



Universitätsklinikum  
Hamburg-Eppendorf

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde  
Direktorin: Prof. Dr. Ursula Platzer

# **Vergleich der Scherfestigkeiten verschiedener Wurzelstift-Aufbauten**

**Dissertation**

**zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin**

**dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg**

**vorgelegt von**

**Ovid Vasut**

**aus Klausenburg, Rumänien**

**Hamburg 2008**

Angenommen von dem Fachbereich Medizin  
der Universität Hamburg am:

Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs  
Medizin der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der erste Vorsitzende: Prof. Dr. Ibrahim Nergiz

Prüfungsausschuss, Gutachter: PD Dr. Petra Schmage  
Prof. Dr. Christian Fenske

<b>Inhaltsverzeichnis</b>		<b>Seite</b>
<b>1</b>	<b>EINLEITUNG</b>	1
<b>2</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT</b>	4
2.1	Geschichte	4
2.2	Wurzelstifte	6
	2.2.1 Indikation	6
	2.2.2 Anforderungen	7
	2.2.3 Material	9
	2.2.4 Stiftform	10
	2.2.5 Retention	12
	2.2.6 Zementierung	14
2.3	Konstruktion präfabrizierter bzw. individueller Stiftaufbauten	16
2.4	Vergleich von Wurzelstiftaufbauten in der Literatur	20
	Literaturtabelle Tab. 1	21
<b>3</b>	<b>FRAGESTELLUNG</b>	28
<b>4</b>	<b>MATERIAL und METHODE</b>	29
4.1	Ablauf der Untersuchung	29
4.2	Materialien	32
4.3	Probenherstellung	37
4.4	Versuchsdurchführung	45
4.5	Statistische Auswertung	47
<b>5</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	48
5.1	Einfluss von Wurzelfüllung bzw. Stabilisierungsstift auf die Scherfestigkeit	48
5.2	Einfluss des Stiftmaterials auf die Scherfestigkeit	50
5.3	Einfluss des Aufbaumaterials auf die Scherfestigkeit	54
5.4	Einfluss des Torsionskastens auf die Scherfestigkeit	58
5.5	Einfluss der Wurzelstiftform auf die Scherfestigkeit	61
5.6	Scherfestigkeitsergebnisse der nichtmetallischen Stifte	64

<b>6</b>	<b>DISKUSSION</b>	66
<b>7</b>	<b>SCHLUSSFOLGERUNGEN</b>	72
<b>8</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b>	73
<b>9</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b>	76
10	DANKSAGUNG	88
11	LEBENS LAUF	89
12	BESTÄTIGUNG	90

# 1 EINLEITUNG

Im Anschluss an eine endodontische Behandlung wird die definitive Rekonstruktion der zerstörten Zahnhartsubstanz erforderlich, um die ursprüngliche Funktion des Zahnes wiederherzustellen und die dauerhafte Zahnerhaltung zu gewährleisten (CAPUTO & STANDLEE 1976, DONOVA & CHEE 1993, MORGANO & MILOT 1993, SMITH & SCHUMAN 1997, HEYDECKE et al. 2001). Die koronale Restzahnschubstanz ist meist aufgrund unterminierender Defekte geschwächt und muss vor Frakturen geschützt werden. Bei insuffizienten Füllungen kann mikrobielles Mikroleakage entlang der Wurzelfüllung zur akuten Exazerbation der chronisch apikalen Parodontitis führen (MANOCCI et al. 2001, HOMMEZ et al. 2002). Dann ist die Zahnerhaltung trotz zunächst erfolgreicher endodontischer Behandlung in Frage gestellt.

