

2. Schrifttum

Stiftsysteme können nach verschiedenen Kriterien unterteilt werden. Dazu gehören ihre Herstellungsart, das Stiftdesign (Form und Oberfläche) und auch das Material, aus dem Stift und Aufbau bestehen. Jedes Kriterium kann Einfluss auf den Erfolg oder Misserfolg einer Stiftstumpfaufbauversorgung haben.

2.1 Arten der Stiftstumpfaufbauherstellung

Der restaurativen Zahnheilkunde stehen heute eine Vielzahl von unterschiedlichen Stiftstumpfaufbau-Systemen zur Verfügung [174]. Aufgrund ihrer unterschiedlichen Herstellungstechniken lassen sie sich in individuell gegossene, halbkonfektionierte und vollkonfektionierte Systeme unterteilen.

Bei der individuellen Herstellung werden sowohl der Stift als auch der Aufbau aus Wachs oder ausbrennbarem Kunststoff modelliert und anschließend gegossen. Die Modellation kann direkt im Mund des Patienten oder indirekt über eine Abformung und Modellherstellung im Labor vorgenommen werden [65]. Der halbkonfektionierte Aufbau besteht aus einem konfektionierten endodontischen Halteelement und einem modellierten und angegossenen oder gestopften Aufbau [69, 87]. Die angegossenen Stiftaufbauten können ebenso wie die individuellen Stiftstumpfaufbauten direkt oder indirekt hergestellt werden, während gestopfte Stiftaufbauten stets direkt an bereits zementierten Stiften befestigt werden [38, 114]. Vollkonfektionierte Stiftstumpfaufbauten finden lediglich im Front- und Prämolarenbereich Anwendung und bestehen aus einer korrosionsbeständigen Nichtedelmetall-Legierung. Mittels eines genormten Instrumentariums wird die Wurzel zur Aufnahme eines solchen vollständig vorgefertigten Stiftstumpfaufbau-Systems vorbereitet [32].

Bei der Herstellung vollkeramischer Stiftstumpfaufbauten kommen aufgrund der Materialeigenschaften gesonderte Verfahren zur Anwendung [119].

Die Heißpresstechnik nutzt die unterschiedlichen Schmelztemperaturen der Keramiken aus. Hier wird der aus Glaskeramik bestehende Aufbau auf einen vorfabrizierten

Zirkonoxidkeramik-Wurzelstift aufgepresst [32]. Zuvor wird über dem im Zahn eingepassten Zirkonoxidstift eine Abformung genommen, um ein Modell im Labor herzustellen; alternativ kann auch direkt im Mund des Patienten ein aus ausbrennbaren Autopolymerisat bestehender Aufbau modelliert werden.

Ein weiteres Verfahren ist die Schlickertechnik, bei der über ein Spezialgips-Duplikatmodell und einen Knetsilikonschlüssel eine Hohlform für den In-Ceram-Aluminiumoxid-Schlicker gefertigt wird. Nach dem Brand entsteht so ein in einem Stück gebrannter Aluminiumoxid-Stiftkernaufbau [119].

Die Kopierschleiftechnik beinhaltet ein manuelles Kopierschleifen. Ein Kunststoffmodell des Stiftaufbaus wird dabei abgetastet und in Keramik dupliziert.

Eine weitere Alternative sind zweiteilige Aufbauten, bei denen der Verbund von Stift und Aufbau erst bei der Zementierung in den Wurzelkanal stattfindet [82].

Stiftstumpfaufbauten aus faserverstärkten Kunststoffstiften sind generell halbkonfektioniert; ihre Herstellung findet direkt im Mund des Patienten mit einem plastischen Aufbaumaterial statt.

2.2 Stiftdesign

Wurzelstifte sind in konischer, zylindrischer und zylindrokonischer Form auf dem Markt erhältlich. Sie können entweder aktiv - durch Einschrauben in die Wurzel - oder passiv - durch vorheriges genormtes Ausschachten des Wurzelkanales - eingesetzt werden. Jede Stiftform hat spezifische Vor- und Nachteile. Stifte, die in der Wurzel aktiv verschraubt werden, sind heute in der klinischen Anwendung eher die Ausnahme. Sie bieten von allen Systemen die höchsten Retentionswerte und sind zeitsparend, weisen aber aufgrund unkontrolliert großer Kerbspannungen eine hohe Rate an Wurzelfrakturen auf [60, 73, 133]. Konische, passiv eingesetzte Stifte weisen eine gute Formkongruenz auf und führen zu weniger iatrogenen Wurzelperforationen [171], da hier die Wurzelanatomie bei der Wurzelkanalbohrung Beachtung findet. Sie besitzen aber nur geringe Retentionswerte [150]. COONEY et al. (1986) stellte Spannungsspitzen bei diesem Stiftdesign im zervikalen und apikalen Bereich fest und berichtet von einer Keil-

wirkung [5], welche durch ein okklusal angebrachtes Plateau verhindert werden kann [54, 116]. Zylindrische Stifte verteilen auftretende Spannungen auf ihre Gesamtlänge [17]. Die Retentionswerte liegen hier deutlich höher als bei konischen Stiften [150], doch ist hier das Risiko einer Wurzelf perforation sehr groß [73]. Eine Kombination aus beiden Formen stellt das zylindrokönische Stiftdesign dar. Mit dieser Stiftdesignform kann sowohl die Wurzelanatomie beachtet und so die Perforationsgefahr minimiert werden, als auch eine gute Retention erreicht werden. Oberflächenstrukturierungen können zusätzliche Retention schaffen [73].

Werden Stifte adhäsiv befestigt, können unabhängig von der Stiftdesignform höhere Retentionswerte als bei konventioneller Zementierung erzielt werden [101, 148] und die Frage nach dem Stiftdesign tritt in den Hintergrund [114, 153]. Dennoch müssen bei der Entscheidung für ein System die Überlegungen stets in Richtung bestmöglicher Substanzschonung, Vermeidung von Spannungen durch den Stift und hoher Retention gehen.

