

2 Literaturübersicht

2.1 Die Problematik des endodontisch behandelten Zahnes (EBZ)

2.1.1 Endodontischer Misserfolg

Die Prognose des EBZ bezogen auf dessen periapikale Integrität wird maßgeblich von der Dichtigkeit der Wurzelkanalfüllung und von der Qualität der definitiven postendodontischen Restauration beeinflusst. Eine undichte koronale Restauration bzw. die Ausbildung von Randspalten (koronales leakage) ebenso wie eine unvollständige Wurzelkanalfüllung ermöglichen die Passage von Mikroorganismen oder deren Stoffwechselprodukten zur Wurzelspitze und dem alveolären Knochen. MEEUWISSEN und ESCHEN (1983) konnten nach zehn Jahren bei 90,5 % der EBZ einen klinisch und radiologisch gesicherten Behandlungserfolg durch retrospektiv gewonnene Daten feststellen. Die Erfolgsrate war mit 59 % für Zähne mit einer ungenügenden restaurativen Versorgung deutlich geringer. Nach RAY und TROPE (1995) ist der entzündungsfreie Zustand des apikalen Parodonts in erster Linie von der koronalen Restauration abhängig, wobei die Qualität der koronalen Restauration nur dann einen signifikanten Einfluss hat, wenn auch die Wurzelkanalfüllung gut ist, d. h. radiologisch dicht und 1-2 mm vor dem röntgenologischen Apex endend (Tronstad et al. 2000).

Die periapikale Parodontitis wird durch die mit dem Speichel transportierten endodontisch pathogenen Bakterien oder durch Zellwandbestandteile von Gram-negativen Bakterien, den Endotoxinen, verursacht. Bereits nach 7-22 Tagen können Bakterien aus mit Guttapercha gefüllten Wurzelkanälen, welche dem Speichel ausgesetzt wurden, isoliert werden (Khayat et al. 1993, Chailertvanitkul et al. 1996). Das Wurzelkanalsystem wird bedeutend schneller von Endotoxinen gemischter Bakterienkulturen penetriert, als von den Bakterien selbst (Alves et al. 1998). Aus diesem Grund ist eine passgenaue und unverzügliche definitive Restauration nach der Wurzelkanalfüllung unabdingbar. Dem koronalen leakage und der Reinfektion während einer provisorischen Versorgung wird eine gravierende Bedeutung für den Misserfolg der endodontischen Therapie beigemessen (Saunders und Saunders 1994). Es ist davon auszugehen, dass ein beträchtlicher Anteil, der als endodontischer Misserfolg gewerteten Versagensraten auf Randspaltbildung der Kronenversorgung zurückzuführen ist. Während die vollständige Fraktur der klinischen Beurteilung zugänglich ist, wird die Randspaltbildung nicht erkannt.

2.1.2 Prothetischer Misserfolg

Endodontisch behandelte Zähne weisen häufig eine ausgeprägte Reduktion der koronalen Zahnhartsubstanz auf, bedingt durch kariöse Zerstörung, ausgedehnte Trepanationsöffnungen oder nach traumatisch sowie artifiziell verursachten Frakturen. Die durch den Verlust des Dentinkerns und die endodontische Aufbereitung stark strukturgeschwächten Zähne zeigen, im Vergleich zu sensiblen Pfeilerzähnen, geringere klinische Erfolgsprognosen (Hansen et al. 1990, Fennis et al. 2002). Die Misserfolgsrate von stiftverankerten Restaurationen ist höher, als die aller anderen indirekten Versorgungen (Roberts 1970, Turner 1982). So wurden Überlebensraten von Stiftsstumpfaufbauten (SSA) aus Metall nach mindestens 5 Jahren von 80-90 % beschrieben (Creugers et al. 1993, Torbjörner et al. 1995, Heydecke und Peters 2002). Neben der häufigsten Ursache dem endodontischen Misserfolg wird das prothetische Versagen angegeben (Vire 1991). In einer retrospektiv angelegten In-vivo-Studie über verschiedene Restaurationsformen wurden 1273 EBZ, die einen Versorgungszeitraum von 1 bis 25 Jahren hatten, nachuntersucht. Die statistische Auswertung zeigte, dass nicht-adhäsive Versorgungen mit einer Füllung oder einem Inlay im Vergleich zur Überkronung oder intraradikulären Aufbauretention signifikant geringere Erfolgsquoten aufweisen (Sorensen und Martinoff 1984b). In diesem Zusammenhang wird für die zum Aufbau der zerstörten Zahnhartsubstanz verwendeten SSA eine Inzidenz der prothetischen Komplikationen von 10 % angegeben.

Die Versagensmuster sind unterschiedlicher Natur. So wird dem Retentionsverlust des Aufbaustiftes oder der Krone, neben kariösen Einflüssen die Stiftluxation oder die Stift- bzw. Wurzelfraktur zugrunde gelegt (Asmussen et al. 1999, Goodacre et al. 2003). Die Misserfolgsrate von oberen Frontzähnen, die mit Aufbaustiften und Kronen rekonstruiert wurden, ist aufgrund der hauptsächlich horizontal angreifenden Kräfte besonders hoch (Lewis und Smith 1988, Eckerbom et al. 1992, Mentink et al. 1993b). Die Indikation für einen Aufbaustift ist insbesondere bei der Anfertigung komplexer festsitzender oder herausnehmbarer Rekonstruktionen nicht nur vom Ausmaß der Zerstörung des Pfeilerzahnes, sondern auch von der konstruktionsbedingten Belastung abhängig. SORENSEN und MARTINOFF (1984b) fanden in einer retrospektiven Studie über einen Zeitraum von bis zu 25 Jahren für endodontisch behandelte Pfeiler bei herausnehmbarem Zahnersatz eine doppelt so hohe Misserfolgsquote wie bei wurzelkanalbehandelten Zähnen, die als Pfeiler für festsitzende Rekonstruktionen dienten. Im Vergleich zu endodontisch versorgten Zähnen mit einer Einzelkrone war die Misser-

folgsquote sogar viermal höher (Sorensen und Martinoff 1985). Auffällig war hierbei, dass wurzelkanalbehandelte Zähne ohne SSA, die als Pfeiler bei herausnehmbarem Zahnersatz dienten, die höchste Versagensrate aufwiesen. Das Versagensrisiko der SSA war wiederum abhängig vom verwendeten Stiftsystem (Sorensen und Martinoff 1984a).

2.2 Eigenschaften nach Wurzelkanalbehandlung (WKB)

2.2.1 Mechanische Belastbarkeit

Es besteht eine direkte Beziehung zwischen der Quantität und der Qualität des koronalen Restdentins und der Fähigkeit okklusalen Belastungen zu widerstehen (Mondelli et al. 1980, Larson et al. 1981, Assif und Gorfil 1994). Je größer das Ausmaß des verbliebenen Wurzelentins ist, desto größer ist die Frakturresistenz wurzelkanalbehandelter Zähne (Tjan und Whang 1985, Hunter et al. 1989, Sornkul und Stannard 1992). Das erhöhte Frakturrisiko der EBZ kann hauptsächlich auf den Substanzverlust des Dentinkerns zurückgeführt werden, wobei die mechanische Belastbarkeit entscheidend durch die Entfernung des Kavumdaches vermindert wird. Die Trepanation führt zu einem Anstieg der Höckerauslenkung unter funktioneller Belastung (Gutmann 1992, Panitvisai und Messer 1995). Mit Hilfe von Dehnmesselementen wurde die Verformung der klinischen Krone nach unterschiedlichen präparativen Maßnahmen an oberen zweiten Prämolaren erfasst (Reeh et al. 1989). Die Auswirkung der Wurzelkanalaufweitung reduzierte die berechnete „relative Zahnsteifigkeit“ lediglich um 5 %, während die Präparation einer okklusalen Kavität eine Reduktion um 20 % verursacht. Jüngste Untersuchungen mit gleicher Methodik bestätigten, dass die Präparation eines endodontischen Zugangs bei Frontzähnen zu einer signifikanten Erhöhung der koronalen Auslenkung, respektive einem Verlust der Biegefestigkeit führt (Magne und Douglas 2000).