Die Entscheidung, ob zur Restauration eines endodontisch behandelten Zahnes ein Wurzelstift eingesetzt wird, ist davon abhängig, ob der koronale Aufbau radikalär verankert werden muss. Die Indikation für Wurzelstifte sollte zurückhaltend gestellt werden, denn die zusätzliche Präparation schwächt die Zahnwurzel (SORENSEN & MARTINOFF 1984, BURNS et al. 1990, SORENSEN & ENGELMAN 1990b, SMITH & SCHUMAN 1997, FERNANDES & DESSAI 2001, DGZMK-Stellungnahme 2003). Direkt bei der Stiftpräparation besteht das Risiko einer Via falsa. Außerdem können Spannungen in der Wurzel, z.B. aufgrund von Schraubankern, auf lange Sicht zu einer Wurzellängsfraktur führen (MORGANO 1996, FERNANDES & DESSAI 2001). Wurzelstifte sind allerdings zum Aufbau stark zerstörter Zahnkronen oft unumgänglich (STOCKTON et al. 1998, MORGANO & BRACKETT 1999, NAUMANN 2003, NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004).

Falls ein Wurzelstift erforderlich ist, werden passive, konische bzw. zylindrokonische Wurzelstifte, die formanalog dem Wurzelverlauf folgen, gegenüber aktiv, geschraubten Stiften bevorzugt (SORENSEN & ENGELMAN 1990b, WEINE et al. 1991, FERNANDES & DESSAI 2001, NERGIZ & SCHMAGE 2004). Passive Stifte besitzen ihren Halt nach der Zementierung durch die Friktion paralleler Wände (DIETSCHI et al. 1997, LAMBJERG-HANSEN & ASMUSSEN 1997). Der Halt passiver Stifte ist zwar geringer als der aktiver, dafür üben sie weniger Stress auf die Wurzel aus und übertragen die Kräfte gleichmäßiger (CAPUTO & STANDLEE 1976, MORGANO & MILOT 1993, STÄDTLER et al. 1995). Um Dezementierungen zu

vermeiden, muss der Stift dennoch eine adäquate Retention besitzen, die den einwirkenden Kaukräften dauerhaft widersteht.

Die Höhe der Retention ist einerseits von der Form, der Dimension, dem Material und der Oberfläche des Stiftes abhängig, andererseits vom Zement (KAELIN & SCHÄRER 1991, LAMBJERG-HANSEN & ASMUSSEN 1997, STOCKTON 1999). Länge und Durchmesser des Stiftes sind von der Wurzelform vorgegeben, denn der Stift darf die Wurzel nicht zu stark schwächen (LLOYD & PALIK 1993, STEGAROIU et al. 1996, SMITH & SCHUMAN 1997, NERGIZ et al. 2002a).

Wurzelstifte bestehen aus verschiedenen Materialien und werden in verschiedenen Konstruktionsweisen verarbeitet: beispielsweise werden vorgefertigte Stifte u.a. aus gezogenem Titan, Zirkonoxidkeramik oder faserverstärktem Kunststoff angeboten und der Stumpfaufbau wird aus plastischen Materialien ergänzt. Individuelle Stiftaufbauten werden aus einer Edelmetall-Legierung gegossen oder aus Presskeramik an Zirkonoxidkeramikstiften ergänzt und bieten individuelle Konstruktionsmöglichkeiten. Bei den gegossenen Stiftaufbauten werden der Einstückguss, bei dem der modellierte Stift-Stumpf-Aufbau in einem Stück gegossen wird, von dem angegossenen und dem geteilten Stiftaufbau unterschieden. Bei dem Anguss wird nur der Stumpfaufbau auf einen vorgefertigten Edelmetallstift gegossen. Beim geteilten Stiftaufbau wird der koronale Aufbau getrennt von einem oder mehreren vorgefertigten Stiften mit glattem Schaft gegossen und diese Stifte anschließend eingepasst (HOFMANN 1985b, MORGANO & MILOT 1993, NERGIZ et al. 1997, RINKE & HÜLS 1999a und 1999b, BUTZ et al. 2001, NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004).

Rauigkeiten der Stift- und der Wurzelkanaloberfläche steigern die Retention der Stifte mit mechanisch haftenden Zementen (NERGIZ et al. 1993 und 1997, MILLER et al. 1998, NERGIZ et al. 2002b). Zinkoxidphosphatzement hat sich klassisch zur Wurzelstiftbefestigung bewährt (ØILO & JØRGENSEN 1978, COURTADE & TIMMERMANN 1979, MARXKORS & MEINERS 1982). Zur Befestigung - insbesondere von Keramik- und Faserstiften - werden auch Kompositzemente genutzt (STANDLEE & CAPUTO 1992, KERN & THOMPSON 1994, SIMON & PAFFRATH 1995, AYAD et al. 1997, MENDOZA et al. 1997, COHEN 1998, ROSENSTIEL et al. 1998). Vorteilhaft werden die chemische Adhäsion der Kompositzemente und ihre Pufferwirkung im Zementspalt beschrieben (MENDOZA 1997, FERNANDES & DESSAI 2001).