2.3 Stiftstumpfaufbau-Systeme

2.3.1 Metallische Stiftstumpfaufbauten

Metallische Stiftstumpfaufbausysteme sind bisher die gängigen Wiederaufbaumaterialien für stark zerstörte, marktote Zähne [38, 136]. Sie werden in der Regel im Gussverfahren aus Edelmetall- oder Nichtedelmetall-Legierungen hergestellt. In In-vitro-Untersuchungen zeichnen sich die Stifte aufgrund ihrer hohen Festigkeit durch verhältnismäßig hohe Frakturwiderstände aus [119, 95, 138]. Da metallische Stiftstumpfaufbauten jedoch einen weitaus höherem Elastizitäts-Modul (E-Modul) besitzen als Dentin (Tab. 2.2), wird bei Belastung ein großer Kraftanteil konzentriert auf einzelne Dentin-areale übertragen [5, 118]. Die Folge sind häufige Wurzelbrüche, die eine Zahnextraktion notwendig machen [18, 62, 95, 119, 138].

Werden vollkeramische Kronen als Restaurationsmaterial eingesetzt, so schränkt die dunkle Oberfläche der Metallaufbauten ihre hohe Transluzenz ein. Bläuliche Verfärb-

ungen der marginalen Gingiva, wie bereits von metallkeramischen Kronen bekannt, können ebenfalls zu sehen sein. Verschiedene Versuche wurden unternommen, um eine bessere Ästhetik zu erzielen [46, 109, 140], die aber alle die Farbbeeinträchtigung der umgebenden Hart- und Weichgewebe durch den Stiftstumpfaufbau nicht verhindern können [82]. Ein weiterer Nachteil metallischer Stiftstumpfaufbauten kann in den elektrochemischen Eigenschaften des Materials liegen; klinische Auffälligkeiten konnten mit nicht korrosionsbeständigen Metallen und Legierungen nachgewiesen werden. So sind vielfach Einlagerungen von Zersetzungsprodukten in Zahnschmelze und Mucosa, beschrieben worden, die Verfärbungen und teils auch Entzündungen hervorriefen [83, 155, 172]. Von KAELIN und SCHÄRER (1991) wurden Reintitan und Edelmetall Legierungen zur Herstellung gegossener Stiftstumpfaufbauten empfohlen. In der gemeinsamen Stellungnahme von DGZPW und DGZ [33] wird die Verwendung von Titan, Gold-Platin- und Gold-Iridium-Legierungen empfohlen.

Müssen Stifte aufgrund von rezidivierenden apikalen Geschwüren oder sekundärer Karies entfernt werden, ist das Risiko einer Wurzelperforation oder einer zu starken Schwächung des restlichen Wurzelzementins bei Entfernung von metallischen Stiften extrem hoch, da häufig um den Stift Zahnschmelze entfernt werden muss, um einen Angriffspunkt zu schaffen, und es sich um ein im Vergleich zu Dentin sehr hartes Material handelt [100].

In klinischen Langzeitstudien wurden überwiegend metallische Stiftsysteme untersucht. Misserfolgsraten unterscheiden sich erheblich durch unterschiedliches Stiftdesign [144, 146, 171], unterschiedliche Stiftlänge im Verhältnis zur Kronenlänge [171] und durch unterschiedliche Herstellungsmethoden [19].

WEINE (1991) untersuchte über einen Zeitraum von mehr als 10 Jahren 138 Stiftversorgungen an 51 Patienten. Er erhielt eine Misserfolgsrate von 1,4 %, verursacht durch Wurzelfrakturen. Eine Misserfolgsrate von 22,4 % nach einer mittleren Beobachtungszeit von 5,2 Jahren erhielt ROBERTS (1970).

2.3.2 Keramische Stiftstumpfaufbauten

Mit der immer größer werdenden Forderung nach biokompatiblen Werkstoffen, um die Vielzahl der verwendeten Legierungen in der Mundhöhle einzuschränken, wurde verstärkt Keramik als Stiftstumpfaufbaumaterial verwendet.

Tab. 2.1: Materialeigenschaften von Zirkonoxidkeramik (CosmoPost) [70]

ZrO₂-TZP-Keramik CosmoPost	
Druckfestigkeit	2000 MPa
Vickershärte	1200 HV
E-Modul	210 GPa
Biegefestigkeit*	> 800 N/mm ²
WAK (100 °C-500 °C)	10.0 +/- 1.0 µm/(m·K)
Bruchzähigkeit	7 MPa·m ^{1/2}
Verschleißverhalten	< 0,002 mm ³ /h
Korrosionsbeständigkeit	< 0,1mg/m ² ·24h

*= im 4-Punkt-Biegetest

Keramische Stiftstumpfaufbauten unterliegen nicht der Korrosion [14] (Tab. 2.1) und bieten außerdem eine exzellente biologische Verträglichkeit [1, 66, 97, 100], die bereits vor einigen Jahren in der Medizin und der Dentalchirurgie erkannt und genutzt wurde [55]. Zusätzlich bieten vollkeramische Stiftstumpfaufbau-Systeme durch ihre dentin-ähnliche Farbwirkung eine exzellente Ästhetik [6, 32, 34, 82, 103, 139, 141]. Nachteilig ist ihre hohe Sprödbrochenanfälligkeit, die Hauptursache für ihr Versagen ist, und ihre schlechte, nur unter starker Zahnschwächung durchführbare, Entfernbarekeit aus Wurzelkanälen [3, 42]. Die Anwendung keramischer, alternativ zu metallischen, Stiftversorgungen wurde nahezu gleichzeitig mit der Einführung von vollkeramischen Restaurationssystemen in der Zahnmedizin vorgeschlagen. Das Gussystem Dicor wurde 1984 auf dem deutschen Markt eingeführt [100] und bereits 1989 der klinische Einsatz

