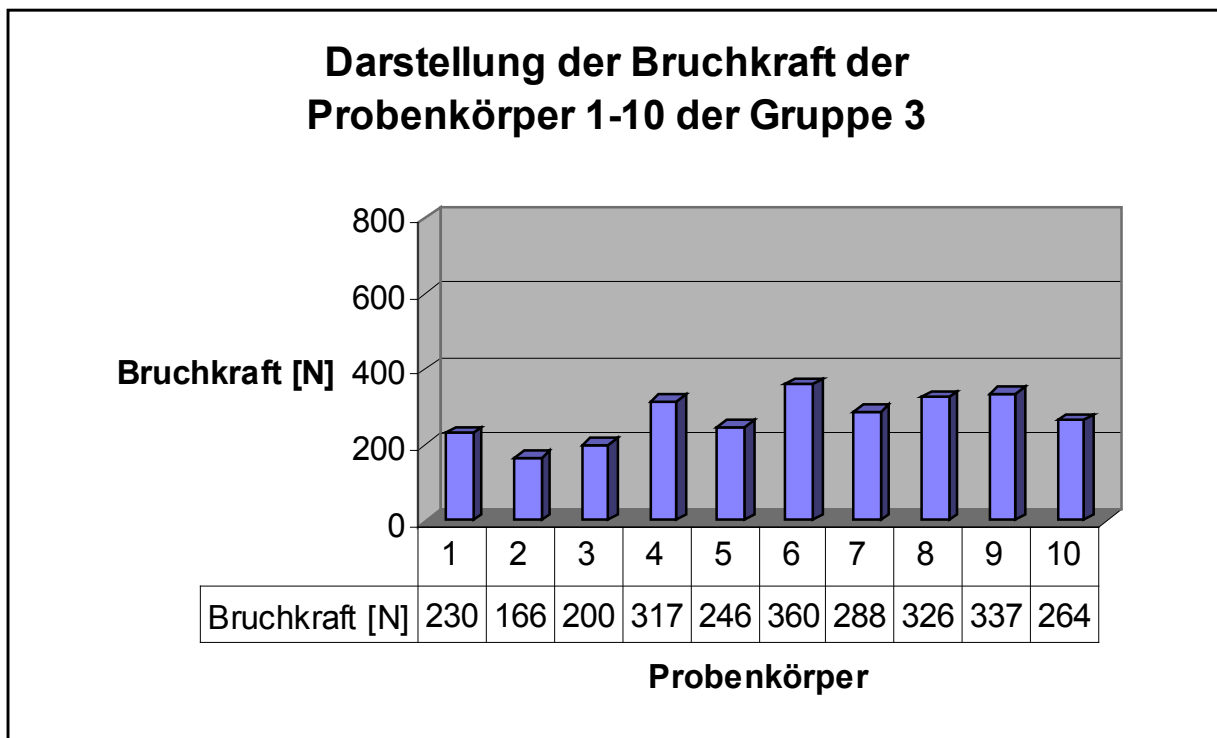


Abb. 3: Graphische Darstellung der Bruchkraftwerte der Probenkörper 1-10 der Gruppe 3

3.2.4 Gruppe 4 - Komposit

Für die Gruppe 4 wurde ein Mittelwert von 376,5 N, Ein Medianwert von 320,7 N, ein Maximalwert von 750,7 N und ein Minimalwert von 156,3 N ermittelt; dabei lag die Standardabweichung bei 198,43 N. In der folgenden Abbildung sind die Bruchkraftwerte aufgeführt, die die Probenkörper 1-10 der Gruppe 4 erreichten.

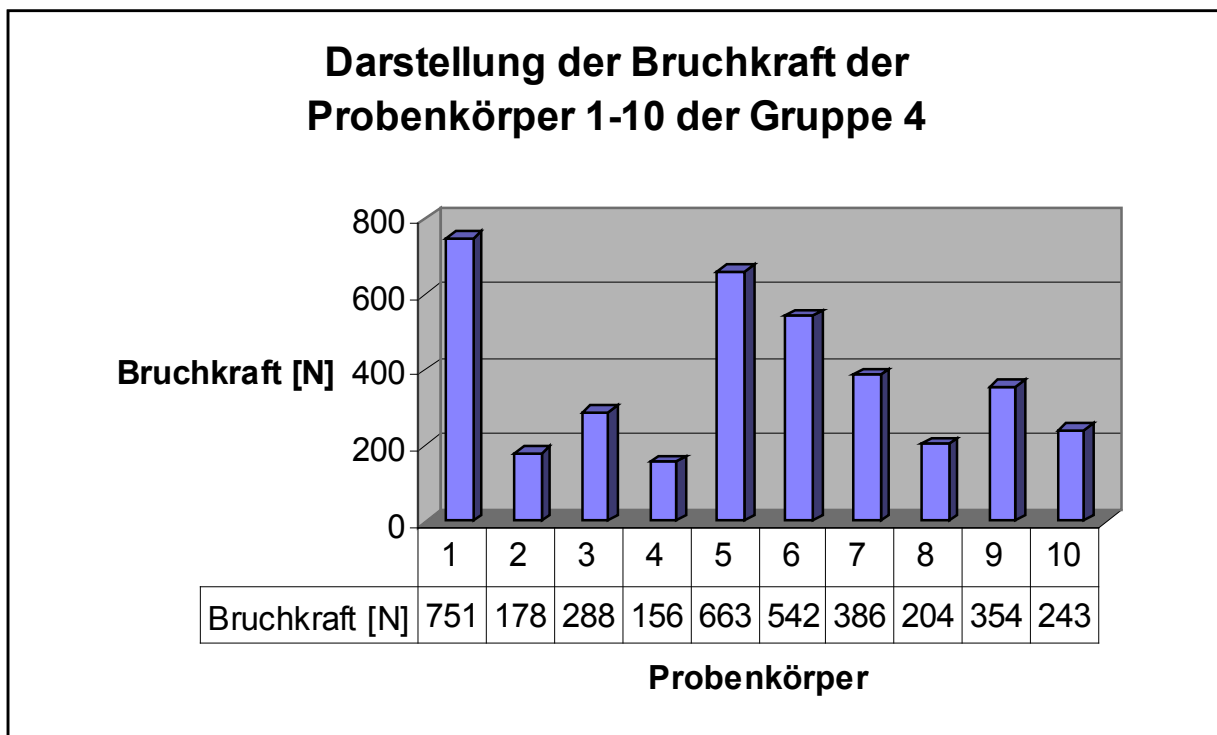


Abb. 4: Graphische Darstellung der Bruchkraftwerte der Probenkörper 1-10 der Gruppe 4

3.2.5 Gruppe 5 - Individuell gegossener Metallstift

Aus den Werten der Gruppe 5 ergab sich ein Mittelwert von 330,4 N, ein Medianwert von 331,4 N, ein Maximalwert von 524,1 N und ein Minimalwert von 92,8 N, wobei die Standardabweichung bei 110,6 N lag. In der nachfolgenden Abbildung sind die Bruchkraftwerte der einzelnen Probenkörper 1-10 der Gruppe 5 dargestellt.

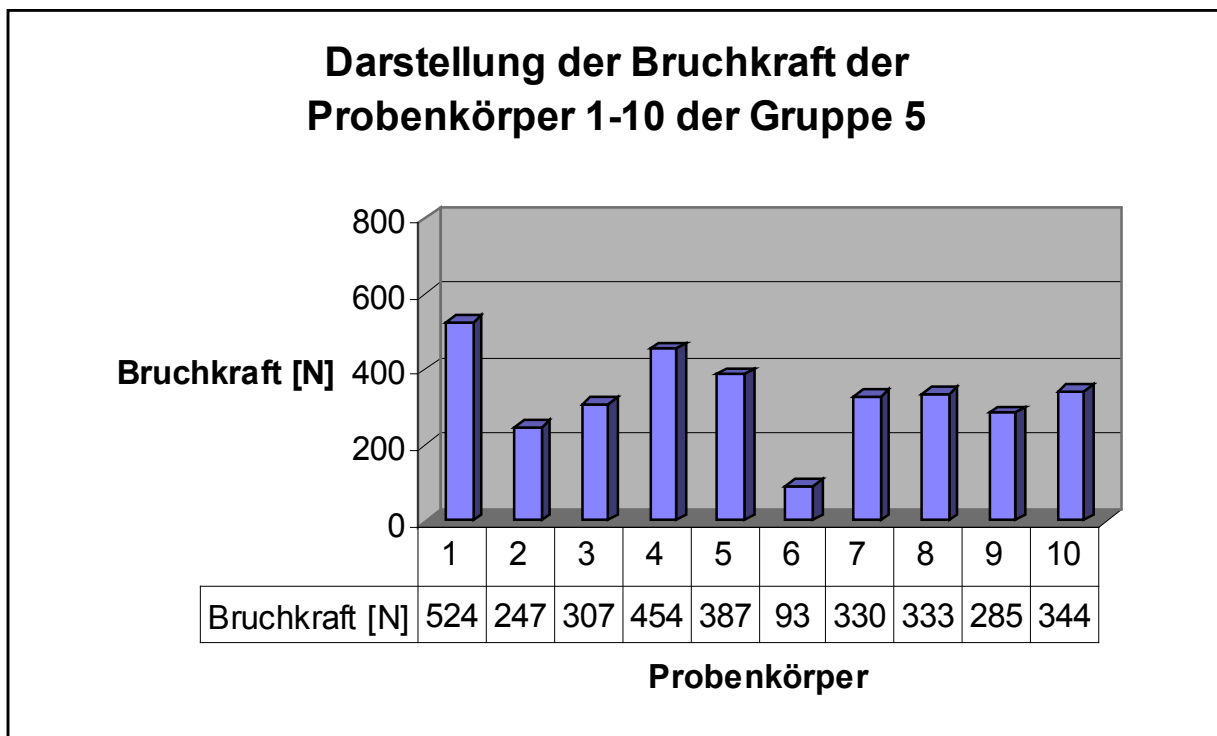


Abb. 5: Graphische Darstellung der Bruchkraftwerte der Probenkörper 1-10 der Gruppe 5

Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass die Gruppe 2 die niedrigste Standardabweichung, Gruppe 1 den höchsten erreichten Maximalwert und Gruppe 5 den höchsten Medianwert mit 331,4 N hatten.

3.3 Vergleichende Darstellung der Gruppen

Der Boxplot in Abb. 1 zeigt eine vergleichende Darstellung der ermittelten Bruchkraftwerte der mit verschiedenen Stiftsystemen versorgten Gruppen; dabei konnten alle Proben in der Universalprüfmaschine bis zu ihrem Bruch hin untersucht werden.

Ein Vergleich der Bruchkraft-Medianwerte zeigte keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen.