Dem Zahnarzt stehen also verschiedene Stiftsysteme, Stiftmaterialien, Konstruktionsmöglichkeiten und Zemente zur Auswahl, um die bestmögliche Versorgung in jeder klinischen Situation durchzuführen (MORGANO & MILOT 1993, RINKE & HÜLS 1999a und 1999b, NAUMANN 2003). In jüngster Zeit erfreuen sich glasfaserverstärkte Stifte großer Beliebtheit und werden weiterentwickelt hinsichtlich Radioopazität und Transluzenz (SIDOLI et al. 1997, MANNOCCI et al. 1999 und 2001, KING et al. 2003, SAHAFI et al. 2003, SEN et al. 2005).

In der Literatur wurden die vielfältigen Varianten zum Stift-Stumpf-Aufbau nicht hinreichend unter standardisierten Bedingungen untersucht, um dem Praktiker Empfehlungen zu geben (MARTINEZ-INSUA et al. 1998, HEYDECKE et al. 2001, OTTL et al. 2002, JANSSEN & HÜLSMANN 2003).

In der vorliegenden In-vitro-Untersuchung sollten die verschiedenen Konstruktionsmöglichkeiten von Stiftaufbauten mit konfektionierten Titanwurzelstiften verschiedener Formen, individuell gegossenen Edelmetallwurzelstiften sowie Keramik- und faserverstärkten Kompositwurzelstiften hinsichtlich ihrer Scherfestigkeiten verglichen werden.

## 2 LITERATURÜBERSICHT

### 2.1 Geschichte

Bereits in der Antike versuchten die Menschen verloren gegangene Zähne zu ersetzen, diese Konstruktionen waren jedoch lange Zeit nicht funktionstüchtig (SCHMIDSEDER 1998).

Erst im 18. Jahrhundert wurden die Wurzeln von pulpatoten Zähnen zur Verankerung des prothetischen Ersatzes im Sinne von Stiftkronen herangezogen. Die ersten Wurzelstifte von FAUCHARD bestanden aus Holz und quollen im Kanal auf. WOLFFENDALE verwendete 1783 Gold- oder Silberschrauben zur Kronenverankerung. 1802 empfahl LAFORGUE Platin wegen seiner Härte als Stiftmaterial und um Korrosion zu vermeiden. Diese Konstruktion wurde vom ihm als *Pivot-Zahn* bezeichnet.

Zunächst wurden die Stiftkronen nur mit Hanf, Baumwolle oder Seide im Kanal befestigt. Dies kam der leichteren Entfernbarkeit entgegen, um bei Abszedierung den Eiter abfließen zu lassen. Erst nach 1850 wurden die Stiftkronen zunächst mit Guttapercha nach TAFT im Wurzelkanal befestigt. Phosphatzement wurde 1878 von ROSTAING eingeführt (zitiert nach BLASS 1953 und HOFFMANN-AXTHELM 1973).

Im 19. Jahrhunderts wurden die Stiftkronen auf den Kronenstumpf aufgeschliffen. Daraus resultierte eine hohe Kariesanfälligkeit für den Zahnstumpf und ein mangelnder Halt. 1835 erkannte BLUME, dass eine plane Wurzeloberfläche die Torsion des Stiftzahnes nicht verhindern konnte und bevorzugte eine konkave Form. BONWILL 1873 und GATES 1875 bestätigten die Vorteile des konkaven Ausschleifens der Wurzel (zitiert nach NERGIZ 1989).