von glaskeramischen Stiftaufbauten aus Dicor beschrieben [86] Ihre Biegebruchfestigkeit mit 100–160 N/mm² ist aber zu gering, um den mechanischen Dauerbeanspruchungen im Munde standzuhalten [76, 142]. Die Herstellung von hochfesten Keramikstiften aus der glasinfiltrierten Aluminiumoxidkeramik In-Ceram wurde von KERN und KNODE 1991 vorgestellt [77]. In-Ceram besitzt durch die dicht gepackten AlO₂-Partikel eine etwa dreimal höhere Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit als konventionelle Feldspat- oder Glaskeramiken [50, 75]. Allerdings stellte sich in Untersuchungen nur eine eingeschränkte Anwendbarkeit der In-Ceram Stifte für den stark scherbelastrten Frontzahnbereich heraus [75]. Röntgenopake Zirkonoxidkeramik wurde vor kurzem als Stiftstumpfaufbaumaterial in die Zahnmedizin eingeführt [141]. Sie gehört ebenso wie die Aluminiumoxidkeramik zu den Hochleistungskeramiken, die mit 1000 MPa eine 20-mal höhere Biegefestigkeit als konventionellen Glaskeramiken erreichen [100]. Beide besitzen im Gegensatz zu den konventionellen Keramiken keinen Glasanteil. Die dadurch bedingte dichte Packung der Oxidpartikel stoppt Risse oder leitet diese um, sodass eine Rissvertiefung unter Zugbelastung verhindert bzw. verlangsamt und ein Keramikbruch verlangsamt oder sogar aufgehalten wird [97]. Zirkonoxidkeramiken unterliegen einer Kristallmodifikation oberhalb von 1170 °C. Aus der monoklinen Form entsteht die tetragonale Modifikation, die durch die Zugabe von Yttriumoxid bis zur Raumtemperatur herab stabilisierbar ist. Teilstabilisiertes Zirkonoxid nimmt durch die Kristallumwandlung weniger Volumen ein. An der Spitze von Mikrorissen kommt es zu einer spannungsinduzierten Gitterumwandlung zurück in die monokline Form [82]. Es kommt zum Volumenzuwachs der Keramik und zu einem Spannungsabbau bei Annäherung eines Risses, sodass die Rissausbreitung positiv beeinträchtigt wird [82, 100]. Zusätzlich wird durch die industrielle Fertigung die Anzahl von Mikrorissen an der Oberfläche und in dem Material konstant gering gehalten.

ROSENTRITT et al. (2000) verglich glaskeramische Empress mit zirkonoxidkeramischen CosmoPost und gegossenen metallischen Stiftstumpfaufbauten. Nach künstlicher Alterung und Bruchbelastung zeigte sich, dass Stifte aus Empress mit Frakturwiderständen um 100 N geringeren Bruchlasten widerstanden als CosmoPost Stiftstumpfaufbauten mit 180 N. Mit 240 N durchschnittlicher Bruchlast erwiesen sich die gegossenen Stiftstumpfaufbauten als widerstandsfähigste Gruppe. Dies spiegelt die bereits beschriebenen Eigenschaften der Materialien wieder. Während Metalle eine große Duktilität

besitzen und unter Bruchlast es hier zu einer reversibel elastischen Verformung kommt, bricht Keramik sofort bei Erreichen ihrer Dehngrenze, wobei eine elastische Dehnung aufgrund der hohen Steifigkeit des Materials fast ausbleibt [50, 103]. PLEIMS (1994) und CORMIER (2001) erhielten ebenfalls deutlich höhere Bruchlastwerte für metallische als für keramische Stiftaufbauten, wobei PLEIMS In-Ceram Stifte und CORMIER Zirkonoxid Stifte verwendete.

In-vitro-Studien, in denen die Stifte mit Kompositaufbauten versehen waren, zeigten, dass Zirkonoxidstifte höhere Frakturwiderstände als Titanstifte besitzen [2, 128].

EDELHOFF et al.(1998) stellte in seiner Veröffentlichung zur Diskussion, ob durch die thermische Belastung während des Anpressvorgangs von IPS Empress Glaskeramik an den Zirkonoxidstift die Festigkeit der Stifte gemindert wird. FISCHER et al (1998) widerlegte diese Vermutung, indem er simulierte Temperaturführungen des Pressvorganges an Zirkonoxidstiften durchführte. Im 3-Punkt-Biegeversuch stellte er dabei keine Festigkeitsminderung der Stifte fest.

Im Hinblick auf die Frakturqualität berichtet AKKAYAN (2002) sowohl bei Keramik, als auch bei Metallstiften von Frakturen, die eine Wiederversorgung der Zähne nicht mehr ermöglichen. Widersprüchlich dazu erhielt CORMIER (2001) bei Zahnproben, die mit Keramikstiften und Aufbauten versorgt wurden, weniger Wurzelbrüche, die eine Zahnextraktion nach sich ziehen, als bei Zähnen, die mit metallischen Stiften und Aufbauten versehen wurden. Die Keramikstifte zeigten eine hohe Anzahl an Sprödb Brüchen mit in der Wurzel verbliebenen Stiftanteilen. Bei einem Vergleich von Faserstiften mit Keramikstiften nach Dauerbelastung in einer Kaumaschine berichtet MANNOCI (1999) von 10 % Frakturen der Faserstiftproben und 60 % der Keramikstiftproben, wobei 10 % der Keramikbrüche im Kronenanteil lagen. In 100 % der Fälle ohne Stiftversorgung verzeichnete er Wurzelbrüche. Klinische Studien zu keramischen Stiftstumpfaufbausystemen gibt es nur wenige. Kurzzeitstudien zu Zirkonoxidkeramikstiften zeigen jedoch gute Ergebnisse. KAKEHASHI(1998) untersuchte 24 mit Empress Aufbauten und Kronen versehene Zirkonoxidstifte. Über eine durchschnittliche Beobachtungszeit von 15 Monaten waren keine Misserfolge zu verzeichnen. Auch KERN (1998) und MEYENBERG (1995) konnten keinerlei Frakturen der Stifte oder der Wurzeln und auch keine Retentionsverluste in ihren Untersuchungen feststellen. EDELHOFF et al. (1998) berichtete über 17 im Frontzahnbereich und 11 im Seitenzahnbereich gesetzte

CosmoPost Stiftaufbauten, von denen 19 über einen mittleren Beobachtungszeitraum von 6,7 Monaten klinisch nachkontrolliert wurden. Bei der Entfernung von Provisorien, traten an zwei Stiftstumpfaufbauten Retentionsverluste auf, alle anderen Stiftaufbauten zeigten über den genannten Zeitraum keine Misserfolge.