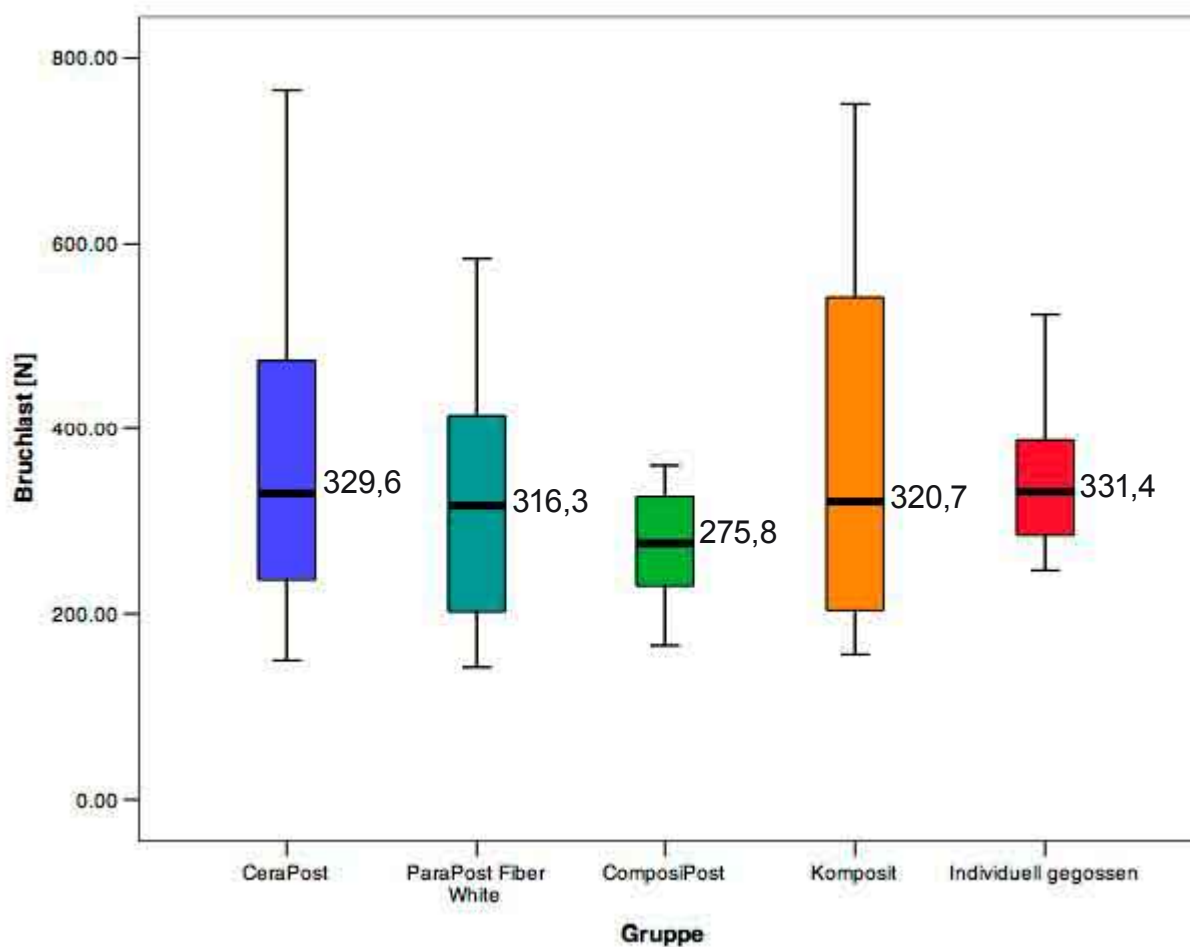


Abb. 6: Vergleichende Darstellung der gemessenen Bruchlastwerte der verschiedenen Stiftsysteme; der markierte Median zeigte keine statistische Signifikanz zwischen den Gruppen.

3.3.1 Bruchmuster

Da alle Probenkörper bis zur Fraktur belastet wurden, konnten alle Proben hinsichtlich ihres Frakturmusters untersucht werden.

Dabei wurden Unterschiede zwischen den Gruppen in Bezug auf das Bruchmuster festgestellt. Auch wurde eine Unterscheidung in Wurzelfraktur, Stiftfraktur, frakturiertem Aufbau oder der Kombination vorgenommen.

Im Folgenden sind die in den Gruppen aufgetretenen Bruchmuster erläutert.

3.3.1.1 Gruppe 1

Die in dieser Gruppe am häufigsten aufgetretenen Brüche waren die der Wurzelfraktur der Probenkörper; auch kam es in jeweils einem Fall zu einer Fraktur des Aufbaus, einer Stiftfraktur sowie je zu einer Kombination aus Wurzel- und Stiftfraktur und Wurzelfraktur mit gelöstem Aufbau.

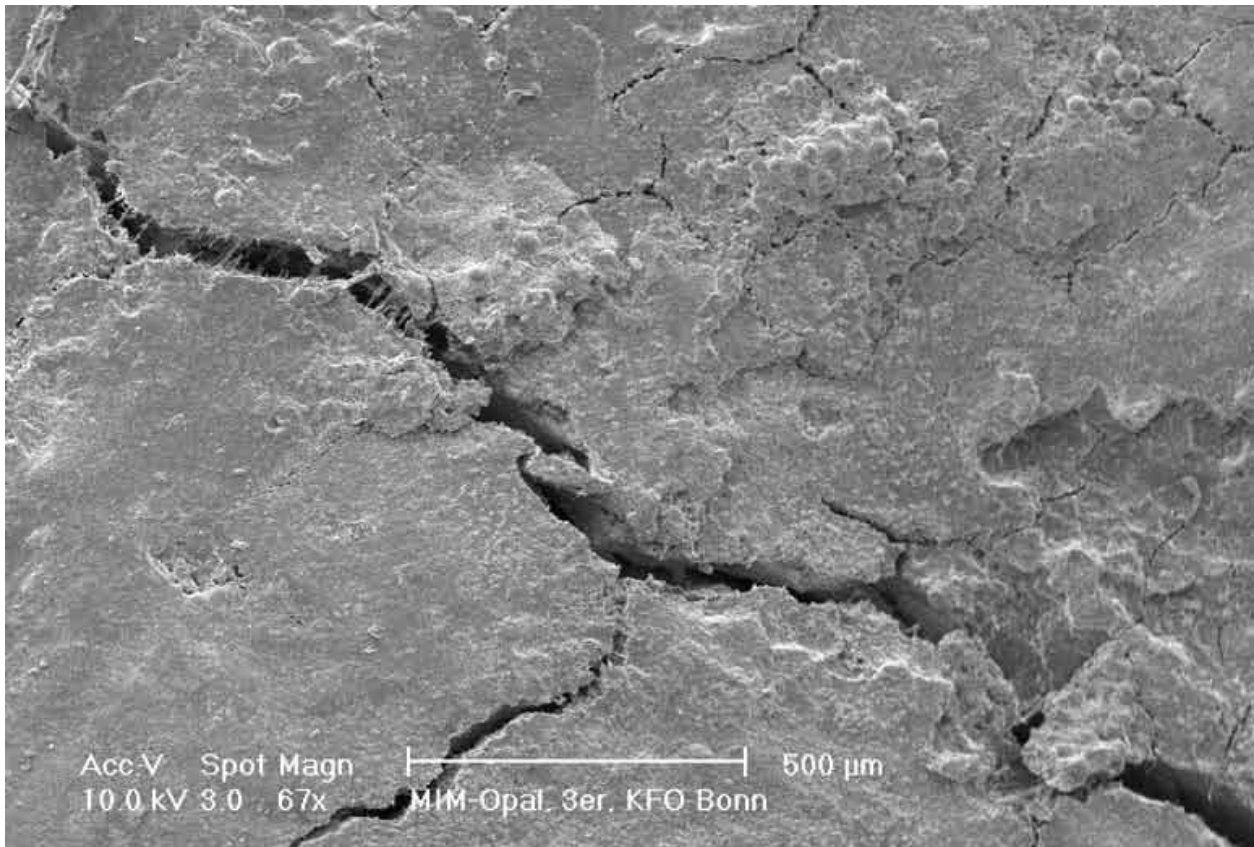


Abb. 7: Darstellung einer aufgetretenen Wurzelfraktur eines Probenkörpers der Gruppe 1 mittels REM-Bild in einer 67-fachen Vergrößerung. Auf dem Bild sind die für die Probenkörper der Gruppe 1 typischen vertikalen sowie horizontalen Wurzelfrakturen ersichtlich, wobei sich deutlich tiefe von oberflächlichen unterscheiden lassen.

Exemplarisch sind in Abbildung 7 die aufgetretenen Wurzelfrakturen in vertikaler sowie horizontaler Richtung in der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahme ersichtlich.

3.3.1.2 Gruppe 2

In dieser Gruppe war eine Kombination aus Wurzelfraktur und gebrochenem Aufbau am häufigsten, gefolgt von einzelnen Wurzelfrakturen und frakturierten Aufbauten.