2.2.2 Verlust der Propriozeption

Es wurde postuliert, dass Zähne einen protektiven feedback-Mechanismus haben, welcher nach Pulpektomie verloren geht und in Zusammenhang mit Zahnfrakturen steht (Randow und Glantz 1986). PAPHANGKORAKIT und OSBORN (1997) kamen nach ihren Kaukraftmessungen an oberen mittleren Zähnen zu dem Ergebnis, dass eine Überkronung der Zähne zu einer signifikanten Erhöhung der maximalen Kieferschließkräfte in der Interkuspidationsposition führt. Sie formulierten die These, dass dieser Anstieg der maximalen Kaukraft das Vorhandensein intrinsischer (pulpaler) Mechanore-

zeptoren impliziert, da die parodontalen Mechanorezeptoren nur eine Veränderung der auf den gesamten Zahn einwirkenden Kräfte registrieren können und nicht die Veränderungen der Druckamplituden auf die Krone.

2.2.3 Veränderungen der biomechanischen Parameter des Wurzel Dentins

Es gilt als allgemein anerkannt, dass die biomechanischen Kennwerte für das Dentin endodontisch behandelter Zähne sich nicht von dem vitaler Zähne unterscheiden. Die frühere Annahme, dass die erhöhte Frakturgefahr endodontisch aufbereiteter Zähne eine Folge der Versprödung durch Wasserverlust ist, geht unter anderem auf HELFER et al. (1972) zurück. Sie berichteten von einem ca. 10 %igen Verlust des kollagengebundenen Wassers. Bereits 1958 konnten STANFORD et al. (1958) keine Unterschiede der physikalischen Eigenschaften des Dentins bei sensiblen oder marktoten Zähnen messen. Die Ergebnisse wurden von FUSAYAMA und MAEDA (1969) bestätigt. Sie demonstrierten, dass die Pulpektomie keine Veränderungen des Elastizitätsmodul (E-Modul), der Härte sowie der Frakturfestigkeit zur Folge hat. In nachfolgenden Untersuchungen konnte ebenfalls gezeigt werden, dass die physikalischen und biomechanischen Eigenschaften des Dentins endodontisch behandelter Zähne mit denen von vitalen Zähnen vergleichbar sind und nicht als Faktor für eine erhöhte Frakturrate anzusehen sind (Huang et al. 1992, Sedgley und Messer 1992). SEDGLEY und MESSER (1992) untersuchten 23 EBZ paarweise mit kontralateralen vitalen Zähnen des gleichen Patienten die durchschnittlich über eine Zeit von 10 Jahren unter Risiko waren. Die Zähne wurden von Patienten gewonnen, bei denen präprothetisch multiple Zahnextraktionen indiziert waren. Die ermittelten Scher- und Bruchfestigkeiten waren gleich, während ein geringer Unterschied um 3,5 % für die Mikrohärtigkeit bestand. Der durchschnittliche Feuchtigkeitsgehalt von sensiblen Zähnen beträgt 12,35 % und lässt damit keine signifikante Dehydrierung der EBZ (12,10 %) erkennen (Papa et al. 1994). Jüngste Untersuchungen verstärken den Fokus auf altersbedingte Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften. Insbesondere das tertiäre Dentin, welches altersabhängig in unterschiedlicher Dicke vorhanden ist, weist eine zum globulären und Mantel-dentin signifikant geringere Mikrohärtigkeit und größere Elastizität auf (Senawongse et al. 2006). Darüber hinaus bestehen Unterschiede in der Dentinmorphologie zwischen den Zahngruppen wie Frontzähne, Prämolaren und Molaren. Untersuchungen der intermolekularen Kreuzverbindungen des Dentins deuten auf eine funktionelle Anpassung der Kollagenmatrix hin (Rivera und Yamauchi 1993). Demnach sollten Versorgungskonzept-

te für die spezifischen Zahngruppen entwickelt werden. Für die Materialprüfung ist dringend die Verwendung des entsprechend avisierten Zahntypes vorauszusetzen.

2.3 Einteilung der Aufbaustifte

Aufbaustifte können gemäß ihrer Herstellung, der Art ihrer Retention im Wurzelkanal, der Stiftform und dem Stiftmaterial eingeteilt werden. DALLARI und ROVATTI (1996) legten ihrer Einteilung der Aufbaustifte in drei Generationen die verschiedenen Therapieansätze zur Versorgung von EBZ zugrunde. Sie berücksichtigten die mit dem jeweiligen Aufbaustift verbundenen Behandlungsphilosophien und formulierten damit gleichzeitig eine Empfehlung für Aufbaustifte, die den ästhetischen und biomechanischen Anforderungen moderner SSA entsprechen. Die erste Generation repräsentiert alle SSA, bei denen eine maximale Retention durch eine vollständige Kanalpassung des primär retentiven Stiftes angestrebt wurde. Dazu zählen alle aktiven Stiftsysteme und die konventionell zementierten gegossenen SSA. Die Aufbaustifte der zweiten Generation werden passiv, d. h. ohne direkten Kontakt zwischen dem Stift und der Wurzelkanalwand, zementiert. Die dritte Generation schließt alle passiv zementierten nichtmetallischen Aufbaustiftsysteme ein.

2.3.1 Aktive Stiftsysteme, erste Generation

Zu den aktiven Stiftsystemen zählen alle Arten von Schraubensystemen. Stiftsysteme der ersten Generation verankern sich in der Kanalwand entweder durch ein selbstschneidendes Gewinde im Wurzelkanal oder es wird die Schraube in ein, mittels eines genormten Hand-Gewindeschneiders, vorgeschchnittenes Gewinde eingedreht.

Aktive Stifte sind retentiver als passive mit konventionellen Zementen befestigte Aufbaustifte aber induzieren deutlich höhere Spannungen im Wurzelkollagen (Burns et al. 1990, Felton et al. 1991, Standlee und Caputo 1992b). Insbesondere die Verwendung von Stiften mit einem selbstschneidenden Gewinde birgt ein erhebliches Frakturrisiko der Wurzel (Sorensen und Martinoff 1984b, Sorensen und Martinoff 1984a, Gutmann 1992, Morgano 1996, Christensen 1998).

Zahlreiche Studien zeigen die durch Schraubensysteme provozierten ungünstigen Spannungen im Wurzelkollagen bzw. deren negative Folgen auf die Prognose endodontisch behandelte Zähne (Standlee et al. 1980, Ben-Ur und Zimmermann 1983, Caputo und Hokama 1987, Cohen et al. 1993).

Auf der Grundlage der vorliegenden Evidenz gilt diese Therapievariante als obsolet.

2.3.2 SSA aus Metall, zweite Generation

Die passiven Metallstifte werden ausschließlich durch den Befestigungszement in der Wurzel verankert. Sie können entweder im indirekten Verfahren laborgefertigt werden oder es werden konfektionierte, industriell hergestellte Aufbaustifte im direkten Verfahren zur Aufbauretention verwendet. Die anatomische Stiftform der indirekten Stiftstumpfaufbauten ergibt sich aus der Kanalmorphologie nach dessen Aufbereitung. Der gegossene Stiftstumpfaufbau war seit der Ersterwähnung durch FOUCHARD (1743) viele Jahre Standard und ist noch immer eine im klinischen Alltag weit verbreitete Methode zur Versorgung endodontisch aufbereiteter Zähne (Naumann und Lange 2003).

Zur indirekten Fertigung werden Titanlegierungen und andere Nichtelegierungen (z.B. Cobalt-Chrom-Molybdän) oder hochgoldhaltige Legierungen im Angussverfahren verwendet. Konfektionierte Metallstifte werden aus Titan oder Titanlegierungen ($TiAl_6V_4$) hergestellt (Tabelle 2-2). Der Permador Stift (VDW-Deutschland) ist als gezogener Stift aus einer Gold-Platin-Palladiumlegierung ebenfalls zu den konfektionierten Stiftsystemen zu zählen, wird aber hauptsächlich im Angussverfahren indirekt verarbeitet. Für die Präparation der konfektionierten Aufbaustifte stehen systemspezifische, genormte Vorbohrer zur Verfügung. Es wird eine zylindrische und konische von der zylindrokonischen Stiftgeometrie unterschieden.