2.3.3 Stiftstumpfaufbauten aus Faserverbundmaterial

Die Forderung nach Stiften mit biomechanischen Eigenschaften ähnlich des Dentins [158] ließ die Industrie Anfang der neunziger Jahre Stifte mit dentinähnlichem E-Modul entwickeln [52, 79] (Tab. 2.2). Es handelt sich hierbei um faserverstärkte Kunststoffstifte. Sie gehören in die Gruppe der anisotropen Werkstoffe, d.h. dass hier je nach Faserart und Faserausrichtung sowie nach Kraftangriffswinkel eine andere Beanspruchbarkeit entsteht (Abb. 2.1). Bei einer Krafteinwirkung zwischen 25° und 90° ist der E-Modul der Epoxidharzmatrix (3-4 GPa) ausschlaggebend, daher sind hier E-Modulwerte zu erwarten, die niedriger sind als die von Dentin [130]. Zusätzlich wird unter Biegebeanspruchung eine Spannungsreduktion durch Umorientierung der Fasern angenommen, die auch als Kraftflusslenkung bezeichnet wird [36, 79]. Wird ein 90° Winkel angenommen, liegt der E-Modul von karbonfaserverstärkten Stiften etwas niedriger als der gleichwertiger glasfaserverstärkter Stifte; Karbonfaserstifte erreichen in diesem Fall höhere Zugfestigkeiten als ebenbürtige Glasfaserstifte [130]. Sie besitzen aber nicht nur vorteilhafte mechanische Eigenschaften, sondern zeichnen sich auch durch ihre leichte Entfernbarkeit aus [39, 129]. DE RIJK (2000) stellt ein Bohrerstet der Firma Bisco zur Entfernung eingesetzter Faserstifte vor. Durch die parallele Faserausrichtung in der Kunststoffmatrix wird das Risiko einer Wurzelf perforation während des Entfernens stark herabgesetzt, da die Fasern gleich einer Führung die Instrumente lenken [24]. Da eine Wurzelschwächung wie bei der Entfernung von metallischen oder keramischen Stiften nicht auftritt, können Stifte des gleichen Durchmessers in der Wurzel wieder befestigt werden [24, 138]. Biokompatibilitätsuntersuchungen kamen zu dem Ergebnis, dass faserverstärkte Kunststoffstifte eine hohe Körperverträglichkeit aufweisen [159].

Die Stifte sollen, begünstigt durch ihre hohe Dehnbarkeit bei geringer Spannung, eine homogene Einheit mit dem Adhäsiv-Befestigungsmaterial, dem Aufbau und dem Dentin eingehen; dies soll zusätzlich durch chemische Verbindungen zwischen dem Kompositement und der Epoxidharzmatrix der Stifte begünstigt werden [101, 117]. Laboruntersuchungen zeigten aber, dass der Verbund der Faserstifte zu Kompositaufbauten schwächer ist als der Verbund von Komposit zu mechanischen Retentionen an Metallstiften [122, 123, 126].