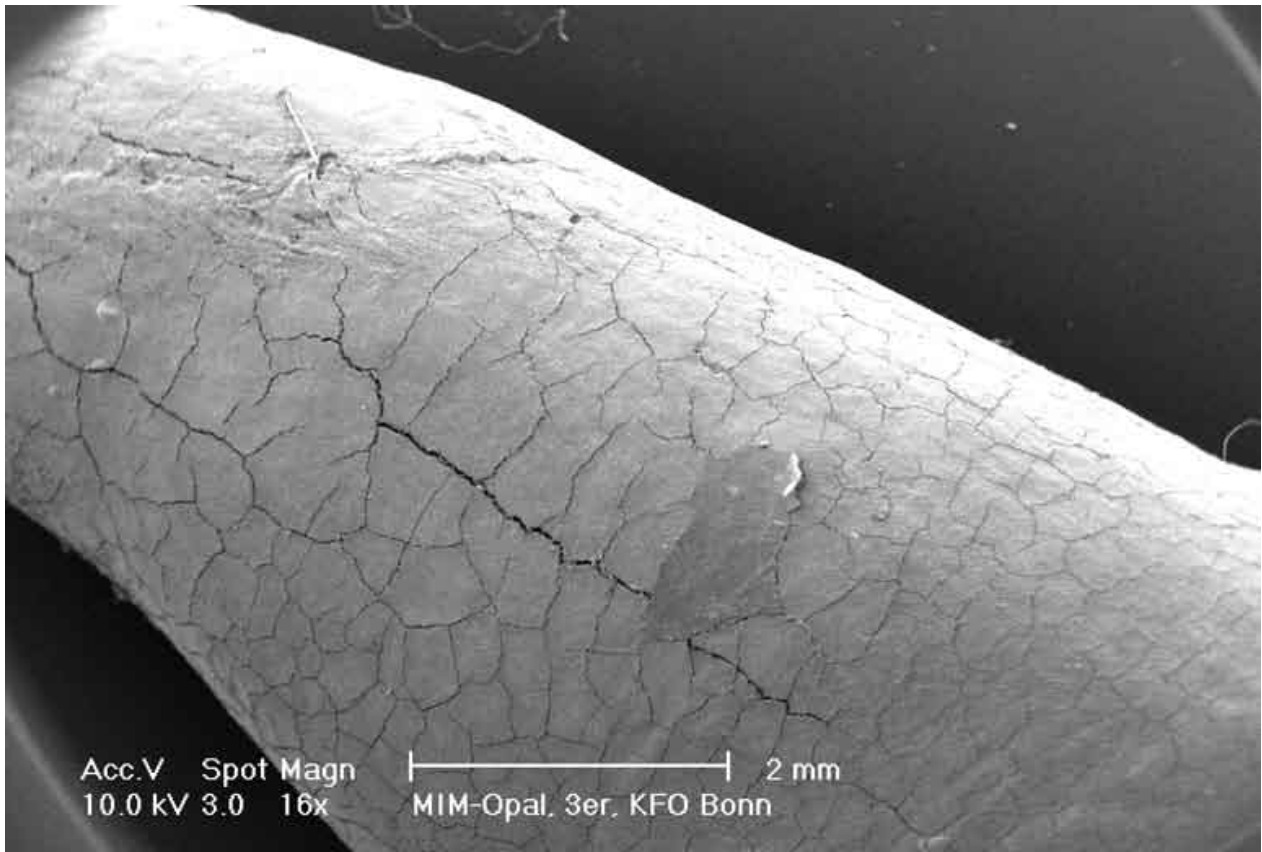


Abb. 8: REM-Darstellung der in Gruppe 2 aufgetretenen Wurzelfrakturen eines Probenkörpers. In 16-facher Vergrößerung ist auf dem Bild die typischerweise weite Verteilung der feinen Frakturverläufe dargestellt.

In Abbildung 8 ist exemplarisch eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der in Gruppe 2 typischerweise aufgetretenen Wurzelfrakturen dargestellt; dabei ist die weite Verteilung der feinen Frakturverläufe gut dargestellt.

3.3.1.3 Gruppe 3

Die Bruchstellen lagen einmal am Stift, häufiger an frakturiertem Aufbau und Wurzel, am häufigsten aber bei einer Kombination aus Aufbau und Wurzelfraktur.

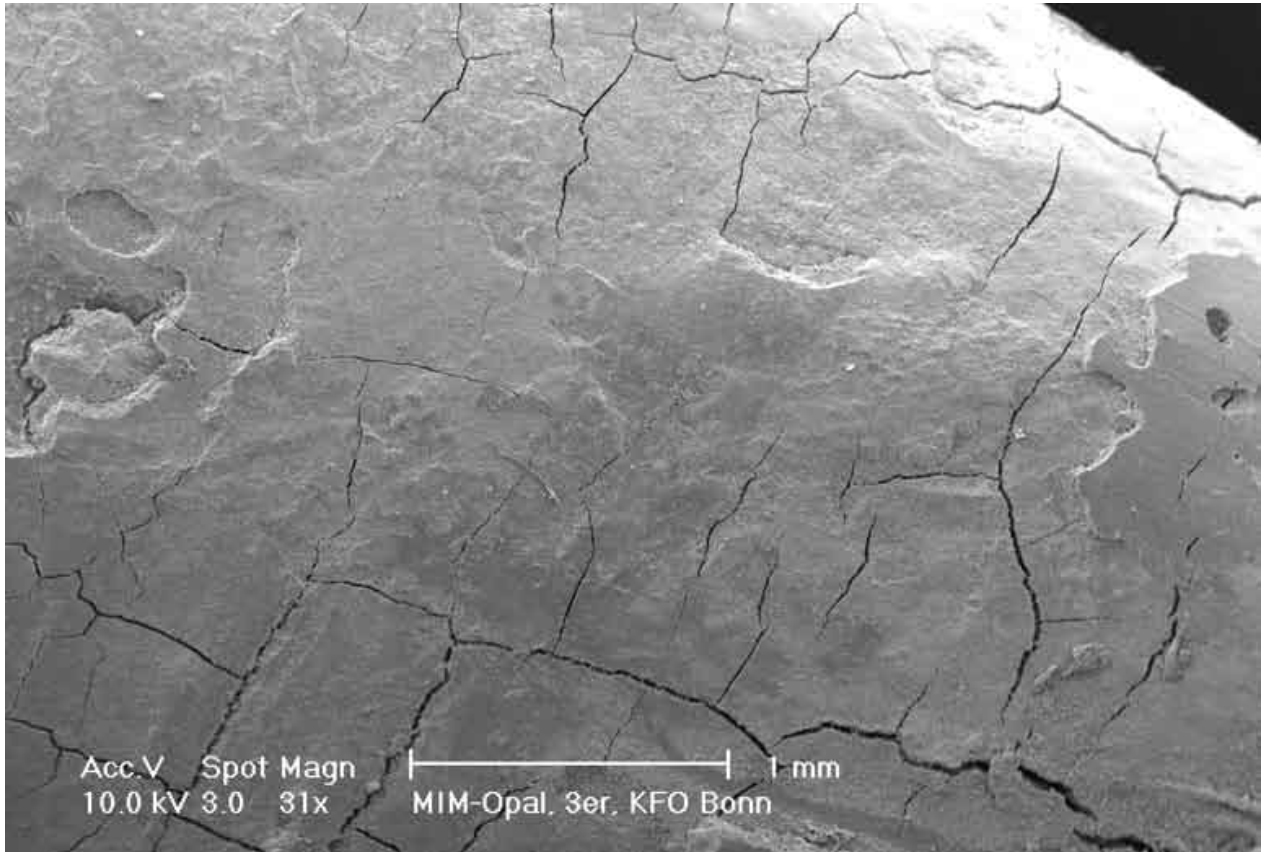


Abb.9: REM-Darstellung in 31-facher Vergrößerung des Wurzelfrakturverlaufes eines Probenkörpers der Gruppe 3; ersichtlich sind die vertikalen sowie horizontalen Verläufe der Wurzelfrakturen, die typisch für die Probenkörper der Gruppe 3 sind.

Die typischerweise aufgetretenen Wurzelfrakturen der Probenkörper der Gruppe 3 sind in der Abbildung 9 ersichtlich.

3.3.1.4 Gruppe 4

Hier konnte keine Stiftfraktur festgestellt werden; der häufigste Misserfolg war eine Kombination aus Wurzelfraktur und frakturiertem Aufbau, gefolgt von Wurzelfraktur und einem gebrochenem Aufbau.

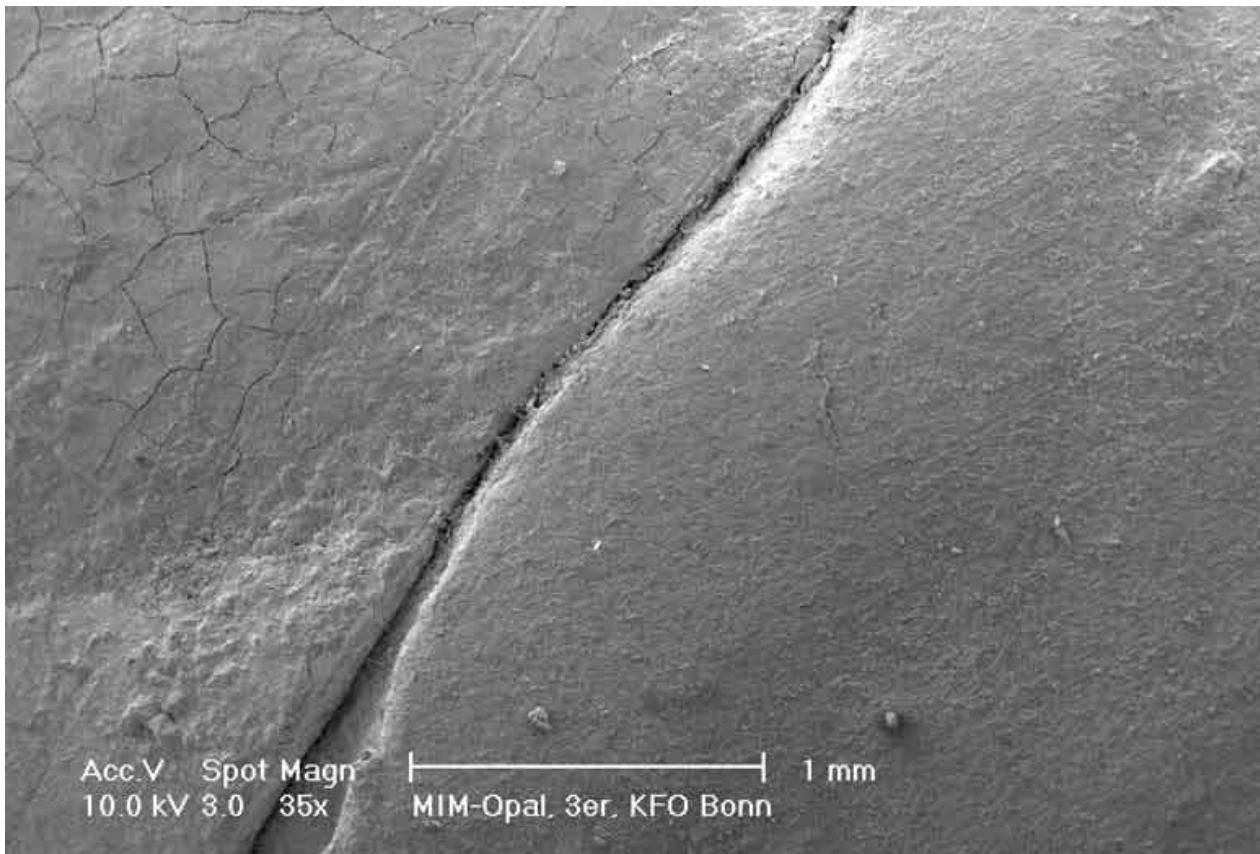


Abb. 10: REM-Darstellung in 35-facher Vergrößerung des für einen Probenkörper der Gruppe 4 typischen Frakturverlaufes von Aufbau und Zahn; auf der linken Bildhälfte ist der Zahn, auf der rechten der Aufbau abgebildet. Dazwischen zeigt sich der Frakturspalt des gelösten Aufbaus.