Die Studien von STANDLEE et al. (1972, Standlee und Caputo 1992a) zeigen, dass eine ausgezeichnete Adaptation (Passung) von konischen (auch gegossenen) Stiften keine Verbesserung der Retention zur Folge hat. Hingegen wird ein Keileffekt auf die Wurzelkanalwände (wedge effect) durch den Retentionsmechanismus der Klemmpassung generiert. Die dadurch verursachte Konzentration von Spannungsspitzen in der apikalen Stiftregion wird unter anderem als Ursache für Längsfrakturen der Wurzel angesehen (Assif et al. 1993, Assif und Gorfil 1994).

2.3.3 SSA aus Keramik, dritte Generation

Im indirekten Verfahren gefertigte Aufbaustifte aus Glaskeramik (Kwiatkowski und Geller 1989) oder glasinfiltrierter Aluminiumoxidkeramik (Kern und Knode 1991, Koutayas und Kern 1999) wurden zur Herstellung vollkeramischer Stiftkernaufbauten in ausgewählten klinischen Fällen beschrieben. Mit der Einführung konfektionierter Wurzelstifte aus Yttriumoxid teilstabilisierter Zirkondioxid-Keramik (Tabelle 2-2) können semikonfektionierte vollkeramische SSA in Verbindung mit Kompositaufbauten oder spezieller an diese Aufbaustifte anpressbarer Glaskeramik hergestellt werden (Kakehashi

et al. 1998, Koutayas und Kern 1999, Edelhoff et al. 2000). Dieses Stiftmaterial zeichnet sich neben einer hervorragenden Biokompatibilität und Radioopazität durch eine hohe Risszähigkeit, eine hohe Biegefestigkeit (1000 MPa) und einen vergleichsweise hohen Weibullmodul aus (Ichikawa et al. 1992, Fischer et al. 1998, Strub et al. 2001).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass Aufbaustiftmaterialien mit einem zum Dentin um das zehnfache höheren Elastizitätsmodul (E-Modul) Spannungsspitzen im Wurzelentin verursachen, die das Risiko einer Wurzelfraktur vervielfachen (Asmussen et al. 1999, Rosentritt et al. 2000). In-vitro-Ergebnisse der Frakturmuster nach maximaler linearer Belastung demonstrieren, dass im Vergleich zur typischen Dezementierung von Metallstiften, Keramikstifte frakturieren (Rosentritt et al. 2000). Während die Rigidität höher als die der metallischen Aufbaustifte ist, wurde eine geringere Retention im Wurzelkanal nach adhäsiver Zementierung ermittelt (Purton et al. 2000). Aufgrund der signifikant geringeren Überlebensrate nach Ermüdungsbelastung im Kausimulator wird die Anwendung konfektionierter Zirkonoxidstifte im chair-side Verfahren mit Kompositaufbauten nicht empfohlen (Butz et al. 2001).

2.3.4 Faserverstärkte Kompositstifte, dritte Generation

Der Zusatz von synthetischen Fasern zu einer Polymermatrix führt zu einer signifikanten Steigerung der Festigkeit, Bruchzähigkeit, Steifigkeit und der Ermüdungsbeständigkeit (Drummond 2000). Es werden verschiedene synthetische Fasern zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften der in der Zahnmedizin verwendeten Kunststoffe beschrieben (Vallittu 1996).

Erstmalig wurde der Einsatz metallfreier faserverstärkter Kunststoffstifte als echte Alternative zu Metallstiften im Jahre 1990 von DURET et al. (1990) publiziert. Sie begründeten den Gebrauch von karbonfaserverstärkten Kunststoffstiften mit der Möglichkeit, Materialien unterschiedlicher biomechanischer Charakteristika zu vereinen. Die Stifte bestehen aus gebündelten, longitudinal-parallel ausgerichteten Kohlenstofffasern (63 Gew%) in einer Epoxidharzmatrix (36 Gew%). Dieses Konjugat bietet eine Alternative zu Metallstiften, bezogen auf Festigkeit, Elastizität, Korrosionsresistenz und Materialermüdung. Die Intension war es, einen Aufbaustift mit dentinähnlichem E-Modul zu verwenden (King und Setchell 1990), der nach adhäsiver Zementierung eine gleichmäßigere Kraftverteilung als bei Metallstiften entlang der Wurzel bewirkt, was im Falle des Misserfolgs zu klinisch günstigeren, d. h. wiederversorgbaren Frakturen führt (Asmussen et al. 1999). Karbonfaserstifte zeichnen sich durch ein anisotropes Verhal-

ten aus, d. h. der E-Modul variiert mit der Belastungsrichtung (Tabelle 2-1). Das spezifische elastische Verhalten des Dentins entspricht ebenfalls dem eines anisotropen Festkörpers (Kinney et al. 2003). Sind die Feder- bzw. Bindekräfte in einem Festkörper in allen Raumrichtungen gleich groß, so spricht man von einem isotropen Festkörper. Aufgrund der homoelastischen Eigenschaft wird den karbonfaserverstärkten Kompositstiften eine im Vergleich zu Titanstiften um bis zu 37 % geringere Krafteinleitung in das Wurzelzementin zugeschrieben (Freedman 1996).

Tabelle 2-1 Anisotropes Verhalten der karbonfaserverstärkten Aufbaustifte

Material	Belastungsrichtung	Elastizitätsmodul*
Karbonfaser	90°	8 GPA
Dentin	90°	8 GPA
Karbonfaser	30°	34 GPA
Dentin	30°	18 GPA
Karbonfaser	0°	90 GPA
Bis-GMA	isotrop	20 GPA

*(Ferrari und Scotti 2002a)

Der universale Einsatz dieser ersten Faserstifte wird durch einige Materialcharakteristika limitiert. So sind sie nicht röntgenopak und aufgrund ihrer schwarzen Färbung schwer unter Vollkeramikronen oder Kompositrestaurationen zu maskieren (Vichi et al. 2000). Dies führte zur Einführung von Kompositstiften mit Glasfaser-, Quarzfaser- oder Polyethylenfaserverstärkung (Asmussen et al. 1999, Drummond et al. 1999).

In diesem Zusammenhang wird eine neue Generation von Stiftsystemen beschrieben, welche biokompatibel und korrosionsresistent ist und den ästhetischen Ansprüchen gerecht wird (Tabelle 2-2) (Sidoli et al. 1997, Quintas et al. 2000, Rosentritt et al. 2000). Bemerkenswert erscheint die im Vergleich zu Aufbaustiften aus Zirkondioxidkeramik gute Revisionsmöglichkeit durch den parallelen Faserverlauf, „Schienenprinzip“ (De Rijk 2000) und die transluzente Eigenschaft, die eine Zementierung mit dualhärtenden Befestigungskompositen unterstützt.

Tabelle 2-2 Auswahl einiger der auf dem deutschen Dentalmarkt vertriebenen und in vitro untersuchten konfektionierten passiven Stiftsysteme

Handelsname	Stifttyp	Hersteller
Composipost	Karbonfaser	Hahnenkratt, Deutschland
Carbopost	Karbonfaser	Carbotech, Frankreich
Aesthetipost	Quarz-Karbonfaser	RTD, Frankreich
Aesthetiplus	Quarzfaser	RTD / Bisco, USA
DT Lightpost	Quarzfaser	RTD, Frankreich
FibreKor Post	Glasfaser	Jeneric Pentron, USA
Luscent Anchors	Glasfaser	Dentatus, Schweden
Para Post Fiber White	Glasfaser	Coltene / Whaledent, USA
ER DentinPost	Glasfaser	Gebr. Brasseler, Deutschland
ER Titanpost	Titan	Gebr. Brasseler, Deutschland
Para Post	Titanlegierung, Edelstahl	Coltene / Whaledent, USA
Snowpost	Zirkon-Silikatfaser	Carbotech, Frankreich
Cosmopost	Zirkondioxid	Ivoclar - Vivadent, Lichtenstein
Cerapost	Zirkondioxid	Gebr. Brasseler, Deutschland

Die faserverstärkten Stifte unterscheiden sich untereinander neben den Faserarten und der Makroform durch deren Mikrostruktur, im Durchmesser der Einzelfasern und der Geometrie der Verstärkung wie Faserlänge, -verlauf und -konzentration.