MACK beschrieb zuerst 1872 die geteilte Restauration von Stift und Krone, indem der Stift in der Wurzel und danach eine Porzellankrone über dem koronalen Stiftanteil befestigt wurden. RICHMOND verbesserte 1880 die Passung der Stiftkrone, indem er eine Wurzelstiftkappe entwickelte. Dabei umfasste ein Band den Wurzelstumpf, auf das ein Deckel aufgelötet war. Diese Wurzelkappe wurde mittels einer Schraube mit einer im Wurzelkanal befestigten Hülse verbunden. WILLIAMS vereinfachte diese Konstruktion 1884. LOGAN modifizierte sie 1885 wiederum zu einer Vollporzellankrone (zitiert nach BLASS 1953, HOFFMANN-AXTHELM 1973, NERGIZ 1989 und NERGIZ & SCHMAGE 2004). Durch die Teilung von Stiftaufbau und Krone

brauchte bei Erneuerung der Krone, der Wurzelstift nicht mehr entfernt zu werden. Das Prinzip der Stumpfumfassung, auch „Wurzelumklammerung“ oder von EISSMANN „ferrule effect“ genannt, ist noch heute gültig. Dabei wird gefordert, dass der Wurzelstumpf marginal idealerweise mindestens 1,5 mm breit in der Zahnschubstanz präpariert und von der Krone umfasst wird (SHILLINGBURG & KESSLER 1982).

Bis zum Anfang des 20. Jahrhunderts wurden Wurzelstifte immer den vorgegebenen Wurzelkanälen angepasst, indem sie individuell mit Draht und Wachs modelliert und im zahntechnischen Labor hergestellt wurden, wie es z.B. von LEGER-DOREZ 1910 beschrieben wurde. 1925 entwickelte SCHLOTTHAUER den *Phönix-Stift*, der erstmals das Konstruktionsmerkmal des Retentionskastens enthielt (zitiert nach BLASS 1953). Der individuelle Guss erforderte immer mehrere Sitzungen für die Herstellung des Wurzelstiftaufbaus. Erst um 1940 wurden die ersten Schraubanker entwickelt, die in einer Sitzung in den Kanal eingeschraubt werden konnten und zudem eine hohe Retention boten (RUETZ 1946). Formkongruent zum Wurzelstift passende Präparationsinstrumente erlaubten eine deutlich bessere Passung des Stiftes im Kanal. Präparationsrichtlinien wurden aufgestellt: Hinsichtlich der Retention von Wurzelstiften wurde mindestens die gleiche Stift- und Kronenlänge gefordert. Außerdem wurden raue bzw. strukturierte Stiftoberflächen empfohlen (REICHENBACH 1953, BOHREN 1958, COLLEY et al. 1968, DE SORT 1983, WOOD 1983). Verschiedene vorgefertigte Stiftsysteme kamen auf den Markt: beispielsweise das Mooser-System (Fa. Cendres & Métaux) nach MOOSER 1966, das Kurer-Anker-System (Fa. Teledyne) nach KURER 1967, das Radix-Anker-System (Fa. Maillefer) nach SPANG 1975 und das Erlanger Wurzelbau-System (Fa. Komet) nach HOFMANN 1985 (SHILLINGBURG & KESSLER 1982, HOFMANN 1985a, KURER 1986, KAELIN & SCHÄRER 1991, SPANG 1991).

Die Palette der Konstruktionsmöglichkeiten von Stift-Stumpf-Aufbauten und der dazu nutzbaren Materialien hat sich seitdem wesentlich erweitert (SMITH & SCHUMANN 1997, STOCKTON et al. 1998, MORGANO & BRACKETT 1999). Aktuell wird eine Abkehr vom starren Metall hin zu dentinähnlichem Material in Form von faserverstärktem Komposit propagiert (SIGNORE et al. 2001, DGZMK-Stellungnahme 2003, KING et al. 2003, SAHAFI et al. 2003, FOKKINGA et al. 2004, MONTICELLI et al. 2004).