Der typischerweise aufgetretene Frakturverlauf für die Probenkörper der Gruppe 4 ist in der rasterelektronenmikroskopischen Darstellung in Abbildung 10 ersichtlich. Dabei kam es zu einem dargestellten Lösen des Aufbaus sowie zu einer Fraktur der Wurzel der Probenkörper.

3.3.1.5 Gruppe 5

Alle Proben dieser Gruppe zeigten eine tiefe Wurzelfraktur ohne anderen Misserfolg.

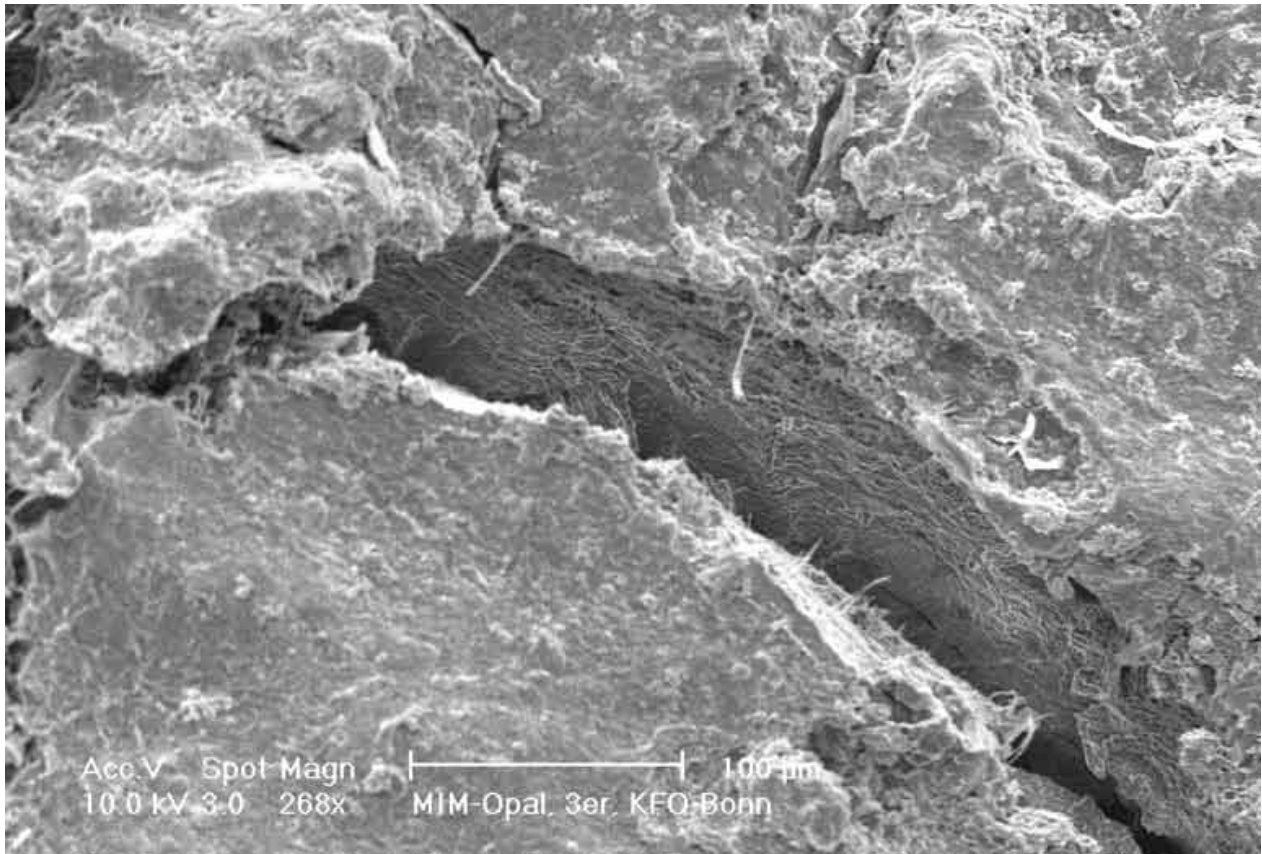


Abb. 11: REM-Bild in 268-facher Vergrößerung der in Gruppe 5 typischerweise aufgetretenen Wurzelfrakturen der Probenkörper; auf diesem Bild ist eine tiefe Wurzelfraktur im Dentin dargestellt.

Die für die Probenkörper der Gruppe 5 aufgetretenen tiefen Wurzelfrakturen sind exemplarisch in der Abbildung 11 ersichtlich.

3.4. Statistische Auswertung mit Übersicht

Der Mehrgruppenvergleich ergab, dass keine statistisch signifikanten Unterschiede der Bruchlastwerte zwischen den Gruppen bestanden. In der nachfolgenden Tabelle sind die errechneten Signifikanzen für

die Gruppen -untereinander verglichen- angegeben:

Tab. 6: Signifikanzen (p) der Gruppen 1-5, signifikant, wenn $p \leq 0,05$

<u>Gruppe</u>	1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	1 vs 5	2 vs 3	2 vs 4	2 vs 5	3 vs 4	3 vs 5	4 vs 5
<u>p</u>	0,684	0,218	1,00	0,971	0,481	0,739	0,912	0,436	0,143	0,971

Der paarweise Mann-Whitney-U-Test zeigt, dass keine der Gruppen 1-5 signifikant höhere Bruchlastwerte hatte.

Wie aber in Kapitel 3.3.1 erklärt konnten Unterschiede in der Bruchmusterverteilung zwischen den Gruppen festgestellt werden; die in Kapitel 3.3.1.1 bis 3.3.1.5 erläuterten Ergebnisse sollen in folgender Tabelle veranschaulicht werden:

Tab 7: Häufigkeitsverteilung der Bruchmuster der Gruppen 1-5;
Häufigkeit (n)

<u>Typ</u>	<u>Bruchmuster/Fraktur</u>	<u>Gruppe 1</u> n	<u>Gruppe 2</u> n	<u>Gruppe 3</u> n	<u>Gruppe 4</u> n	<u>Gruppe 5</u> n
A	Wurzel	6	2	2	2	10
B	Stift	1	0	1	/	0
C	Aufbau	1	2	2	1	0
D	Wurzel+ Stift	1	0	0	0	0
E	Wurzel+ Aufbau	1	6	5	7	0

Dabei war auffällig, dass alle Frakturen in der Gruppe 4 im cervikalen Wurzeldrittel der Proben lagen, während sich in der Gruppe 5

die Frakturen über die gesamte Wurzellänge hindurchzogen, teilweise sogar mit horizontaler Verlaufsrichtung.

4. Diskussion

4.1 Klinische Relevanz des Frakturtests

Neu entwickelte Materialien müssen vor Empfehlung für den klinischen Gebrauch in In-vitro-Studien getestet werden. Dies ist mit Hilfe von universell einsetzbaren Tests mit definierten DIN- oder ISO-Normen möglich; dabei können physikalische bzw. biomechanische Eigenschaften der zu testenden Werkstoffe oder Verbindungen festgestellt werden (Finger, 1985).

Ob eine Vielzahl von Indikationen erfüllt werden kann, lässt sich durch Vergleiche von Ergebnissen von bereits vorhandenen In-vitro-Studien und bestehenden Ergebnissen ermöglichen; daher sind In-vitro-Studien ein wichtiger Parameter für die Bewertung von Stiftaufbauten (Bleise, 2006).

Jedoch kann die Frakturfestigkeit einer Restauration oder eines Verbundes in der klinischen Situation nicht allein anhand statischer Tests vorhergesagt werden, da die beeinflussenden Faktoren im Mundraum nicht in einem In-vivo-Test gänzlich imitiert werden können (Krejci et al., 1990; Vire, 1991).

Das versuchte Simulieren der Belastung im Mundraum bleibt allerdings bei allen Bemühungen nur ein Modell (Gale und Darvell, 1999); daher sind bei In-vitro getesteten Materialien lediglich die nachfolgenden klinischen Langzeitstudien In-vivo geeignet über Erfolg oder Misserfolg eingesetzter Materialien zu urteilen.

4.2 Kritische Betrachtung des Zahnmaterials

Wie bereits zu Beginn erwähnt stellte die Auswahl des Zahnmaterials in dieser Studie ein Problem dar, da die ausreichend hohe Menge an benötigten Probekörpern nicht gesammelt werden konnte und daher extrahierte einwurzelige Incisivi modifiziert werden mussten.

Andere Autoren wie Isidor et al. (1996) führten Versuche mit Rinder-

zähnen durch oder Schmeißner et al. (1979) mit Acrylzähnen. Hier besteht eine Diskrepanz in der Größe von Rinder- zu menschlichen Zähnen sowie eine Diskrepanz der physikalischen Eigenschaften von Acrylzähnen zu menschlichen Zähnen.

Der Vorteil in der Verwendung extrahierter menschlicher Zähne für In-vitro-Studien liegt in der Beurteilung des Elastizitätsmoduls, der Härte sowie Dehnbelastung der Probenkörper, welche Parameter hier die Ergebnisse maßgeblich beeinflussen. Für in-vitro-Studien nachteilig ist allerdings die nicht immer zu beeinflussende Variabilität in Größe, Form, Alter und Qualität der Zähne, was eine Standardisierung von Proben erschwert (Morgano und Milot, 1993). Aufgrund dieser Tatsache wurden in dieser Studie die Zähne vorbehandelt wie in Kapitel 2.3 erläutert, um diese Nachteile zu minimieren.

Wie allgemein üblich wurde die Probenanzahl je Gruppe auf zehn festgelegt (Akkayan et al., 2002; Ferrari et al., 2001).

Nach vorsichtiger Reinigung wurden die Probenkörper in einer Mischung aus physiologischer Kochsalzlösung sowie 0,1%igem Natriumacetat eingelagert, um eine Dehydratation und Keimbesiedelung zu verhindern (Kirchhoff, 1978, Nergiz et al., 2002). Andere Autoren verwendeten auch andere Lagerungsmedien wie destilliertes Wasser (Libman und Nicholls, 1995) oder Thymol (Attin et al., 1994); aus Kosten- und Praktikabilitätsgründen entschieden wir uns für eine Kochsalzlösung und Natriumacetat, was die mikrobiologische Aktivität herabsetzen sollte.

Zur weiteren Vorbereitung wurden die Zähne endodontisch mittels Wurzelfüllung aus Guttapercha behandelt; bei anderen Autoren war dies nicht der Fall wie Schmeißner (1979) oder Libman und Nicholls (1995), wobei vor Stiftversorgung keine Aufbereitung oder Abfüllen erfolgte. Da Zähne, die mit pulpären Stiften versorgt werden, immer In-vivo mit Wurzelfüllung versorgt sind und dieses klinisch relevant ist, erfolgte dieses auch in unserer Studie (Baraban, 1988).