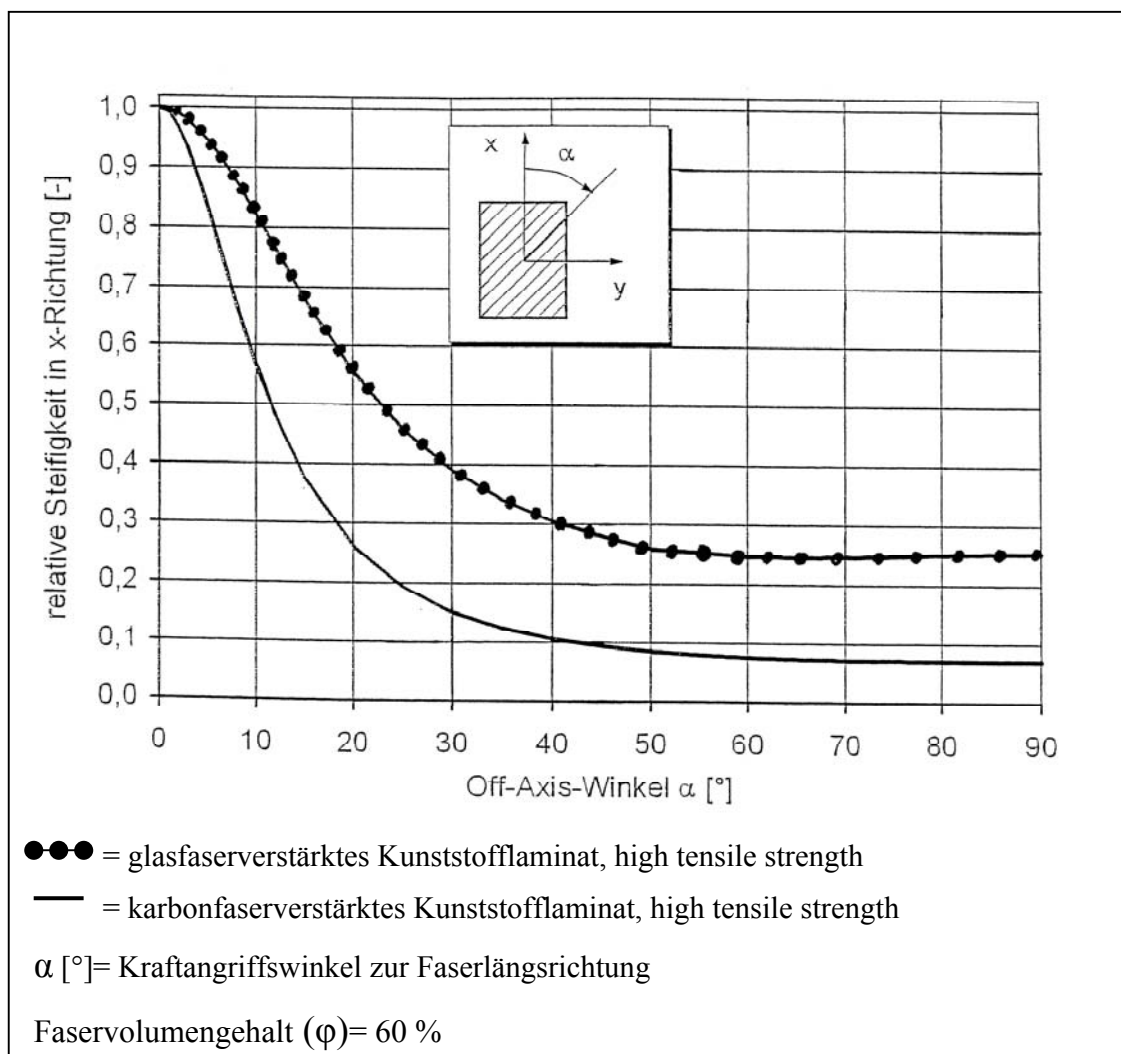


Abb. 2.1: Allgemeiner Kurvenverlauf des E-Moduls über dem Kraftangriffswinkel bei unidirektionalen Glasfaser- und Karbonfaserlaminaten [67]

LOVE und PURTON (1996) erhielten eine bessere Haftung durch Einkerbungen am Faserstiftkopf, die allerdings mit Einbußen der Stiftfestigkeit einhergingen.

Widersprüchliche Ergebnisse zeigten Oberflächenbehandlungen durch Aufrauung von Faserstiften. TRIOLO (1999) erhielt bessere Haftwerte, DRUMMOND (1999) hingegen wesentlich schlechtere Verhaftungen als bei unbehandelten Stiften.

Im Handel werden die Stifte nach der in ihrer Matrix enthaltenen Faserart unterschieden. So gibt es Stifte mit Karbon- und mit Glasfaserverstärkung, mit denen je nach Faserart unterschiedliche ästhetische Resultate erzielt werden können.

2.3.3.1 Karbonfaserverstärkte Kunststoff-Stiftstumpfaufbauten

Karbonfaserverstärkte Kunststoffstifte (Karbonfaserstifte) sind die bisher am häufigsten untersuchten faserverstärkten Kunststoffstifte (Faserstifte). Nachteilig ist bei diesen Stiften ihre dunkle Farbe wie auch ihre nicht vorhandene Radioopazität. Letzteres wird durch radioopake Zemente ausgeglichen (z.B. CompositPost Systemkomponenten) [129]. In-vitro-Untersuchungen zeigen unterschiedlichste Ergebnisse bezüglich ihrer Frakturwiderstände im Vergleich zu anderen Stiftsystemen. Höhere Frakturwiderstände als bei konventionell mit Metallstiften versorgten Zähnen zeigten sich in Studien von DEAN (1998), ISIDOR (1996), KING (1990) und OTTL (2002). In Untersuchungen von SIDOLI und SETCHELL (1997) hingegen konnten mit metallischen Stiftstumpfaufbauten wesentlich höhere Bruchkräfte gemessen werden als mit Karbonfaserstiften. Solche Ergebnisse lieferten auch andere Untersuchungen [64, 95, 175].

RAYGOT (2001) erhielt ebenfalls höhere Frakturwiderstände für Metallstiftstumpfaufbauten, die sich jedoch nicht signifikant von denen der Karbonstifte unterschieden. In weiteren Studien zeigten sich ebenso keine Signifikanzen bezüglich der Frakturwiderstände von Karbonfaserstiften und Metallstiften [99, 107].

Die Wurzelbruchrate von Zähnen, die mit karbonfaserverstärkten Stiften versorgt sind, wird in der Literatur fast einheitlich als sehr gering angegeben. Wenn Brüche auftreten, dann verlaufen sie so günstig, dass der Zahn mit Hilfe eines neu eingebrachten Stiftes versorgt werden kann [21, 64, 79, 93, 95, 138].

Lediglich OTTL (2002), RAYGOT (2001) und STOCKTON (1999) erhielten bei dem Vergleich der Bruchqualitäten mit anderen Stiftsystemen keine signifikanten Unter-

schiede, wobei OTTL (2002) Metall-, Keramik- und Karbonstifte untersuchte, die er in Kunststoffzähne eingesetzt hatte. Die Brüche verliefen alle in einer charakteristischen Schrägfraktur, die im mittleren bis unteren Wurzeldrittel begann und in einem aufsteigenden Bogen zur vestibulären Seite zog. RAYGOT (2001) ermittelte Frakturlinien an natürlichen Zähnen, die mit Stiftstumpfaufbauten versorgt und anschließend mit Kronen aus einer Edelmetall-Legierung versehen wurden. Alle aufgetretenen Zahnfrakturen verliefen oberhalb der Kunststoffeinbettung des Zahnes. Eine Verschlechterung der biomechanischen Eigenschaften der Faserstifte durch Wasserlagerung und Temperaturlastwechsel wurde in Laboruntersuchungen beobachtet [27, 159]. Dennoch zeigen klinische Untersuchungen bisher gute Ergebnisse mit karbonfaserverstärkten Stiften [39, 42]. Langzeitstudien liegen jedoch noch nicht vor.