Für die Verstärkung der Polymermatrix werden hauptsächlich Fasern auf der Basis von amorphem Silikat eingesetzt. Während die Quarzfasern aus reinem kristallinem Silikat bestehen, werden die Glasfasern durch Zusatz von Oxiden (50-60 % SiO₂, CaO, B₂O₃, Al₂O₃) gewonnen. Eine Untersuchung im Drei-Punkt Biegeversuch zeigte nach thermischer Wechselbadbelastung (12x 10³, 5 °C/55 °C) eine signifikant größere Reduktion der Biegefestigkeit für Stifte mit Quarzfaser- als mit Glasfaserverstärkung (Lassila et al. 2004). Da der Wärmeausdehnungskoeffizient der Glasfasern (8x10⁻⁶/°C) dem der Polymermatrix (40-80x10⁻⁶/°C) ähnlicher ist (Quarzfaser = 0,2x10⁻⁶/°C), wird eine geringere temperaturbedingte Separation der Fasern von der Polymermatrix angenommen und damit die höhere Ermüdungsbelastbarkeit der glasfaserverstärkten Kompositstifte begründet.

Die Stiftformen lassen sich entsprechend der Geometrie der passiven Metallstifte in zylindrisch, zylindrokonisch oder konisch einteilen. Letztere entsprechen den ISO Größen der Wurzelkanalinstrumente. Sie weisen über die gesamte Stiftlänge eine genormte Verjüngung auf. Alle Stiftsysteme arbeiten mit speziell auf die Stiftform abgestimmten Vorbohrern. Der Faserdurchmesser der meisten Stifte liegt zwischen 12-18 μm (Ferrari und Scotti 2002d). Einen größeren Unterschied ergibt die Analyse der Faserdichte, welche in einem Bereich von 13-70 Fasern/ mm^2 , im Mittel zwischen 24-36 Fasern/ mm^2 , liegt. VALLITTU et al. (1994) registrierten eine Steigerung der mechanischen Kennwerte von Kunststoffen auf Acrylharzbasis, die positiv proportional zur Faserdichte ist. Eine unter diesen Gesichtspunkten von GRANDINI et al. (2005) durchgeführte In-vitro-Studie stellte Unterschiede bezüglich der Ermüdungsfestigkeit im Drei-Punkt-Biegeversuch verschiedener Faserstifte fest. Es besteht aber für die elektronenmikroskopisch ermittelten strukturellen Charakteristika wie Faserdicke und -dichte nur eine geringe Korrelation mit der erreichten mittleren Zykluszahl bzw. mit dem Ermüdungsverhalten. Dieses Ergebnis lässt zufällige Variationen im Herstellungsprozess vermuten. Elektronenmikroskopische Untersuchungen von faserverstärkten Kompositstiften zeigten zahlreiche systemabhängige Strukturfehler in der Kunststoffmatrix (Mannocci et al. 2001c). In den meisten faserverstärkten Kunststoffstiften sind die Fasern unidirektional longitudinal angeordnet. Eine patentierte Sonderform ist der verschlungene Faserverlauf des ER DentinPost (Tabelle 2-2). Mit der longitudinalen Faseranordnung wird eine Minimierung der Stresstransmission in die Matrix erreicht, die durch eine Vorspannung der Fasern zusätzlich reduziert werden kann (Ferrari und Scotti 2002c). Einige Fasern divergieren von der Stiftlängsachse. Dadurch kommt es zu einer Stresstransmission in die Matrix. Aus diesem Grund ist zu vermuten, dass Stifte mit paralleler Faseranordnung größeren Kräften widerstehen, als Stifte mit schräger Faseranordnung.

Von Interesse ist die Art der Haftung zwischen der Faseroberfläche und der Kunststoffmatrix, da die Verbundfestigkeit den Stresstransfer von der Polymermatrix zur Faserverstärkung sichert (Grandini et al. 2005). Die Faseroberfläche ist entweder rau oder mit einem Kopplungsmittel (Silan) beschickt, dessen exakte Zusammensetzung nur den Herstellern bekannt ist.

Die Radioopazität der faserverstärkten Stifte ist systemspezifisch zu bewerten (Mannocci et al. 2001c). Aufgrund der unterschiedlichen Beimengung an radioopaken Zusätzen zur Epoxidharzmatrix ist für die quarz- und glasfaserverstärkten Kompositstifte keine oder eine limitierte Röntgendichte festzustellen. Dem Zirkondioxidstift Snow-

post (Tabelle 2-2) und dem Quarzfaserstift Snowlight (Carbotech, Frankreich) wurden in einer In-vitro-Studie von 20 Zahnärzten nach adhäsiver Zementierung mit PANAVIA® 21 (Kuraray Europa, Deutschland) in einem Eckzahn eine mit dem Titanstift vergleichbar gute Radioopazität attestiert, während der glasfaserverstärkte Kunststoffstift FibreKor (Tabelle 2-2) als akzeptabel bewertet wurde (Finger et al. 2002). Den radioopaken Zusätzen (z.Bsp. Bariumglas) wird ein negativer Einfluss auf die Biegefestigkeit der Faserstifte zugeschrieben (Mannocci et al. 2001c). Zum einen verursachen diese Zusätze Defekte in der Epoxidharzmatrix und schwächen dadurch deren strukturelle Integrität. Zum anderen limitieren sie den Einsatz mit lighthärtenden bzw. dualhärtenden Zementen, da die Lichttransmission verringert wird.

2.4 Befestigung von Aufbaustiften

In jüngerer Zeit hat sich die adhäsive Zementierung mit Befestigungskompositen, insbesondere für die konfektionierten Aufbaustifte durchgesetzt. JUNGE et al. (1998) berichteten, dass gegossene Stifte, welche mit Kompositzement befestigt wurden, unter zyklischer Belastung einen signifikant höheren Frakturwiderstand aufwiesen als bei Zementierung mittels Glasionomer-, oder kunststoffverstärktem Glasionomerzement. Die Konditionierung des Wurzelkanal Dentins zur adhäsiven Befestigung passiver Aufbaustifte geht auf In-vitro-Untersuchungen von NATHANSON und MOIN (1980) zurück. Nach Dentinkonditionierung mit EDTA (Ethylendiamintetraessigsäure) und Natriumhypochlorid verwendeten sie ungefüllte Komposite zur Zementierung von konfektionierten Aufbaustiften.

In-vitro-Studien konnten eine höhere Stiftpretention und Belastbarkeit für die Kombination von konfektionierten Aufbaustiften und Befestigungskomposit als für die Befestigung mit konventionellen Zementen (Zinkoxidphosphat-, Polykarboxylat-, Glasionomerzement) feststellen (Assif und Ferber 1982, Chan et al. 1993, Utter et al. 1997, Nissan et al. 2001, Mezzomo et al. 2003). Für die gleichen Materialkombinationen wurden im Penetrationstest oder nach zyklischer Ermüdungsbelastung unabhängig davon welches Stiftmaterial zementiert wurde, geringere Mikroporositäten der Zementfuge für die adhäsive Befestigung nachgewiesen (Bachicha et al. 1998, Mannocci et al. 2001a, Reid et al. 2003). In diesem Zusammenhang wird auf die Möglichkeit der internen Stabilisierung (Mendoza et al. 1997), insbesondere von Zähnen mit dünnem Wurzel Dentin hingewiesen (Saupe et al. 1996).