4.3 Kritische Betrachtung der Methodik

4.3.1 Probenbearbeitung

Um die physiologische Beweglichkeit der Zähne zu imitieren, wur-

de die Wurzeloberfläche mit Silikon ummantelt und die Probenkörper mittels Halterung in einen PMMA-Block gegossen; dieses hatte zwei Vorteile: einerseits waren die Proben nun leicht beweglich, sodass ein künstliches Parodont simuliert wurde, andererseits wurde durch die Silikonummantelung eine Entnahme der Probekörper möglich, wonach die Bruchmuster ausgewertet werden konnten. In bestehenden Studien wurden die Prüfkörper teilweise direkt in Kunststoff eingebettet, wie bei Libman und Nicholls (1995) oder Sidoli et al. (1997); da Zähne aber auch In-vivo einer gewissen Beweglichkeit unterliegen, wurde in dieser Studie ein künstliches Parodont imitiert bevor die Prüfkörper dem Bruchtest unterzogen wurden. Diese Art der Einbettung entspricht der üblichen, neueren Vorgehensweise (Rosentritt, 2004; Sirimai et al., 1999)

Essentiell für die erfolgreiche Versorgung eines endodontisch versorgten Zahnes mit einem Stiftaufbau ist auch die Wahl des Befestigungszementes.

Der individuell gegossene Stift wurde in dieser Studie konventionell mit Phosphatzement, die übrigen Stifte mit dem Kompositzement Panavia F 2,0® zementiert, was anhand von Literaturrecherche aufgrund der Empfehlung anderer Autoren festgelegt wurde (Chan et al., 1993; Chapman et al., 1985; Duncan et Pameijer, 1998; Love und Purton, 1998).

Die Verwendung eines Kompositzementes erhöht die Retention des Stiftes und wirkt sich somit positiv auf die durch die Aufbereitung geschwächte Zahnhartsubstanz aus (Duncan und Pameijer, 1998; Robbins, 1990). Aufgrund der dünnen Wandung von Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum scheint dieses ein wichtiges Argument für die Verwendung eines Kompositzementes zu sein.

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Stiftsysteme zeigen eine Auswahl an den gebräuchlichsten, zur Zeit auf dem Markt erhältlichen Systemen (Robbins, 2002). Auch die Tatsache, dass durch Komposit die Restzahnhartsubstanz stabilisiert wird, wurde von uns zum Anlass genommen, Zähne mit derart dünner Wandung mit einem reinen Kompositaufbau zu versorgen, ohne eine evtl. zusätzliche Schwächung dieser durch eine Stiftaufbereitung zuzufügen (Robbins, 1990; Robbins, 2002).

4.3.2 Versuchsaufbau

Die Winkeleinstellung während der Versuchsreihe stellt einen entscheidenden Faktor für die Frakturfestigkeit dar (Loney et al., 1995). Deswegen wurde auch in unserer Studie ein für die Frontzähne gebräuchlicher Winkel von 135° angewendet (Attin et al., 1994; Barkhordar et al., 1989; Butz et al., 2001; Dietschi et al., 1997; Heydecke et al., 1999; Heydecke et al., 2002).

Wenn der Längsachsenwinkel größer wird, steigt somit auch die einwirkende Kraft auf den Probekörper, was zu einer früheren Fraktur bei niedrigeren Kräften führen kann und somit zu einer Verfälschung der Ergebnisse im Vergleich der Bruchlastwerte der Gruppen untereinander.

Bei der Bruchtestung war es in dieser Studie nicht möglich, einen Kausimulator zu verwenden, was aber für die Bestimmung von ersten Dehnungen bis hin zur Frakturgrenze von Bedeutung gewesen wäre. Statische Bruchversuche -wie in dieser Studie- können lediglich unidirektionell einmalige Belastungen ermöglichen; um die Belastung der Proben unter annähernd physiologischen Bedingungen durchzuführen, wäre jedoch eine Kausimulation von Nöten gewesen, da intraoral Belastungen dynamisch und wiederkehrend auf die Zähne einwirken (Libman und Nicholls, 1995; Strub et al., 2001).

Um auf das Frakturverhalten der Proben Rückschlüsse ziehen zu können, müssen diese bis zur individuellen Versagensgrenze belastet werden, was in dieser Studie mit der Universalprüfmaschine (Zwick®) bei stetiger Belastungszunahme ohne jegliche changierende Dynamik durchgeführt wurde, wobei ein Prüfprotokoll für alle Proben geführt wurde; dieses Vorgehen entspricht auch dem anderer Studien (Attin et al., 1994; Barkhordar et al., 1989; Butz et al., 2001), wonach ein Vergleich der ermittelten Werte möglich war.

Was nicht zum erhofften Erfolg führte, war die Anfärbung evt. Frakturlinien mittels Säurefuchsinrot; durch die durchgeführte Anfärbung gelang es nicht, eindeutige Rückschlüsse auf den Verlauf der Frakturlinien zu ziehen, sodass die Anfärbung nicht weiter ausgewertet wurde.

Auch wurde von einer Restauration der Proben im Sinne einer Überkronung abgesehen, da es als durch die Literatur bewiesen angese-

hen werden kann, dass eine Fassung von 2 mm der Zahnschubstanz unterhalb eines Aufbaus sowie eine geeignete Präparation, die mit einer späteren Restauration gefasst wird -im Sinne des Ferrule designs- erheblich zum Erfolg der zahnärztlichen Behandlung beiträgt (Edelhoff et al., 2000; Robbins, 2002; Schmeißner, 1979; Sorensen und Engelman, 1990).

4.4 Diskussion der Ergebnisse

Ein wichtiger Punkt zur Erhaltung der Restaurationsfähigkeit eines endodontisch versorgten Zahnes stellt die Art des Versagens der Erstrestauration dar (Sorensen und Engelman 1990). Dieses Versagen liegt in einem Misserfolg, der durch Zahnfraktur, Stiftaufbaufraktur, Dezementierung oder einer Kombination dieser Faktoren begründet sein kann; kommt es jedoch zu tiefen Frakturen der Zahnwurzel oder eines nicht revidierbaren Stiftes, hat dies meist eine Extraktion des Zahnes zur Folge, was als größter Misserfolg angesehen werden kann (Isidor et al., 1999; Nothdurft et al. 2003).

Aufgrund dieser Tatsache ist ein Stiftsystem bzw. Aufbau zu bevorzugen, bei dem ein Versagen der Erstversorgung nicht zu einem Verlust des Zahnes führt (Attin et al. 1994). In dieser Studie kam es bei der Versorgung mit individuell gegossenen Stiften zu Frakturen der Wurzel, die sicherlich In-vivo eine Extraktion der Zähne zur Folge gehabt hätte, da ausschließlich Wurzelfrakturen mit vertikalem und horizontaler Verlaufsrichtung auftraten.

Bei Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum scheint diese Art der Versorgung -konventionell zementiert- in unseren Augen nicht als empfehlenswert, da durch den höheren E-Modul des Metalls die dünne Wandung nicht stabilisiert, sondern bei Belastung höheren Stresssituationen ausgesetzt scheint; dieses spiegelt sich auch in der Literatur wider, wie z. B. bei Naumann et al., 2006 oder Robbins, 2002. Zwar zeigte eine klinische Studie von Lewis und Smith (1988), dass die häufigste Ursache eines Misserfolges von Restaurationen auf metallischen Stiftverankerungen deren Dezementieren war, was als nicht katastrophaler Misserfolg angesehen werden kann, doch scheint bei Zähnen mit dünner verbliebener Restdentinstärke ein grö-

ßerer Wert auf Stabilisierung gelegt zu werden; dieses kann auch durch die Verwendung eines Kompositzementes erreicht werden, was in dieser Studie nicht getestet wurde. Es wurden aber auch bereits bei der Einprobe von gegossenen Stiftaufbauten höhere Dehnungen der Zahnhartsubstanz festgestellt (Mues, 2007; Obermayr et al., 1991; Standlee et al., 1972), was u. a. durch eine größere Kerbspannung bei bestehender Inkongruenz zwischen Kanal und Stift herrührt. Diese Kerbspannung lässt bei Zähnen mit dünner Wandung evt. Vertikalfrakturen der Wurzel bereits beim Vorgang des Zementierens befürchten (Thornsteinsson et al., 1992).

Auffällig waren die günstiger verlaufenden Misserfolge in der Gruppe 4, bei der gänzlich auf ein Stiftsystem verzichtet wurde; im Vorfeld bestanden die Überlegungen, dass eine Stabilisierung von Zähnen mittels Kunststoffaufbau aufgrund der guten Weiterentwicklungen der Dentinadhäsiven sowie Kompositen möglich sein müsste, was bei Zähnen mit großem Kanallumen von höherer Bedeutung zu sein schien (Caputo und Standlee, 1992; Robbins, 2002). Die in dieser Studie erzielten Ergebnisse scheinen diese Tatsache zu bestätigen, da keine statistisch signifikanten Unterschiede der Bruchlastwerte zwischen den Gruppen festgestellt werden konnten.

Was allerdings in der In-vitro-Studie einfach zu erzielen war, stellt sich In-vivo als Problem dar: die absolute Trockenlegung bei Verwendung von adhäsiven Zementen. Während im Mundraum die relative Trockenlegung mittels Watterollen als ausreichend erachtet wird (Smales, 1992; Straffon et al., 1984; Van Dijken und Hörstedt, 1987), sollte doch die Verwendung von Kofferdam zur absoluten Trockenlegung zum Einsatz kommen (Habenicht und Kleben, 1992; Pospiech, 1999; Pospiech 2002), was sich bei stark zerstörten Zähnen als große Schwierigkeit darstellt.

Des Weiteren ist bei der Beurteilung eines für die Fronzahnrestauration bei Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum geeigneten Materials die Kenntnis der Richtung, Angriffspunkt und Größe der einwirkenden Kraft von Bedeutung; in der vorliegenden Studie wurde ein Belastungswinkel von 135° gewählt, was zu ungünstigeren Belastungssituation als bei In-vivo-Bedingungen führt (Coca und Schwickerath, 1987). Bei dem durchgeführten Bruchtest muss berücksichtigt werden, dass die Krafteinwirkung einmalig bei ansteigender Größe bis

zum Versagen erfolgte, was die hohen Bruchlastwerte erklären könnte. Dabei kommt es bei fehlender intermittierender Belastung zu keinem den Erfolg minimierendem subkritischen Risswachstum (Nothdurft et al., 2003).