2.3.3.2 Glasfaserverstärkte Kunststoff-Stiftstumpfaufbauten

Glasfaserverstärkte Kunststoffstifte (Glasfaserstifte) bestehen aus Glasfasern, eingebunden in einer Kunststoffmatrix. Die Fasern können aus Gläsern verschiedener Güte hergestellt werden, die den Kunststoffstiften unterschiedlich ausgeprägte Eigenschaften verleihen [72]. So lassen sich die Druck-, Biege-, Zug- und Schlagfestigkeit der Stifte durch die Faserqualität (E-Glas, A-Glas,...), aber auch durch ihren Volumengehalt am Stift und ihre Verbundeigenschaften zur Matrix ändern [72]. Hinsichtlich ästhetischer Gesichtspunkte sind sie den Karbonfasern zu bevorzugen [2, 126, 128]. Aus der Anwendung in vielfältigen Bereichen ist bekannt, dass Glasfasern sich durch ihre hohe Lichtdurchlässigkeit auszeichnen, so dass in der Verwendung als Stiftmaterial auch tiefergehende Bereiche des Befestigungskunststoffes im Wurzelkanal mittels UV-Strahlung ausgehärtet werden können [164]. Sie besitzen eine hohe Zugfestigkeit und chemische Beständigkeit, allerdings sind die Glasfasern relativ spröde. So stellte TRIOLO (1999) gleiche Festigkeiten wie bei Karbonfasern, aber eine etwa 2-mal so große Sprödigkeit fest.

Bisher existieren nur wenige labortechnische Studien. Eindeutige Erfolge mit Glasfaserstiften zeichnen sich hieraus nicht ab. AKKAYAN (2002) erhielt in seinen Untersu-

chungen sowohl für Glasfaserstifte als auch für Keramikstifte keine signifikant unterschiedlichen Bruchlastwerte, Titanstifte wiesen hingegen niedrigere Werte auf.

ROSENTRITT (2000) fand Bruchfestigkeiten, die gleichwertig denen von gegossenen Stiftstumpfaufbauten sind, aber unter denen von Metall und Keramikstiften mit Kompositaufbauten liegen. Er zeigte weiterhin, dass die Glasfaserstifte unter seinen Versuchsbedingungen höhere Bruchfestigkeiten aufweisen als vollkeramische Stiftstumpfaufbausysteme. CORMIER (2001) erhielt für Glasfaserstifte wesentlich niedrigere Bruchlastwerte als für Zähne, die metallische Stiftstumpfaufbauversorgungen besaßen.

In Bruchuntersuchungen von Zähnen, die durch Glasfaserstifte versorgt wurden, zeichnen sich mehr Brüche ab, die eine Neuversorgung der Zähne ermöglichten, als bei Zähnen, die metallische Stiftversorgungen erhielten [2, 18]. Klinische Studien zu diesen Stiftsystemen gibt es bisher nicht.

Tab. 2.2: E-Modul verschiedener Stiftmaterialien und von Dentin [70, 97, 130]

Dentin	Edelmetall-Legierungen	ZrO₂ Keramik	Biegefestigkeit[MPa] (nach EN ISO178) Durchmesser 2,2 mm	
			Karbonfaserstift*	Glasfaserstift*
15 - 20 GPa	85 – 126 GPa	210 GPa	1,86 MPa	1,68 MPa

*= normgerechte Prüfkörper können zur Bestimmung des E-Moduls nicht hergestellt werden. Der E-Modul gleicht bei einem Kraftangriff im 45 ° Winkel etwa dem des Dentins.

2.4 Befestigungsmittel

Zur definitiven Befestigung von Stiftstumpfaufbauten können sowohl konventionelle Zemente als auch adhäsive Befestigungsmittel Einsatz finden.

Zinkphosphatzement ist ein gängiger konventionelle Zement. Er ist einfach zu verarbeiten und zeigt günstige Materialeigenschaften wie zum Beispiel gute Fließigenschaften und eine geringe Filmdicke [166]. Glasionomierzement (GIZ) findet ebenfalls Einsatz.

Ihre Haftung am Dentin und am Stiftmaterial ist durch seine chemische Verbindung besser als die von Phosphatzementen. Durch Kapselsysteme können gleichbleibend gute

Mischungen erreicht und optimale Materialeigenschaften garantiert werden. Nachteilig ist bei diesem Zement seine anfänglich hohe Empfindlichkeit gegen Feuchtigkeit [166]. Jedoch ist er dem Zinkphosphatzement in seinen physikalischen Eigenschaften ähnlich und erzielt gleiche Retentionswerte [13, 97].

In verschiedenen Laboruntersuchungen wurden Zinkphosphat- und Glasionomerzemente gegenübergestellt. Es wurden keine signifikanten Unterschiede bezüglich ihres Retentions- oder Widerstandsverhaltens festgestellt [12, 29, 84]. Alternativ gibt es die Möglichkeit, Stifte adhäsiv einzusetzen. Dazu finden Dentinadhäsive in Kombination mit Befestigungskompositen Verwendung. Die Dentinadhäsive – welche alle aus einer Säure, einem Primer und einem Bondingmaterial bestehen - werden nach Art ihrer Interaktion mit dem Dentin und nach ihren Arbeitsschritten in vier verschiedene Typen (Tab. 2.3) unterteilt. Die in den Adhäsivsystemen enthaltenen Säuren sollen anorganische Bestandteile aus dem Dentin lösen. Durch im Primer enthaltene amphiphile Moleküle, werden die kollagenen Fasern des Dentins imprägniert und für das Umfließen mit dem Bonding vorbereitet. Die entstehende Mischzone aus kunststoffinfiltriertem, entmineralisiertem Dentin wird Hybridschicht genannt und bildet den Schlüsselfaktor für das Dentinbonding.