Ein weiterer Vorteil der adhäsiven Befestigung ist die Verwendung längenreduzierter Wurzelstifte im Sinne einer maximalen Wurzeldentinprävention. Eine in vitro angelegte Studie konnte für die Retention im Zugversuch keine statistisch signifikant unterschiedlichen Retentionswerte ermitteln, wenn die zylindrischen oder konischen konfektionierten Metallstifte mit einem Befestigungskomposit zementiert wurden (Nissan et al. 2001). Hingegen waren die Werte für die mit Zinkoxid-Phosphatzement befestigten Stifte sowohl für die verschiedenen Stiftlängen als auch für die zwei Makroformen signifikant unterschiedlich ($10 > 8 > 5$; zylindrisch $>$ konisch) und zudem in der Summe signifikant geringer zu den adhäsiv befestigten Stiften.

2.4.1 Befestigungskomposite

Die prinzipiellen Materialeigenschaften von Befestigungskompositen sind jenen der Kompositfüllungsmaterialien sehr ähnlich. Im Wesentlichen unterscheiden sie sich durch einen niedrigeren Füllergehalt bzw. einem höheren Zusatz von niedrigviskosen Acrylaten. Zu den drei Hauptkomponenten zählen:

- die organische Phase (organische Matrix),
- die disperse Phase (anorganische Füllkörper),
- die Verbundphase (Silane), die die organische Matrix mit den Füllkörpern verbindet.

2.4.1.1 Organische Phase

Die organische Matrix enthält neben Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen und anderen Additiven hauptsächlich Monomere aus multifunktionellen Methacrylaten. Es handelt sich um Reaktionsprodukte (Ester) der Methacrylsäure mit hochmolekularen ein-, zwei- oder mehrwertigen Alkoholen. Am häufigsten kommen Dimethacrylate in Kompositmaterialien zur Anwendung (Ruyter 1988b). Neben dem Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA, Bowen-Harz) werden auch verschiedene andere Derivate verwendet (Asmussen 1975, Bowen 1979, Janda 1988, Ruyter 1988a). Zerfallen die Initiatoren nach Aktivierung zu energiereichen Molekülen (Radikale), reagieren diese mit den Doppelbindungen der Monomere. Diese bilden dann dreidimensionale Polymerketten. Als Initiatoren werden für die lichteitende Komposite Diketone (Halogen-Licht) oder Benzoinmethyläther (UV-Licht) und für die chemische Härtung Benzoylperoxide verwendet. Stabilisatoren sind sterische Phenole, die mit entstehenden Radikalen binden und eine vorzeitige Polymerisation verhindern (Eichner und Kappert 2000).

2.4.1.2 Disperse Phase und Verbundphase

Durch das Einbringen von anorganischen Füllern (disperse Phase) in die Matrix wird die Polymerisationsschrumpfung, die Wasseraufnahme und der thermische Ausdehnungskoeffizient verringert und gleichzeitig der Elastizitätsmodul sowie die Druck- und Biegefestigkeit erhöht (Mörmann et al. 1982). Die Füller sind Partikel aus Quarz, Glas, Borsilikat oder Keramik und teilen je nach ihrer Korngröße und Zusammensetzung die Kompositmaterialien in konventionelle Makrofüller-, Mikrofüller- oder Hybridkomposite ein (Lutz et al. 1983). Die durchschnittliche Füllkörpergröße der Makrofüller liegt zwischen 0,1 bis 100 μm und wird durch Mahlen und Brechen hergestellt. Mikrofüllerpartikel bestehen aus 0,06 bis 0,1 μm großem pyrogenen Siliziumdioxid, welches durch Fällung oder Hydrolyse von Siliziumtetrachlorid gewonnen wird. Die Kombination von Mikro- und Makrofüllern charakterisiert die Gruppe der Hybridkomposite. Diese Materialien zeigen insgesamt überlegene mechanische Eigenschaften bei günstiger Verschleißfestigkeit und relativ guter Volumenkonstanz (Willems et al. 1993). Für einen besseren Verbund der anorganischen Füller mit der organischen Matrix werden die Füller mit einem Silanisierungsmittel (γ -Methacryloxypropyl-trimethoxysilan) beschichtet (Janda 1988). Die Methoxygruppen der Monomere reagieren in Gegenwart von Feuchtigkeit mit dem Silizium der Partikeloberfläche unter Bildung von Si-O-Si-Bindungen.

2.4.1.3 Polymerisation

Grundsätzlich werden bei Kompositen drei Härtungsmechanismen unterschieden:

- Lichthärtung,
- chemische Härtung,
- Dualhärtung.

Die lichtinitiierte Härtung mit Strahlung im ultravioletten Bereich (Buonocore 1970) wurde aufgrund materialtechnischer Nachteile und gesundheitlicher Folgeschäden zugunsten der Polymerisation im sichtbaren Bereich von 400 bis 490 nm aufgegeben. Der Vorteil dieses Verfahrens ist die gerichtete und steuerbare Polymerisation, wobei der Polymerisationsgrad durch die Lichtintensität und die Bestrahlungsdauer beeinflusst werden kann. So nehmen die Oberflächenhärte und der Prozentsatz der umgesetzten Doppelbindungen (Konversionsgrad) bei hoher Lichtintensität zu (Friedman und Hassan 1984). Nachteilig ist die Abhängigkeit des Konversionsgrades von der Strahlungsquelle und der Schichtdicke des Kompositmaterials, da mit zunehmender Tiefe (Entfernung von der Lichtquelle) der Polymerisationsgrad schnell sinkt (Atmadja und Bryant 1990).

Zusätzlich ist der fehlende Ausgleich des polymerisationsbedingten Kontraktionsstresses durch die abrupt einsetzende Polymerisation als negativ zu bewerten.

Die chemischhärtenden Zweipasten-Systeme zeichnen sich durch einen langsameren Übergang in die Gelphase aus (Bausch et al. 1982). Der Kontraktionsstress verringert sich durch die Verschiebung der Polymerketten (Flow) und durch das Einspateln von Luft in das Material (Feilzer et al. 1993).

Dualhärtende Komposite bieten den Vorteil der Kombination aus chemischer- und Lichtinitiation. Da die Restaurationsmaterialien in unterschiedlichem Ausmaß Licht absorbieren, werden die photoaktiven Komponenten nur in oberflächlichen Arealen aktiviert, während in tieferen Schichten die Aushärtung durch die autokatalytische Polymerisation sichergestellt wird (Giachetti et al. 2004).

Von CAUGHMAN et al. (1992) wurde die Verwendung von dualhärtenden Befestigungskompositen für die Stifzementierung vorgeschlagen. Der Einsatz transluzenter Aufbaustifte bietet den Vorteil der zusätzlichen Lichtinitiation mit suffizienter Härtung des Befestigungskomposits nach ausreichend langer Polymerisationszeit (mindestens 60 s bei 400 mW/cm^2) (Rueggeberg et al. 1994). Die Polymerisationstiefe durch transluzente Wurzelkanalstifte kann in Abhängigkeit des Stiftdurchmessers Werte bis zu 11 mm erreichen (Lui 1994). Die in vitro untersuchten Stifte hatten Durchmesser von 1,05 bis 1,80 mm und die Tiefe der lichtinitiierten Härtung war direkt proportional zum Durchmesser. Allerdings sind selbsthärtende oder dualhärtende Befestigungskomposite für die Stifzementierung den rein lichthärtenden Zementen, auch bei Verwendung von transluzenten Wurzelstiften vorzuziehen (Ferrari et al. 2001b).

Für die Befestigung der Aufbaustifte sind Kompositzemente den konventionellen Zementen jedoch nur überlegen, wenn sie in Verbindung mit einem effektiven Adhäsivsystem verwendet werden. Die Adhäsive sind niedervisköse Mischungen von Monomeren, die eine Verbindung zwischen hydrophilen Monomeren und dem hydrophoben Komposit ermöglichen.

2.4.2 Dentinhaftung

Analog zur Schmelz-Ätz-Technik wurde schon früh die Dentinkonditionierung mit Säuren in Betracht gezogen (Buonocore et al. 1956). Dabei wird das Dentin mit Hilfe von einem Konditionierungsmittel oberflächlich demineralisiert, sodass hydrophile Monomere in das freiliegende Kollagengeflecht (= Hybridschicht) und die eröffneten Dentintubuli eindringen (resin tags) und dort polymerisieren können (Nakabayashi et al.