Bereits Coca und Schwickerath (1987) ermittelten im Schneidezahnbereich bei männlichen Probanden maximale Kieferschlußkräfte von 179 N, bei Patienten mit Bruxismus sogar Werte von 244 ± 31 N (Körper und Ludwig, 1983), das Zerkleinern von Nahrung erfolgt aber bei Werten von 30-50 N (Schmidt und Thews, 1983); theoretisch gefordert wird ein Wert von 450 N zwischen einem Antagonistenpaar (Nothdurft et al., 2003), diese Werte konnten mit unseren Proben nicht erreicht werden; wohl aber die Maximalkieferschließkräfte im Frontzahnbereich. Dieses ist einerseits sicherlich auf die geringe Restdentinstärke zurückzuführen aufgrund der Aufbereitung zur Simulation des nicht abgeschlossenen Wurzelwachstums (Isidor et al., 1992), andererseits aber durch die fehlende Versorgung mit Einzelzahnkronen, da bei unserer Studie lediglich ein Kunststoffaufbau erfolgte. Sorensen und Engelman (1990) wiesen nach, dass eine zirkuläre Fassung des Restdentins zu einer deutlichen Steigerung der Bruchfestigkeit führte.

Auch ist zu bedenken, dass alle verwendeten Stiftsysteme nicht kongruent für das große Kanallumen sind. Selbst die größte auf dem Markt erhältliche ISO-Größe reichte nicht aus, um das Lumen auszufüllen; daher erfolgte unsererseits ein Kompositaufbau, der mehr Einfluss auf die Ergebnisse zu haben schien als das gewählte Stiftsystem, was sich in der fehlenden Signifikanz der Werte deutlich macht. Bereits Nothdurft et al., (2003) bewiesen, dass das Ausmaß des Substanzabtrages eines endodontisch versorgten Zahnes wichtiger als die gewählte Stiftlänge ist. Auch ein höherer Stiftdurchmesser kann den Frakturwiderstand erhöhen.

Bei einem Vergleich der Standardabweichungen fällt auf, dass dieser Wert in der Gruppe 3 - Versorgung mit Karbonfaserstiften am geringsten ist, was für ein vorhersagbareres Ergebnis spricht, so dass die Varianz der Werte kleiner ist. Dieses spricht für eine Empfehlung zur Verwendung von CompositPost®, allerdings ist dabei die schwierige Ästhetik-Situation zu beachten; im Frontzahnbereich, Rot-Weiß-Ästhetik, evt. Durchschimmern wg. dünner Dentinwandung.

Anhand der fehlenden statistischen Signifikanz ist allerdings auch

zu sagen, dass durch eine Stiftinsertion in dieser Studie keine Verstärkung der Frakturfestigkeit der Zähne zu erzielen war, so dass die alleinige Versorgung des Zahnes mit einem Komposit sowohl aus Kostengründen als auch Prophylaxe möglicher Komplikationen einer Stiftbohrung und Zeitgründen erwogen werden sollte, was aber noch in weiteren Studien untersucht werden sollte.

Zusammenfassend kann man festhalten, dass die Gruppe mit Stiftversorgungen jeglicher Art keine statistisch signifikanten Frakturwiderstände zeigten, wobei der Misserfolg der Zähne der Gruppe 5 am katastrophalsten, der der Zähne der Gruppe 1 am zweitschlechtesten war.

4.5 Schlussfolgerung

In dieser Studie wurde festgestellt, dass Stiftversorgungen von Zähnen mit extrem dünner Wurzelwandung keinen Einfluss auf die Frakturfestigkeit haben. Um aber endgültige Empfehlungen zu geben, sind weitere Tests abzuwarten, die die Langzeitprognose der Versorgungen auch berücksichtigen, vor allem in Hinblick auf eine spätere Versorgung im Sinne einer Restauration.

Bei der starken strukturellen Schwächung von endodontisch versorgten Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum (Rafter, 2005) scheint eine weitere Schwächung der Zahnhartsubstanz durch evt. Stiftbohrung obsolet. Zu den derzeit bestehenden Ergebnissen bezüglich der adhäsiven Aufbauten solcher Zähne und bei einer weiteren Bewährung dieser in folgenden Belastungsstudien scheint in der stiftprothetischen Versorgung ein Umbruch sichtbar (Edelhoff et al., 2003; Robbins, 2002). Auch aufgrund der Tatsache, dass eine Revidierbarkeit eines Stiftsystems selbst bei Fraktur den Erhalt einer Zahnwurzel ermöglicht, lässt die Versorgung wurzelgefüllter Zähne mit dem CompositPost®-Systems als sinnvoll erscheinen. Des Weiteren ist die Versorgung von Zähnen mit ausreichend koronaler Restzahnschicht mittels Kompositaufbaus eine kostengünstige Möglichkeit zur Stabilisierung. Trotz höherer Bruchkraftwerte der mit Keramikstiften oder gegossenen Stiften versorgten Gruppen scheint die Revidierbarkeit des Systems essentiell für eine Zweitversorgung bei Versagen der Erstrestaurati-

on; auch die ungünstigen Frakturverläufe, die in Gruppe 5 immer mit multipler Fraktur der Wurzel einhergingen, lassen die konventionellen Versorgungen als nicht abschließend geeignet darstehen, um einen erwünschten Erfolg dauerhaft positiv zu beeinflussen (Mues, 2007). Die bisher als Goldstandard bei Zähnen mit weiten, von rundem Querschnitt abweichenden Wurzelkanälen bezeichnete Versorgung mit individuell gegossenen Metallstiften (Robbins, 2002) sollte nach den ermittelten Ergebnissen im Hinblick auf einen Langzeiterfolg in Frage gestellt und mit weiteren Untersuchungen examiniert werden.

5. Zusammenfassung

Ziel dieser vorliegenden Studie war es, die Frakturfestigkeit von endodontisch versorgten Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum und Zustand nach Kronenfraktur mit fünf unterschiedlichen Aufbauten zu vergleichen, um eine stiftprothetische Empfehlung hinsichtlich der schwierigen prothetischen Versorgung geben zu können.

Dazu wurden 50 extrahierte, kariesfreie obere Incisivi ausgeschachtet, dekapitiert und mit Guttapercha gefüllt, wonach sie mit Silikon ummantelt in einen Kunststoffblock mit Hilfe einer Einbringhilfe gegossen wurden. Anschließend wurden die den 5 Gruppen zufällig zugeordneten Zähne in Zehner Gruppen mit drei konfektionierten Stiftsystemen (Gruppe 1-3: CeraPost®, ParaPost Fiber White® und CompositPost®) und zwei individuellen Systemen (Gruppe 4-5: Komposit Tetric® und Phantommetallstift) versorgt unter Anwendung von einem Kompositzement sowie Phosphatzement.

Nach Verkleinerung des Kamallumens mittels Kompositfüllung erfolgte die individuelle Vorbereitung der Proben sowie der Aufbau mittels fünf Systemen.

Anschließend erfolgte ein Bruchlastversuch mit Hilfe einer Zwick® 1445 Prüfmaschine bei einem Vorschub von 2 mm/min sowie eine Auswertung der entstandenen Bruchmuster.

Dabei zeigen die Ergebnisse keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen, sodass eine Versorgung mittels Stiftaufbau nicht zu einer Frakturwiderstandserhöhung der Proben führte.

Wohl aber im Verlauf der Frakturlinien, die bei der Versorgung mit

individuellen Metallstiften immer im Bereich der Wurzel lagen; dabei ist die Standardabweichung in der Gruppe mit CompositPost® am niedrigsten, was zu einer Empfehlung dieses Systems hinsichtlich eines vorhersagbareren Ergebnisses führt sowie die Tatsache, dass der E-Modul nah des Dentins liegt. Aufgrund dieser Tatsache scheint eine Weiterentwicklung der faserverstärkten Stiftsysteme erforderlich, die evt. eine individuelle Anpassung an Verhältnisse der Wurzelkanäle ermöglichen, da diese Systeme auch gut revidierbar sind (Robbins, 2002). Zusammenfassend kann man sagen, dass alle verwendeten konfektionierten Stiftgrößen zu klein, alle Systeme aber gut in der Handhabung scheinen.

Weitere Untersuchungen zu der Versorgung von endodontisch versorgten Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum und Zustand nach Frontzahntrauma bleiben abzuwarten, um eine Langzeitprognose der auf dem Markt erhältlichen Systeme oder Weiterentwicklung abgeben zu können; des Weiteren erscheint bei Zähnen mit ausreichender koronaler Restzahnschubstanz aber auch die Alternative, den Zahn mittels Komposit aufzubauen, erfolgsversprechend.

6. Literaturverzeichnis

1. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993, 69: 599-604
2. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002, 87: 431-437
3. Arvidson K, Wroblewski R. Migration of metallic ions from screwposts into dentin and surrounding tissues. *Scand J Dent Res* 1978, 86: 200
4. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999, 27: 275-278
5. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993, 69: 36-40
6. Assif D, Oren E, Marshak BL, Avivi. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 1989, 61: 535-543
7. Attin T, Hellwig E, Hilgers R-D. Der Einfluß verstärkender Wurzelstifte auf die Frakturanfälligkeit endodontisch versorgter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994, 49: 586
8. Baraban D. The restoration of endodontically treated teeth: an update. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 533-538
9. Barkholder RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent* 1989, 61: 676
10. Berg C, Hammer P. Metallfreie Restaurationstechniken Stiftaufbauten aus In-Ceram. *Dent Labor* 1992, 7: 1199-1202
11. Bleise W-H. Einfluss des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit avitaler Seitenzähne: Untere Molaren mit zweiflächigen Hartschubstanzdefekten. *Med Diss*, Freiburg, 2006

12. Bourgeois RS, Lemon RR. Dowel space preparation and apical leakage. *J Endod*, 1981; 7: 66-69
13. Butz F, Lenon A, Heydecke G, Strub J. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post and core system. An in vitro study. *Int J Prostodont* 2001, 14
14. Caputo AA, Standlee JP, Collard EW. The mechanics of load transfer by retentive pins. *J Prosthet Dent* 1973, 29: 442
15. Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsalini M, Rastello ML, Preti G. Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. *Int J Prosthodont* 2001, 14: 9
16. Carvalho CA, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CH. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dent Traumatol* 2005, 21: 155-159
17. Chan FW, Harcourt JK, Brockhoust PJ: The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *Australian Dental J* 1993, 38: 39-45
18. Chapman KW, Worley JL, von Fraunhofer, JA: Retention of prefabricated posts by cements and resins. *J Prosthet Dent* 1985, 54: 649-652
19. Christel P, Meunier A, Heller M. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989, 23: 45-61
20. Coca I, Schwickerath H: Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 1987, 42: 338-341
21. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AL. Retention of a core material supported by three post head designs. *J Prosthet Dent* 2000, 83: 624-628

22. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986, 55: 540-546
23. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001, 10: 26-36
24. Creugers NH, Mentink AG, Kayser AF. An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent* 1993, 21: 281-284
25. Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod* 1998, 24: 807-810
26. Degussa-Hüls-AG. Gebrauchsanweisung Phantom-Metall. Hanau, 1999
27. De Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent* 2000, 13: 19-21
28. Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J et al. Root fracture during insertion of prefabricated posts related to root size *J Prosthet Dent* 1985, 53: 786
29. DGZMK-Stellungnahme. Aufbau endodontisch behandelter Zähne 2003
30. Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont* 1997, 10: 498-507
31. Duncan JP, Pameijer CH. Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 1998, 80: 423-428
32. Edelhoff D, Marx R. Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungs-komposit nach unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995, 50: 112-117
33. Edelhoff D, Yildirim M, Spiekermann H, Rübber A. Herstellung halbkonfektionierter Stiftaufbauten aus Keramik. *Phillip J* 1997; 9: 307-312
34. Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigel P. Aufbau endodontisch behandelte Zähne. Gemeinsame Stellungnahme von DGZ und DGZPW. 2002: 1-3
35. Edelhoff D, Yildirim M, Fischer H, Spiekermann H,

- Rübben A. Wurzelstifte und individuelle Stumpfaufbauten aus Keramik- erste klinische Erfahrungen mit dem Cosmopostsystem. Quintessenz 1998, 49: 257-265
36. Eichner K. Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 1963, 18: 915-921
37. Eichner K. Implantatmaterialien. In: Eichner K. HRSG. Zahnärztliche Werkstoffe. Bd. 2, Heidelberg: Hütig, 1985: 265-280
38. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. Am J Dent 2000, 13: 15-18
39. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. Dent Mater 2001, 17: 422-429
40. Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C. Efficacy of a self-curing adhesive resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. Int J Prosthodont 2001, 14: 543-549
41. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. Am J Dent, 2000; 13: 9-13
42. Finger W. Begriffsbestimmungen der Werkstoffprüfung In: Eichner K HRSG. Zahnärztliche Werkstoffe. Bd.1, Heidelberg: Hütig, 1985: 34-46
43. Fischer H, Edelhoff D, Marx R. Mechanische Beanspruchbarkeit von Zirkonoxid-Wurzelstiften. Dtsch Zahnärztl Z 1998, 53: 854-858
44. Freesmeyer WB. Klinische Prothetik. Bd. 1, München: Hütig, 1995: 67-73
45. Fusayama T, Maeda T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. J Dent Res 1969, 48: 452
Quintessence Int 1984, 12: 1247-1255
46. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 1999, 27: 89-99
47. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations

under artificial crowns.

J Prosthet Dent 1999, 82: 341-347

48. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater 1992, 8: 197-202
49. Goldman M, DeVitre R, Tenca J. Cement distribution and bond strength in cemented posts. J Dent Res 1984; 63: 1392-1395
50. Goldstein G, Hudis S, Weintraub D. Comparison of four technique for the cementation of posts. J Prosthet Dent 1986, 55: 209-211
51. Goodacre C, Spolnik K. The prosthodontic management of endodontically treated teeth. A literature review. Part II J Prosthodont 1995, 4: 51-53
52. Gutmann JL. Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration. J Prosthet Dent 1977, 38: 413-419
53. Guzy G, Nicholls J. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. J Prosthet Dent 1979, 42: 39-44
54. Habenicht G. Kleben, 2. Aufl. Springer Heidelberg 1990
55. Hemmings KW, King PA, Setchell DJ. Resistance to torsional forces of various post and core designs. J Prosthet Dent 1991, 66: 325-329
56. Henry PJ. Photoelastic analysis of post core restorations. Aust Dent J 1977, 22: 157-159
57. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Einfluß des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Frontzähne. Dtsch Zahnärztl Z 1999, 54: 637-640
58. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. J Prosthet Dent 2002, 87: 438-445
59. Hofmann M. Das Er - Stift System zum Aufbau marktoter Zähne (I). Quintessenz 1985, 1: 41-50
60. Hollis RA, Christenser GJ, Christenser W, Hunsaker K, Larson T, Christensen RP. Comparison of strength for seven different post materials.

- J Dent Res 1999, 78: 533-537
61. Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature.
J Prosthet Dent 1986, 55: 33-38
62. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. J Prosthet Dent 1992, 68: 322-326
63. IKV-Institut f. Kunststoffverarbeitung der RWTH Aachen: Kurve zur relativen Steifigkeit von Karbonfaser- und Glasfaserlaminaten.
In: Schepperheyn S. HRSG. Biomechanik Faserverstärkter Stifte. Königsbach-Stein, 2002: 34-37
64. Isidor F, Brondum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. Int J Prosthodont 1992, 5: 257-261
65. Janda R. Kunststoffverbundsysteme.
Weinheim: VCH VerlagsGmbH, 1990: 57
66. Kaelin D, Schärer P. Aufbausysteme in der Kronen- und Brückenprothetik.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1991, 101: 457-463
67. Katebzadeh N, Dalton BC, Trope, M. Strengthening immature teeth during and after apexification.
J Endod 1998, 24: 256-259
68. Kern M, Knode H. Stiftkernaufbauten aus In-ceram. Direkte und indirekte Methode.
Quintessenz Zahntech 1991, 17: 917-925
69. Kern M, Simon MHP, Strub JR. Erste klinische Erfahrungen mit Wurzelstiften aus Zirkonoxidkeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 1998, 53: 266-268
70. King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth.
J Oral Rehabil 1990, 17: 599-609
71. Kirchhoff W. Untersuchungen über die axiale und horizontale Belastbarkeit verschiedener intraradikulärer Stiftverankerungen (Permador-Stift, Radix-Anker, Kurer-Anker) an natürlichen Zähnen - I. Teil.

- ZWR 1978, 87: 1014-1024
72. Körber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Lab 1983, 31: 55-60
73. Koutayas SO, Kern M. Vollkeramische Stiftkernaufbauten - Stand der Technik. Quintessenz 1999, 50: 701-711
74. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990, 100: 953-960
75. Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts. J Endod 1989, 15: 578-580
76. Kwiatkowski S, Geller W. A preliminary consideration of the glassceramic dowel post and core. Int J Prosthodont 1989, 2: 51-55
77. Lauer HC, Otfl P, Weigl P. Mechanische Belastbarkeit verschiedener Stiftaufbausysteme. Dtsch Zahnärztl Z 1994, 49: 985-989
78. Lewis R, Smith GN. A clinical survey of failed post retained crowns. Br Dent J 1988, 165: 95
79. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. Int J Prosthodont 1995, 8: 155-161
80. Loney RW, Kotowicz WE, McDowell GC. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. J Prosthet Dent 1990, 63: 506-512
81. Loney RW, Moulding M, Ritsco R. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast and core and crowns. Int J Prosthodont 1995, 8: 247-251
82. Lovdahl DE, Nicholls JI. Pin retained amalgam cores vs cast-gold dowel-cores. J Prosthet Dent 1977, 38: 507
83. Love RM, Purton DG. The effect of serrations on carbon fibre posts-retention within the root canal, core retention, and post rigidity. Int J Prosthodont 1996, 9: 484-488
84. Love RM, Purton DG. Retention of posts with resin, glass

- ionomer and hybrid cements. J Dent 1998, 26: 599-602
85. Magura ME, Kafrawy AH, Brown C, Newton C. Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study. J Endod 1991, 17: 324-331
86. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. J Adhes Dent 1999, 1: 153-158
87. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. J Prosthet Dent 2001, 85: 284-291
88. Marxkors R. Normokklusion im Frontzahnggebiet. In: Lehmann KM, Hellwig E. Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. München: Urban&Schwarzenberg, 1993: 58
89. Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. München: DÄV-Hanser, 2001: 65-68
90. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW, Hassel KJ: Effect of post pre-paration on the apical seal. J Prosthet Dent 1984, 51: 785-789
91. McDonald AV, King PA, Setchell DJ. In vitro study to compare impact fracture resistance of intact roottreated teeth. Int Endod J 1990, 23: 304-312
92. Meiners H, Lehmann KM. Klinische Materialkunde für Zahnärzte. München: Hanser, 1998: 23-27
93. Mendoza DB, Eakle WS. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. J Prosthet Dent 1994, 72: 591-594
94. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. J Prosthet Dent 1997, 78: 10-14
95. Michaeli W, Wegener M. Einführung in die Technologie der Faserverbundstoffe, München: Hanser, 1989: 53
96. Milot P, Stein RS. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design.

- J Prosthet Dent 1992, 68: 428-435
97. Möllersten L, Lockowandt P, Linden LA. A comparison of strengths of five core and post-and-core systems. Quintessence Int 2002, 33: 140-149
98. Morgano S, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. J Prosthet Dent 1993, 70: 11-16
99. Moyers RE. Handbook of Orthodontics. Chicago, Year book med. publ. Inc.: 1977: 411
100. Mues S. Über das Belastungsverhalten von einwurzeligen Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum und dünner Wandung bei der stiftprothetischen Versorgung. Med Diss, Bonn, 2007
101. Neagley RL. The effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1969, 28: 739-745
102. Nergiz I, Schmage P, Özcan M, Platzer U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. J Oral Rehabil 2002, 29: 28-34
103. Newburg RE, Pameijer CH. Retentive properties of post and core systems. J Prosthet Dent 1976, 36: 636
104. Nothdurft F, Gernet W, Pospiech PR. In-vitro-Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten aus Zirkonoxid. Dtsch Zahnärztl Z 2003, 58: 451-456
105. Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation an post cementation. J Prosthet Dent 1991, 66: 181-187
106. Ottil P, Hahn L, Lauer HC, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. J Oral Rehabil 2002, 29: 175-183
107. Pashley EL, Tao L, Pashley DH. Sterilization of human teeth: its effect on permeability and bond strength. Am J Dent 1993, 6: 189-191
108. Paul S, Schärer P. Plastische Aufbauten in der Kronen- und Brückenprothetik. Quintessenz 1996, 47: 1519-1531
109. Paul S, Schärer P. Adhäsivaufbauten für Vollkeramik-kronen.