Tab. 2.3: Einteilung von Adhäsiv-Systemen [160], (modifiziert)

Typ	Klinische Arbeitsschritte	Charakteristika
1	Ätzelgel Primer Bonding	Total-Etching „Wet Bonding“ Schmierschichtentfernung
2	Ätzelgel Primer + Bonding	„One-Bottle-Bond“ Schmierschichtentfernung
3	Ätzelgel + Primer Bonding	Selbstätzender Primer Schmierschichtauflösung und Vermengung in Hybridschicht
4	Ätzelgel + Primer + Bonding	Schmierschichtauflösung „All-in-one“ Produkte

Die Kompositzemente können entweder chemisch-, licht- oder dualhärtend sein [97]. Sie besitzen ebenso wie Füllungskomposite eine organische Matrix, anorganische Füllstoffe mit einem Haftvermittler. Um die Viskosität von Kompositklebern zu senken,

wird ihr Füllstoffgehalt vermindert [115] oder aber dem Komposit tixotrope Eigenschaften verliehen [100]. Zahlreiche Studien zeigten, dass Kompositzemente Stiftstumpfaufbauten höhere Retentionen geben können als konventionelle Zemente [5, 29, 101, 149]. MENDOZA (1997) erhielt bei einer Bruchbelastung im Winkel von 60° wesentlich höhere Widerstandswerte für Panavia - einem Befestigungsmittel aus Kunststoff - als für Zinkoxidphosphatzement. Er begründete dies mit vorzeitigen Brüchen innerhalb des Zinkoxidphosphatzementes unter Belastung. In Abzugversuchen erhielt MENDOZA (1994) hingegen ähnliche Widerstandswerte für Stiftzementierungen mit Ketac-Cem und Panavia. LOVE et al. (1998) erhielt in seinen Abzugversuchen Werte für Glasionomerzement, die zwischen denen zweier Kompositzemente lagen.

2.5 Präparation

Das Ziel einer jeden Stiftversorgung ist die sichere Verankerung des Aufbaus. Diesbezüglich wurden viele Untersuchungen durchgeführt, in denen festgestellt wurde, dass die Stiftlänge signifikanten Einfluss auf die Retention nimmt [150].

SORENSEN (1984) stellte in einer In-vivo-Untersuchung an 1273 endodontisch behandelten Zähnen eine Misserfolgsrate von 25 % für Stiftversorgungen mit der Länge von $\frac{1}{4}$ der klinischen Kronenlänge fest. Zähne die mit Stiften einer Länge größer als $1\frac{1}{4}$ der klinischen Kronenlänge versorgt waren, zeigten keine Misserfolge. Verschiedene Angaben wurden zu der Mindestlänge eines Stiftes gemacht [65, 154], es ist aber erwiesen, dass ein Stift mindestens die Länge der klinischen Krone besitzen muss, damit ein Langzeiterfolg erreicht werden kann [45, 63, 146]. Als ideal wird eine Länge von $\frac{2}{3}$ - $\frac{3}{4}$ der Wurzellänge angegeben [45, 152], doch muss hier auf eine sichere endodontische Restversiegelung des Wurzelapex geachtet werden. KVIST (1989) fand heraus, dass mindestens 4,0 bis 5,0 mm der Wurzelfüllung erhalten bleiben müssen, um den bakteriedichten Verschluss im apikalen Bereich zu gewährleisten; ebenso forderte MATTISON (1984) eine Restwurzelfüllung von 5,0 mm. In anderen Untersuchungen wurde eine Restwurzelfüllung von 4,0 mm ermittelt, die für einen sicheren bakteriedichten Abschluss notwendig ist [8, 92, 120, 176]. Um einer Fraktur des Stiftes vorzu-

beugen sollte, in Abhängigkeit vom Wurzeldurchmesser sowie dem Stiftmaterial und der Befestigung im Wurzelkanal, ein ausreichend großer Stiftdurchmesser gewählt werden, der an seiner Einspannstelle durch eine kastenförmige Retention verstärkt ist [54, 133, 137]. Dieser Kasten dient bei exzentrischer Gestaltung weiterhin der Rotations-sicherung bei Frontzähnen und der Aufnahme von axialen Kräften und Torsionskräften. Eine fassreifartige Umfassung des Aufbaus durch die Kronenversorgung (Ferrule design) verbessert die Widerstands- und Retentionsform deutlich [88, 118].

SORENSEN (1995) zeigte, dass bei einer steilkonischen Kronenpräparation von 1,0 mm über die Aufbaurkante hinaus nach apikal eine signifikante Steigerung des Frakturwiderstandes zu verzeichnen ist; ASSIF et al.(1993) zeigte ebenfalls Widerstandserhöhungen bei 2,0 mm tiefer Umfassung der Aufbauten nach apikal. Eine weitere wichtige Forderung ist die Formschlüssigkeit zwischen Kanallumen und Stift, durch die lokale Kraftspitzen im Wurzelkanal vermieden werden [63].

Neue Befestigungs- und Stiftmaterialien lassen eine immer geringere Präparation zu. Sollen Wurzelstifte adhäsiv befestigt werden, kann substanzschonender präpariert werden als bei konventioneller Zementierung. Untersichgehende Bereiche können durch plastische Kompositmaterialien ausgeblockt werden; eine Entfernung von dünnen Dentinwänden wird überflüssig [33].

2.6 Krafteinwirkung im Frontzahnbereich

Um beurteilen zu können, ob erreichte Bruchlastwerte aus In-vitro-Untersuchungen den klinischen Anforderungen genügen, müssen die physiologisch auftretende Größe der Kräfte, ihre Richtung und die Lage des Kraftangriffspunktes bestimmt werden.

KÖRBER und LUDWIG (1983) stellten aus der Literatur von 1948 bis 1982 Kaukraftmessergebnisse zusammen. Die maximalen Kaukraftwerte differierten stark.

KRAFT gab 1962 Kaukraftwerte an Schneidezähnen mit 98 N an, wobei die Werte für Brückenzahnersatz um zwanzig Prozent höher lagen [81]. DETTE (1972) erhielt in seinen Untersuchungen Spitzenwerte von 156,8 N im Frontzahngebiet. Bei Kraftmessungen an mittleren Frontzähnen erhielten COCA und SCHWICKERATH (1987) einen

durchschnittlichen Belastungswert von 148 N in Normokklusion. EICHNER (1963) zeigte, dass maximale Kaukräfte jedoch nur selten 100 N übersteigen und physiologisch in der Regel bei 20 bis 40 N liegen. Ebenso zeigte DE BOEVER (1978), dass beim Kauvorgang selten 100 bis 150 N Kraftentwicklung entstehen. Im Mittel lagen gemessene Werte zwischen 20 und 40 N.