1982, Pashley et al. 1993). Der Wirkungsmechanismus moderner Adhäsivsysteme beruht auf der mikromechanischen Verankerung durch die Ausbildung einer Hybridschicht, bestehend aus dem Adhäsivsystem und der konditionierten Zahnhartsubstanz. Durch die polymerisationsbedingte Kontraktion kommt es zu einem Aufschumpfen auf die Zahnhartsubstanz und einer innigen Verzahnung (rheologischer Effekt).

Die Bearbeitung des Dentins mit Handinstrumenten oder rotierendem Schleifer hinterlässt eine 1-5 µm dicke Schmierschicht (smear layer) aus Hydroxylapatit- und Kollagenrümmern mit Blut-, Speichel- und Bakterienbestandteilen (Joynt et al. 1991, Haller et al. 1992). Als sogenannte Smear Plugs wird diese bis zu 10 µm tief in die Dentintubuli hineingepresst (Pashley 1984). Für die Behandlung der Schmierschicht stehen im Zusammenhang mit der historischen Entwicklung der verschiedenen Adhäsivsysteme folgende Strategien zur Verfügung (Blunck und Haller 1999):

- Modifizierung bzw. Imprägnierung,
- vollständige Entfernung,
- Auflösung mit anschließender Inkorporation in die Hybridschicht.

Bei der Anwendung der konventionellen Adhäsivsysteme im Sinne der Total-Ätz-Technik lassen sich dabei drei aufeinander folgende Arbeitsschritte unterscheiden: Konditionierung, Priming und Bonding (Applikation des Adhäsivs). Die Applikation der Konditionierungsmittel (z. B. 37 %-iger Phosphorsäure) führt zur partiellen oder vollständigen Auflösung der Schmierschicht (Franchi und Breschi 1995). Die Primermonomere sind in Wasser, Ethanol oder Aceton gelöst. Diese Monomere sickern in die Schmierschicht ein und fördern dadurch die Benetzung mit dem hydrophoben Adhäsiv (Haller 1992). Nach Verdunstung des Lösungsmittels bleibt auf der Dentinoberfläche ein dünner Film zurück, der innig an der Dentinoberfläche haftet und direkt zum Adhäsiv-Dentin-Verbund beiträgt (Haller 1992, Kanca 1992).

2.4.3 Adhäsiver Verbund zum Wurzelkanaldentin

Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen haben gezeigt, dass der Verbundmechanismus adhäsiver Systeme zum Wurzelkanaldentin mikromechanischer Natur ist und grundlegend auf der Infiltration der demineralisierten Oberfläche und der Ausbildung von resin tags basiert (Pashley et al. 1993, Mjor und Nordahl 1996). Nach einer Hypothese von PASHLEY et al. (1995) ist die Haftkraft die Summe der resin tags, Hybridschicht und adhäsiven Oberfläche. Aufgrund der nach apikal geringeren Dichte

an Dentintubuli und kollagenen Proteinen ist eine ausreichende Haftvermittlung am Wurzelentin schwerer zu erzielen als am koronalen Dentin, sodass die Qualität des adhäsiven Verbundes beeinträchtigt sein kann (Ferrari et al. 2001a, Mjor et al. 2001, Vichi et al. 2002, Mannocci et al. 2003). Im apikalen Wurzel Drittel sind zudem die Resin tags kürzer und uneinheitlicher ausgebildet als in den zervikalen 2/3 der Wurzel (Vichi et al. 2002). Diese morphologischen Besonderheiten sind dem apikalwärts geringeren Druck während der Adhäsivapplikation und der limitierten Erreichbarkeit der apikalen Dentinbereiche geschuldet. Nach Dentinkonditionierung mit 35 %iger Phosphorsäure für 15 Sekunden wird die zum adhäsiven Verbund zur Verfügung stehende Fläche im koronalen Wurzel Drittel um ca. 200 % erhöht, im apikalen Drittel aber lediglich um ca. 100 % (Ferrari et al. 2000a). Die Ausbildung der Hybridschicht wird außerdem durch eine zeitabhängige Denaturierung der organischen Strukturen nach endodontischer Behandlung negativ beeinträchtigt (Mason 2001).

Zusätzlich hat die Wurzelkanalobliteration vor Stiftzementierung, unabhängig vom verwendeten Zement, einen negativen Einfluss auf die Stiftretention (Hagge et al. 2002b). Nach der Präparation des Stiftbettes können Rückstände des Wurzelkanalsealers nachgewiesen werden (Tjan und Nemetz 1992). Kontrovers wird der Einfluss von Eugenol, welches im provisorischen Zement oder im Wurzelkanalsealer enthalten sein kann, auf die Polymerisation des Komposits diskutiert (Al-Wazzan et al. 1997). TJAN und NEMETZ (1992) fanden in vitro einen signifikanten Einfluss des Eugenols auf die Retention von Wurzelstiften, welche mit einem selbstätzenden Dentinadhäsiv zementiert wurden. Gleichzeitig konnten sie aufzeigen, dass die Spülung mit Alkohol die effizienteste und konstanteste Methode zur Elimination dieses Effektes ist. Andere In-vitro-Untersuchungen verglichen die Retention von Aufbaustiften nach Verwendung eugenolfreier oder eugenolhaltiger Wurzelkanalsealer. Es konnte kein negativer Effekt des Eugenols auf die Stiftretention ermittelt werden, unabhängig davon ob mit einem konventionellen Zement oder mit einem Befestigungskomposit zementiert wurde (Schwartz et al. 1998). Weiterhin wurde berichtet, dass dieses mögliche Problem nach EDTA-Spülung, Dentinkonditionierung und Kanalaufbereitung zur Stiftaufnahme ausgeschlossen werden kann (Mayhew et al. 2000, Boone et al. 2001, Mannocci et al. 2001a, Wolanek et al. 2001). Für die Spülung mit Natriumhypochlorid (10 %) nach der Dentinkonditionierung wurde ein negativer Effekt auf den Haftverbund zum Befestigungskomposit ausgeschlossen (Varela et al. 2003).

2.4.4 Adhäsiver Verbund zum faserverstärkten Aufbaustift

Die meisten faserverstärkten Stifte weisen eine mikroretentive, d. h. aufgeraute Oberfläche auf. Neben dieser rein mechanischen Retention wird eine Ausbildung kovalenter Bindungen zwischen dem Befestigungskomposit und dem faserverstärkten Kompositstift durch freie Radikale der Epoxidharzmatrix mit dem Bis-GMA Monomer des Komposits angenommen (Ferrari und Scotti 2002b). In-vitro-Ergebnisse weisen auf eine signifikant bessere Haftung zum faserverstärkten Kunststoffstift als zum Wurzelzement hin (Baldissara et al. 2001). Eine Vorbehandlung durch Abstrahlen mit Aluminiumkorund (50 µm) reduziert die Stiftretention, da die Fasern an der Stiftoberfläche von der Epoxidharzmatrix separiert werden. Bedingt durch den Verlust der strukturellen Integrität führt diese Konditionierung zu einer signifikant geringeren Festigkeit dieser Aufbaustifte (Drummond et al. 1999). In einer aktuellen In-vitro-Untersuchung von MONTICELLI et al. (2006) wurde die mikromechanische Retention faserverstärkter Kompositstifte durch eine Konditionierung mit Wasserstoffperoxid (H₂O₂) und anschließender Silanisierung erhöht. Die Ätzung mit 24 % H₂O₂ für 10 min oder mit 10 % H₂O₂ für 20 min produzierte eine 50 µm tiefe oberflächliche Reduktion der Epoxidharzmatrix, wobei die Quarzfasern unbeschädigt freigelegt wurden und damit dem Silanagens zugänglich waren.