- Schweiz Monatsschr Zahnmed 1996, 106: 368-374
110. Perdigao J, Lopes MJ. Debonding-questions for the new millenium. Adhes Dent 1999, 1(3): 191
111. Pest BL, Cavalli G, Bertoni P, Gagliani M. Adhesive post – endodontic restorations with fiber posts. Dent Mater 2002, 18: 596-602
112. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Coronoradicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. J Prosthet Dent 2002, 88: 442-448
113. Pleims AW. Bruchfestigkeit metallischer und vollkeramischer Stiftkernaufbauten. Zahnmed Diss Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg, 1994
114. Portell FR, Bernier WE, Lorton L, Peters DD. The effect of immediate versus delayed dowel space preparation on the integrity of the apical seal. J Endod 1982, 8: 154-160
115. Pospiech P, Rammelsberg P, Rosenboom C, Gernet W. Der Einfluß des Befestigungssystems auf die Bruchfestigkeit von vollkeramischen Molarenkronen. Acta Med Dent Helv 1996, 1: 177-186
116. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? Clin Oral Invest 2002, 6: 189
117. Purton DG, Love RM. Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel root canal posts. Int Endod J 1996, 29: 262-265
118. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. Quintessence Int 1996, 27: 93-97
119. Radke R, Barkhordar R, Podesta R. Retention of cast endodontics posts: comparison of cementing agents. J Prosthet Dent 1988, 59: 318-320
120. Rafter M. Apexification: a review. Dent Traumatol 2005, 21: 1-8
121. Raygot CG, Chai J, Jameson DL. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post

- system in vitro. *Int J Prosthodont* 2001, 14: 141-145
122. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endodon* 1989, 15: 512
123. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am* 2002, 46: 367-384
124. Roberts DH. The failure of retainers in bridge prosthesis. An analysis of 2000 retainers. *Br Dent J* 1970, 128: 117
125. Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and toothcoloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 2000, 27: 595-601
126. Rowe AH. A five year study of the clinical performance of a posterior resin restorative material. *J Dent* 1989, 17: 6
127. RTD, Composipost. Technical document: Meeylan Cedex. 1994: 1-3
128. Sachs L. *Angewandte Statistik - Anwendung statistischer Methoden*. Berlin, Heidelberg: Springer, 1999: 65-78
129. Sandalli N, Cildir S, Guler N. Clinical investigation of traumatic injuries in Yeditepe University, Turkey during the last 3 years. *Dent Traumatol* 2005, 21: 188-194
130. Saroglu I, Sonmez H. The prevalence of traumatic injuries treated in the pedodontic clinic of Ankara University, Turkey, during 18 months. *Dent Traumatol* 2002, 18: 299-303
131. Schatz JP, Joho JP. A retrospective study of dento-alveolar injuries. *Endod Dent Traumatol* 1994, 10: 11-14
132. Schepperheyn S. *Biomechanik faserverstärkter Stifte*. Hahnenkratt GmbH: Königsbach-Stein. 2002: 1-4
133. Schmeißner H. The behavior of pin-stump constructions with and without circular stump rings in a loading experiment. *Dtsch Zahnärztl Z* 1977, 32: 701-703
134. Schmeißner H. Vergleichende Belastungsversuche an Stumpfaufbauten mit unverschraubbarer und verschraubbarer Stiftverankerung.

- Dtsch Zahnärztl Z 1983, 38: 163-166
135. Schmeißner H. Die stiftverankerte Krone aus prothetischer Sicht.
Dtsch Zahnärztl Z 1985, 40: 1089-1093
136. Schmidt RC, Thews G. Physiologie des Menschen, 24. Aufl. Springer, Heidelberg 1983
137. Schwickerath H, Coca I. The durability of crowns in the anterior region. Dtsch Zahnärztl Z 1986, 41: 1002-1004
138. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? J Endod 1992, 18: 332
139. Shillingburg HT, Kessler JG. Restauration von wurzelbehandelten Zähnen. Quintessenz 1982, 3: 30
140. Shillingburg HT, Fisher DW, Dewhirst RB. Restoration of endodontically treated posterior teeth.
J Prosthet Dent 1970, 24: 401-409
141. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system.
J Prosthet Dent 1997, 78: 5-9
142. Sieber C. Illumination in front teeth.
Quintessenz Zahntech 1989, 15: 913-924
143. Sieber C, Thiel N. Eine lichtoptische Möglichkeit.
Quintessenz Zahntechnik 1994, 20: 1041-1051
144. Simon MHP. Neue Perspektiven zur vollkeramischen Stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne.
Quintessenz 1995, 46: 1085-1101
145. Simon MHP. Präprothetische Rekonstruktion mit Zirkonoxid-Wurzelstiften.
Phillip J 1997, 14: 95-100
146. Siriami S, Riis D, Morgano S. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. J Prosthet Dent 1999, 81: 262-269
147. Smales RJ. Effect of rubber dam isolation on restoration deterioration. Am J Dent 1992, 5: 277
148. Sorensen JA, Engelman MJ: Ferrule design and fracture resistance of endo-dontically treated teeth.
J Prosthet Dent 1990, 63: 529-536

149. Sorensen JA, Engelman MJ: Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1990, 64: 419-424
150. Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent 1984, 52: 28-35
151. Sparrius O, Grossman ES. Marginal leakage of composites in combination with dentinal enamel bonding agents. J Prosthet Dent 1989, 61: 678-684
152. Standlee JP, Caputo AA. Endodontic dowel retention with resinous cements. J Prosthet Dent 1992, 68: 913-917
153. Standlee JP, Caputo AA. Effect of surface design on retention of dowels cemented with a resin. J Prosthet Dent 1993, 70: 403-405
154. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. J Prosthet Dent 1978, 39: 400-405
155. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1972, 33: 952-960
156. Standford JW, Pfaffenberger GC, Kumpula JW, Sweeny WT. Determination of some compressive properties of human enamel and dentin. J Am Dent Assoc 1958, 57: 487
157. Stark H. Wurzelstifte für Stiftaufbauten. Dtsch Zahnärztl Z 2000, 55: 447-448
158. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. J Prosthet Dent 1999, 81: 380-385
159. Straffon LH, Dennison JB, More FG. Three-year evaluation of sealants: effect of isolation on efficiency. J Am Dent Assoc 1984, 110: 714
160. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik Bd. 1-3, Quintessenz, Berlin, 1994
161. Strub JR, Türp JC, Blatz MB, Heydecke G. Aufbau vitaler und avitaler Pfeilerzähne. Praxis der Zahnheilkunde Urban und Fischer, München 1999, Festsitzender ZE: 63-69
162. Tait CM, Ricketts DN, Higgins AJ. Weakened anterior

roots - intraradicular rehabilitation.

Br Dent J 2005, 198: 609-617

163. Thorsteinsson TS, Yaman P, Craig RG. Stress analyses of four prefabricated posts. J Prosthet Dent 1992, 67: 30-33
164. Tjan AH, Abbate MF. Temperature rise at root surface during post-space preparation. J Prosthet Dent 1993, 69: 41-45
165. Tjan AH, Peach KD, Van Denburgh SL, Zbaraschuk ER. Microleakage of crowns cemented with glass ionomer cement: effects of preparation finish and conditioning with polyacrylic acid. J Prosthet Dent 1991, 66: 602-606
166. Tjan AH, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. J Prosthet Dent 1985, 53: 496-500
167. Torbjorner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. Eur J Oral Sci 1996, 104: 605-611
168. Triolo PT, Trajtenberg C, Paowers JM. Flexural properties and bond strength of an esthetic post. J Dent Res 1999, 78: 548
169. Trope M, Maltz DO, Tronstadt L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. Endodont Dent Traumatol 1985, 1: 108
170. Tyas MJ. Test methods to evaluate adhesive strength to tooth structure. J Adhes Dent 2001, 3: 361-362
171. Van Dijken JW, Hörstedt P. Effect of the use of rubberdam versus cotton rolls on marginal adaption of composite resin fillings to acid-etched enamel. Acta Odont Scand 1987, 45: 115
172. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Clinical procedure for luting glass-fiber posts. J Adhes Dent 2001, 3: 353-359
173. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. J Endod 2002, 28: 355-360

174. Viglue G, Malquarti G, Vincent B, Bourgois D. Epoxy/carbon composite resins in dentistry: mechanical properties related to fiber reinforcement. *J Prosthet Dent* 1994, 72: 245
175. Viohl J. Zemente. In: Eichner K HRSG. Zahnärztliche Werkstoffe. Bd. 2. Heidelberg: Hüthig, 1985: 77-101
176. Vire D. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod* 1991, 17: 338-342
177. Volwiler RA, Nicholls JI, Harrington GW. Comparison of three core build-up materials used in conjunction with two post systems in endodontically treated anterior teeth. *J Endod* 1989, 15: 355-361
178. Voss R. Die Festigkeit metallkeramischer Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1969, 24: 726-731
179. Weine FS, Wax AH, Wenckus CS. Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. *J Endod* 1991, 17: 293-297
180. Wirz J, Christ R. In vitro study of the occurrence of screw and pin corrosion in dental prosthesis structures. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1982, 92: 408-428
181. Wirz J, Steinemann S. The corrosion process in the mouth. *Phillip J Restaur Zahnmed* 1987, 4: 81-85
182. Wirz J, Graber G, Widmer W: Metallische Verankerungselemente in der restaurativen Zahnmedizin. Theorie und Klinik für Studium und Praxis. Berlin: Quintessenz, 1987: 15-77,
183. Zmener O. Effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. *J Endo* 1980, 6: 687-690

7. Danksagung

Zunächst möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Priv. Doz. Dr. E.-H. Helfgen für die Überlassung des Themas und die wertvolle Betreuung bei der Erstellung der Dissertation bedanken.

Seiner Motivation sowie seiner Geduld ist es zu verdanken, dass diese Arbeit beendet werden konnte.

Gleichermaßen danke ich Herrn Prof. Dr. K.-H. Utz für die kreativen Vorschläge zur Durchführung der Dissertation sowie den unterstützenden Literaturvorschlägen.

Auch Herrn Dipl.-Phys. M. Grüner danke ich für die tatkräftige praktische sowie theoretische Mithilfe bei der Konzeption und Anfertigung des Versuchsaufbaus.

Seiner Tüchtigkeit ist es zu verdanken, dass die Versuche annähernd reibungslos durchgeführt werden konnten.

Ebenso gilt mein Dank Herrn Dr. V. Sobarzo, der immer wieder die Hintergründe der konservierenden Zahnmedizin erschließen ließ.

Für die freundliche Unterstützung bei der Beschaffung der Probenzähne möchte ich meinen Kollegen danken, vor allem meinem Mann, ohne dessen Engagement und Mithilfe diese Arbeit nicht zu Ende geführt worden wäre!

Ebenso danke ich folgenden Firmen für die Bereitstellung benötigter Materialien, ohne die die Durchführung nicht möglich gewesen wäre: Colte□ne/Whaledent, Komet/Gebr. Brasseler und RTD.

Mein besonderer Dank gebührt meinen Eltern sowie meiner Familie, die mir in meinem beruflichen Werdegang immer eine Stütze waren; ihr Glaube an mich sowie die Verbundenheit meines Mannes gaben mir die Kraft, alles zu Ende zu führen, was ich begonnen habe.