Den Lastangriffspunkt an mittleren Oberkieferfrontzähnen untersuchten COCA und SCHWICKERATH an 111 Probanden und zeigten, dass in 72 % der untersuchten Fälle dieser 2,0 bis 5,9 mm Abstand von der Schneidekante besitzt [15]. Sie ermittelten den Kraftangriffswinkel zwischen der Zahnachse unterer Schneidezähne und der palatinalen Fläche oberer Schneidezähne. Am häufigsten mit fast 30 % trat hier ein Winkel von 21° bis 30° auf. Nach MARXKORS [96] liegt der Kontaktpunkt der unteren Inzisiven an den oberen Inzisiven 3 bis 4 mm unterhalb der Inzisalkante bei Regelverzahnung in sagittaler Richtung. Die Achsen der Inzisiven stehen in einem Winkel von 135° zueinander, wobei hier der Interinzisalwinkel zwischen den Zahnachsen von Oberkiefer und Unterkiefer Schneidezähnen gemessen wird.

Um den klinisch festgestellten Krafteinflüssen im Frontzahnggebiet gerecht zu werden, wählte VOSS (1969) für seine In-vitro-Untersuchungen einen Belastungswinkel von 135° zur Zahnängsachse. Dieser wurde später auch von SCHMEIßNER (1977) übernommen. Andere Autoren gaben ihrerseits etwas abweichende Belastungsrichtungen an. BRUNS et al. 1990 und THORSTEINSSON et al. (1992) belasteten Zähne im Winkel von 154° zur Zahnängsachse, während MENDOZA (1997) und MILOT (1992) einen Winkel von 120° zur Zahnängsachse wählten. SORENSEN UND ENGELMAN (1990) sowie anderen Autoren [2, 79, 138, 143] wählten einen Belastungswinkel von 130°, da dieser nach MOYERS (1977) bei Klasse I-Verzahnungen gefunden wird.

MÖLLERSTEN (2002) hingegen wählte als Extremvariante der Belastungsrichtung bei Stiftstumpfaufbauten die rein horizontale und senkrecht zur Zahnachse einwirkende Kraft. Er ließ den meißelförmigen Druckstempel der Prüfmaschine senkrecht von oben auf dem waagrecht fixierten Aufbau aufsetzen, wobei die Kraftangriffsstelle bei allen Prüfkörpern 6,0 mm entfernt von der Austrittsstelle des Aufbaus aus dem Zahn lag. Diese Art der Belastung ist sicherlich stark von den physiologisch auftretenden Belastungen abweichend und nicht empfehlenswert.

2.7 Wichtige werkstoffkundliche Begriffsbestimmungen

Um eine Erklärung für das Verhalten der unterschiedlichen verwendeten Materialien während der ausgeübten Belastungen in vorliegender In-vitro-Studie geben zu können, müssen verschiedene Begriffe der mechanisch-technologischen Werkstoffprüfung dargelegt werden [43].

Festigkeit und Spannung

Die Festigkeit ist der Formänderungswiderstand eines Materials und beruht auf Molekularkohäsion. Sie wird auch als Spannung (σ) bezeichnet und ist definiert als Kraft pro Fläche ($1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ Pa}$). Nach der Richtung der einwirkenden Kraft kann in Zug-, Druck-, Biege-, Schub- und Torsionsfestigkeit unterteilt werden. In den meisten Fällen handelt es sich um die Bruchfestigkeit von Materialien, wenn von Festigkeit gesprochen wird.

Dehnung

Die Dehnung (ϵ) ist die unter Kraft auftretende Probendeformation und ist definiert als das Verhältnis der Längenänderung zur ursprünglichen Messlänge. Sie kann elastisch sein, d.h. sie geht nach Entlastung der Probe völlig zurück und ist der Spannung proportional; sie kann aber auch plastisch und damit irreversibel sein.

Steifigkeit und Elastizitätsmodul

Die Steifigkeit bezeichnet das Verhältnis von Spannung zur Dehnung; Ihr Maß ist der Elastizitäts-Modul (E-Modul). Der E-Modul ist der Proportionalitätsfaktor zwischen Spannung und Dehnung und hat in der Phase der elastischen, reversiblen Dehnung Geltung. Während dieser Phase gilt das Hooksche Gesetz: $\sigma = E \cdot \epsilon$ [$\text{N/mm}^2 = 10^6 \text{ Pa}$]. Für den E-Modul (E) gilt dann: $E = \sigma / \epsilon$.

Zugfestigkeit

Die Zugfestigkeit $\bar{\sigma}_B$ ist die höchste bis zum Bruch auftretende Nennspannung (auf den Ausgangsquerschnitt bezogene Kraft), bis hierher findet eine gleichmäßige Querschnittsverringerng über die gesamte Probenlänge statt, lokale Einschnürdehnungen sind nicht vorhanden.

Duktilität

Die Duktilität oder Dehnbarkeit bezeichnet die plastische Verformbarkeit bei Erreichen der Zugfestigkeit $\bar{\sigma}_B$.

Sprödigkeit

Die Sprödigkeit ist ebenso wie die Duktilität eine Bezeichnung der Materialverformbarkeit. Werkstoffen werden als spröde bezeichnet, wenn sie keine oder nur geringe Verformbarkeit besitzen.

Biegung

Die Biegung beinhaltet eine ungleichmäßige Spannungsverteilung mit unterschiedlicher Längenänderung der einzelnen Fasern. An der konvexen Seite entstehen Zugspannungen und auf der konkaven Seite Druckspannungen. Die Mittelachse bildet eine neutrale spannungsfreie Faser. Für spröde Materialien lässt sich die Biegefestigkeit ($\bar{\sigma}_{bB}$) bestimmen, die sich durch den Quotienten aus Biegemoment (M_B) beim Bruch der Probe und deren Widerstandsmoment (W) ergibt: $\bar{\sigma}_{bB} = M_{Bmax}/W$ [Nmm⁻²]