2.5 In-vitro-Untersuchungen zur maximalen Belastbarkeit

Bruchlast- oder Frakturresistenzprüfungen von rekonstruierten endodontisch behandelten Frontzähnen mit Aufbaustiften geben Aufschluss über das simulierte klinische Verhalten verschiedener Stiftstumpfaufbausysteme und sind eine anerkannte Methode (Naumann et al. 2002). Die meisten In-vitro-Studien vergleichen die maximale Belastbarkeit von Stiftsystemen, wobei kontinuierlich steigende oder intermittierende Kräfte appliziert werden. Als Belastungsart werden drei Formen beschrieben:

- linear steigende Belastung,
- linear steigende Belastung nach zyklischer Belastung,
- zyklische Belastung.

Die lineare Belastungssteigerung ist als In-vitro-Methode zur vergleichenden Analyse neuer Materialien geeignet, indem diese mit klinisch bewährten Materialien hinsichtlich ihrer Belastbarkeit verglichen werden können. Die provozierte Frakturcharakteristik ermöglicht eine quantitative Auswertung der maximalen Belastbarkeiten, während die zyk-

lischen Belastungsmethoden zusätzlich qualitative Aussagen mit der Überlebensanalyse (Kaplan-Meier-Methode) zulassen.

2.5.1 Linear steigende Belastung

Die linear steigende Belastung zur Belastbarkeitsprüfung geht auf Untersuchungen zur Festigkeit metallischer Kronen von Voss et al. (1969) zurück. Der Prüfkörper (menschlicher Zahn, Rinderzahn oder Zahnanalog) wird in eine Probenhalterung eingebettet und mit einer kontinuierlich ansteigenden Kraft bis zum Bruch in einer Universalprüfmaschine belastet. Die Fraktur und damit das Versuchsende wird durch einen prozentualen Kraftabfall definiert und als Bruchkraft aufgezeichnet. Die folgenden Parameter können für die Belastbarkeitsprüfung variabel eingestellt werden:

- Belastungswinkel,
- Belastungsposition am Prüfkörper,
- Belastungsgeschwindigkeit.

Der Belastungswinkel variiert mit den ausgewählten Zahntypen in Abhängigkeit der natürlichen Interkuspidationsposition bei eugnather Verzahnung. Sowohl für den Belastungswinkel als auch für die Belastungsgeschwindigkeit besteht eine direkte Abhängigkeit zu den maximalen Belastbarkeiten. Bei größerer Angulation (110° - 150°) zur Zahnachse und steigender Belastungsgeschwindigkeit (0,5 - 51 mm/min) werden signifikant geringere Belastungswerte ermittelt und umgekehrt (Stokes und Hood 1993, Loney et al. 1995, Dean et al. 1998). Die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse ist neben der Heterogenität der Versuchsbedingungen zusätzlich durch die Variationen der belasteten Komponenten eingeschränkt. Als menschliche Prüfzähne werden obere Frontzähne, Eckzähne oder Prämolaren verwendet, die in den meisten Untersuchungen mit einem Silikonfilm zur Simulation des parodontalen Ligaments überzogen und in Kunststoff eingebettet werden. Die Reduktion der klinischen Krone variiert, gemessen von der SZG, ebenso wie die Höhe der präparierten Dentinmanschette (ferrule). In einigen Studien wurde keine Überkronung vorgenommen und die Prüfkörper entweder direkt auf dem Stift oder auf dem Stumpfaufbau belastet. CORMIER et al. (2001) untersuchten die Belastbarkeit von Prämolaren in unterschiedlichen Stadien der simulierten klinischen Versorgung - Stift nach Zementierung, Wurzel-Stift-Aufbau und Wurzel-Stift-Aufbau-Krone. Nach Überkronung ist die Belastbarkeit signifikant höher als für die Wurzel-Stift-Aufbau-Kombination, die wiederum signifikant höhere Werte als der Aufbaustift

ohne Stumpfaufbau erreicht. Die Ergebnisse zeigen, dass die maximale Belastbarkeit und der Frakturmodus eine direkte Abhängigkeit zum jeweiligen Aufbaustadium hat. Die Tabelle 2-3 gibt einen Überblick der verschiedenen Untersuchungsparameter und Ergebnisse anhand von Studien, die an oberen mittleren Schneidezähnen oder Eckzähnen die maximale Belastbarkeit unter anderem von adhäsiv zementierten, konfektionierten Stiften aus Metall und faserverstärkten Kompositstiften evaluiert haben (King und Setchell 1990, Sidoli et al. 1997, Raygot et al. 2001, Akkayan und Gulmez 2002, Hu et al. 2003, Janssen und Hülsmann 2003, Maccari et al. 2003, Newman et al. 2003, Akkayan 2004).

2.5.2 Zyklische Belastung

Ermüdungsversuche sind als essentielle Untersuchung für die Testung adhäsiver Restaurationen etabliert, da sie mit physiologischen Belastungen vergleichbare zyklische Belastungsschemata reproduzieren und dadurch die zeitaufwändigen klinischen Untersuchungen simulieren können (DeLong und Douglas 1983, Krejci und Lutz 1990). Für die zyklische Belastung zur Belastbarkeitsuntersuchung von SSA können grundsätzlich zwei Versuchsanordnungen unterschieden werden:

- Belastung im Kausimulator,
- Belastung in einer Universalprüfmaschine analog zur linearen Belastung.

2.5.2.1 Kausimulation

Die Simulation der klinischen Belastung während der Mastikation in einem künstlichen Umfeld wurde erstmalig von DeLONG und DOUGLAS (1983) beschrieben. In dieser Versuchsanordnung wurde die Abrasion von Zähnen und Füllungsmaterialien untersucht, wobei in einem servohydraulisch betriebenen System die kaufunktionellen Bewegungen in feuchter Umgebung simuliert wurden (DeLong et al. 1985, Douglas et al. 1985). Das Prinzip des heutigen weit verbreiteten Kausimulators wurde von KREJCI et al. (1990) zur In-vitro-Abrasionstestung von Füllungsmaterialien entwickelt. Mit dieser Apparatur können in mehreren Kammern gleichzeitig die mechanischen okklusalen Belastungen und der Temperaturstress in der Mundhöhle simuliert werden. Der generierte, computergesteuerte Kauzyklus kann für die Frequenz der Belastung, die Morphologie der Kaukurve und die Maximalkraft beliebig reguliert werden. Für die Kaukräfte während der Nahrungszerkleinerung werden nach ANDERSON (1956) und EICHNER (1963) durchschnittlich 50 N mit einer Frequenz von 1,66 Hz angenommen.

Die intraoralen Temperaturen auf der Oberfläche einer Restauration unterliegen Schwankungen von 5 °C bis 55 °C (Gräf 1960). KREJCI et al. (1990) postulierten, dass diese Belastungsparameter einem simulierten klinischen Jahresäquivalent von 0,03 für 6000 Zyklen entsprechen. Für die zyklische Belastung von $1,2 \times 10^6$ Zyklen im Kausimulator wird eine simulierte Belastungsdauer von 5 Jahren in vivo angenommen (Kern et al. 1999). Die Untersuchungen von BEHR et al. (2000) bestätigen vergleichbare Überlebensraten von Klebebrücken in vivo und nach simulierter Kaubelastung in vitro. Die Überlebenswahrscheinlichkeit in vivo wurde aus einem Pool von 120 adhäsiv befestigten Klebebrücken, die kontinuierlich nachuntersucht wurden, für 19 Brücken im Frontzahnsegment nach 5 Jahren und für 11 Brücken im Seitenzahnbereich nach 10 Jahren ermittelt. In vitro wurden vergleichbare Klebebrücken einer zyklischen Belastung im Kausimulator von $1,2 \times 10^6 \times 50$ N Zyklen bei einer Frequenz von 1,66 Hz und paralleler thermischer Wechsellast von $6,000 \times 5$ °C / 55 °C ausgesetzt.

Eine Modifikation dieser Methode mit einer applizierten Kraft von 30 N und gleichzeitiger thermischer Wechsellast von 10,000 Zyklen wurde für In-vitro-Untersuchungen von SSA als Ermüdungsbelastung vor linearer Frakturbelastung etabliert (Butz et al. 2001, Heydecke et al. 2001, Strub et al. 2001, Heydecke et al. 2002). Für den Vergleich von konfektionierten Aufbaustiften aus Titan (ER-Titan) und Zirkondioxid (Cerapost) zur Retention für einen Kompositaufbau mit der Kontrollgruppe (erweiterter Kompositaufbau bis 3 mm unterhalb der SZG oder gegossener SSA) bei oberen überkronten Frontzähnen wurde kein signifikanter Einfluss der Kausimulation festgestellt (Heydecke et al. 1999). Die Autoren forderten eine Erhöhung der Probenzahl ($n > 8$), um die Streuung der Belastungswerte (bis zu 50 %) zu reduzieren. Im Vergleich mit konfektionierten Metallstiften wurden für den konfektionierten Zirkondioxidstift (Cerapost) signifikant geringere Überlebensraten nach Kausimulation mit einem indirekt angefertigten Keramikaufbau und keramischer Überkappung oder mit einem Kompositaufbau und Überkronung mit einer Vollgusskrone ermittelt (Butz et al. 2001, Strub et al. 2001). Für den Vergleich eines glasfaserverstärkten Aufbaustiftes und eines Titanstifts nach vollkeramischer Überkronung mit linearer Belastung nach Kausimulation ist in der gesichteten Literatur lediglich eine Untersuchung von Rosentritt et al. (Rosentritt et al. 2004b) aufzuführen, deren Ergebnisse in Tabelle 2-3 zusammengefasst sind.

2.5.2.2 Zyklische Belastung in einer Universalprüfmaschine

Die zyklische oder periodische Belastung in einer Universalprüfmaschine generiert einen linearen Kraftauf- und -abbau innerhalb eines Minimal- und Maximalwertes (variabel definierter Wertebereich) in einer konstanten Frequenz und wurde für die Belastbarkeitsuntersuchung von Zähnen mit SSA erstmalig von ISIDOR und BRONDUM (1992) beschrieben. Mit einer Frequenz von 2 Hz wurde eine Kraft von 250 N bis zur Fraktur der Prüfkörper appliziert oder bei einer definierten maximalen Zykluszahl (40×10^5) der Versuch beendet und die Anzahl der Zyklen ausgewertet (Isidor et al. 1996, Mannocci et al. 1999). Andere Untersuchungen variierten die Kraft (40 N, 70 N) und die Frequenz (1,2 Hz, 1,5 Hz) und setzten die Prüfkörper einer zusätzlichen thermischen Wechsellast aus (Libman und Nicholls 1995, Dietschi et al. 1997). ISIDOR et al. (Isidor und Brondum 1992, Isidor et al. 1996) verglichen an Rinderzähnen die Ermüdungsbelastbarkeit von gegossenen Stiften aus einer hochgoldhaltigen Legierung mit einem konfektionierten Titanstiftsystem und in einer späteren Untersuchung mit identischen Versuchsparametern mit einem Carbonfaserstiftsystem. Die Zähne mit einem gegossenen SSA fakturierten nach signifikant geringeren Zyklen und zeigten tiefe schräge Wurzelfrakturen. Die durchschnittliche Zykluszahl war für die Karbonfaserstifte am höchsten. MANNOCCI et al. (1999) untersuchten quarzfaser-, karbonfaserverstärkte Kompositstifte und konfektionierte Stifte aus Zirkondioxid in unteren endodontisch behandelten Prämolaren nach vollkeramischer Überkronung. Alle Gruppen mit Aufbaustiften zeigten eine signifikant höhere Überlebensrate als die Kontrollgruppe (erweiterter Kompositaufbau bis 3 mm unterhalb der SZG). Gleichzeitig erreichten die Zirkondioxidstifte eine signifikant geringere durchschnittliche Zykluszahl und wiesen deutlich mehr Wurzel-Stiftfrakturen (5 von 10) auf als die beiden faserverstärkten Aufbaustiftsysteme (je 1x Wurzel-Stiftfraktur). Die Versuchsparameter und Ergebnisse einer vergleichenden zyklischen Belastungsuntersuchung von GOTO et al. (2005) für einen glasfaserverstärkten Kompositstift (ParaPost FiberWhite) mit einem konfektionierten Titanstift (ParaPost) an oberen mittleren Schneidezähnen ist in Tabelle 2-3 dargestellt. Die signifikant höhere Belastbarkeit des glasfaserverstärkten Aufbaustiftes ist unter dem Vorbehalt der adhäsiven Befestigung zu bewerten, während die Titanstifte konventionell zementiert wurden.

Tabelle 2-3 In-vitro-Studien zur Belastbarkeit von Front-, Eckzähnen mit konfektionierten Metallstiften vs. faserverstärkten Kompositstiften

Studie	Zahn+			n	Stift- material	Lastansatz von oral	Vorschub [mm/min] Winkel (°)	Maximale Belastung (± SD)	FM (%)
	Stift	Aufbau	Krone						
Lineare Belastung									
King 1990	x	x	x	20	CFRC	2 mm von	50 /130	14,4 MNm ⁻² (3,0) ^a	70
				<u>1 3</u>	Edelstahl	inzisal		13,0 MNm ⁻² (2,5) ^a	10
Sidoli 1997	x	x	x	20	Edelstahl	2 mm von	50 /130	14,2 MNm ⁻² (3,5) ^b	40
				<u>1 3</u>	CFRC	inzisal		8,9 MNm ⁻² (2,4) ^b	60
Raygot 2001	x	x	x	20	CFRC	oral	25,4 /130	307,0 N (33,0) ^c	70
				<u>1 </u>	Edelstahl			305,0 N (47,0) ^c	70
Akkayan 2002	x	x	x	30	QFRC	3 mm von	1 /130	894,4 N (98,2) ^d	80
				<u> 3</u>	GFRC	inzisal		744,3 N (56,5) ^e	60
					Titan			656,6 N (81,0) ^f	0
Hu 2003	x	x	x	20	Edelstahl	oral	2,5 /130	287,3 N (91,2) ^g	10
				<u>1 </u>	Q/CFRC			253,0 N (70,6) ^g	30
Janssen 2003	x	x	x	40	Titan	oral	1 /130	741,1 N (259,8) ^h	16
				<u>1 </u>	GFRC			437,2 N (107,1) ⁱ	95
Maccari 2003	x	x		20	GFRC	2/3 von	0,5 /135	840,4 N (173,6) ^j	100
				<u>1 3</u>	Q/CFRC	Krone		818,9 N (261,8) ^j	0
Newman 2003	x			30	Edelstahl	Stift	0,5 /135	179,5 N (32,4) ^k	kA
				<u>1 </u>	GFRC			126,5 N (15,7) ^l	kA
					GFRC			96,1 N (12,7) ^m	kA
Akkayan 2004	x	x	x	20	QFRC	inzisal	1 /130	1171,9 N (17,7) ^o	80
				<u> 3</u>	GFRC			978,7 N (11,8) ⁿ	100
Lineare Belastung nach Kausimulation [Zyklen: 1,2 x 10 ⁶ / 50 N / TWB]									
Rosentritt 2004	x	x	x	16	GFRC	inzisal	1 /135	505 N (425/610) ^p	50
				<u>1 </u>	Titan			365 N (310/445) ^p	75,5
Zyklische Belastung [Zyklen: 4,3 Hz / 58,8 N]									
Goto 2005	x	x	x	10	GFRC	inzisal	135	50,696 (7063) ^r	kA
				<u>1 </u>	Titan			23,384 (8231) ^q	kA

a-q: gleiche Buchstaben innerhalb einer Studie = nicht signifikante Unterschiede (p < 0,05) // 1|3: obere mittlere Inzisivi | obere Eckzähne // kA: keine Angaben // CFRC: karbonfaserverstärktes Komposit // QFRC: quarzfaserverstärktes Komposit // GFRC: glasfaserverstärktes Komposit // FM: klinisch günstige Frakturmuster (zervikales Wurzeldrittel)

Angaben in Kilogramm wurden in Newton (N) umgerechnet (g = 9,80665 m/s)