## 2.2 Wurzelstifte

### 2.2.1 Indikation

Ein endodontisch behandelter Zahn ist erst dann definitiv versorgt, wenn die koronale Restzahnschubstanz ausreichend stabilisiert und funktionell sowie ästhetisch rekonstruiert ist (GUTMANN 1992, MORGANO 1996, RINKE & HÜLS 1999a und 1999b). In den vergangenen Jahren hat ein Paradigmenwechsel stattgefunden, so dass nicht mehr jeder wurzelbehandelte Zahn mit einem Stift versorgt und die Zahnschubstanz möglichst minimalinvasiv präpariert wird. Bei geringer Defektgröße und einer Einzelzahnversorgung reicht auch eine adhäsive Füllung oder eine höckerüberkuppelnde Restauration in Form einer Teilkrone oder Krone aus (MORGANO & BRACKETT 1999, RINKE & HÜLS 1999a und 1999b, DGZMK-Stellungnahme 2003, NAUMANN 2003). Bei ausgedehnten Defekten ist weiterhin oft ein Wurzelstift erforderlich. Ein Wurzelstift ist dann unumgänglich, wenn der Zahn stärker prothetisch belastet wird, weil er beispielsweise eine ausgedehnte Brücken- oder Teskopprothesenkonstruktion verankert (MORGANO & BRACKETT 1999, RINKE & HÜLS 1999a und 1999b).

Ein Wurzelstift schwächt den Zahn durch den zusätzlichen Schubstanzverlust bei seiner Präparation. Mögliche Risiken bei der Stiftbettpräparation, beispielsweise eine Perforation, reduzieren die Zahnerhaltung. Demzufolge haben Wurzelstifte keine stabilisierende, sondern nur eine verankernde Funktion, d.h. sie sichern den Stumpfaufbau gegen ein Ablösen durch funktionelle und parafunktionelle Belastungen (MARSHAK et al 1988, STOCKTON 1998, FERNANDES & DESSAI 2001). SORENSEN & MARTINOFF wiesen schon 1984 darauf hin, dass die intrakanaläre Verankerung keinen signifikanten Einfluss auf die klinische Überlebensrate eines Zahnes hat. Die Wurzeln endodontisch behandelter Zähne, die nicht mit einem Stift versorgt waren, zeigten weniger Frakturanfälligkeiten als jene mit Stiften (NATHANSON & ASHAYERI 1990). Spannungen in der Wurzel können auch erst längere Zeit nach der Stiftinsertion zur Ermüdung und einer Längsfraktur der Wurzel führen (FERNANDES & DESSAI 2001, HEYDECKE et al. 2001, BETKE et al. 2003, GEURTSEN et al. 2003).

In Anbetracht der möglichen Risiken durch Wurzelstifte ist die Indikation für einen Wurzelstift kritisch abzuwägen. Wenn eine Indikation gegeben ist, schließt sich direkt

daran die Frage an, welcher Stift mit welchen Parametern in dem speziellen Fall am besten geeignet ist (STOCKTON et al. 1998, NAUMANN 2003, NERGIZ & SCHMAGE 2003).

## 2.2.2 Anforderungen

Der Wurzelstift soll Aufbau und Krone dauerhaft verankern, während Kaukräfte und das Mundmilieu auf ihn einwirken. Die Kräfte, denen der Stift widerstehen muss, sind geringer, wenn das Konstruktionsmerkmal der Stumpfumfassung eingehalten wurde. Darunter wird eine zirkuläre mindestens 1,5 mm breite Präparation des Stumpfes in gesunder Zahnschubstanz und die nachfolgende Einfassung dieses Bereiches durch die Krone verstanden (SHILLINGBURG & KESSLER 1982, SORENSEN & ENGELMAN 1990a, ISIDOR et al. 1999). Demzufolge relativieren sich bei ausreichender Stumpfumfassung die Anforderungen, die an die Retention des Wurzelstiftes zu stellen sind. Bislang ist noch nicht geklärt, welche Retention für einen langfristigen klinischen Erfolg des Stiftes ausreichend ist. Bis vor einigen Jahren wurde eine maximale Retention im Kanal gefordert (KURER 1986, MILLSTEIN 1987, COHEN et al. 1997). Die Zielsetzung des Wurzelstiftes hat sich dahingehend verändert, dass keine maximale Retention mehr angestrebt wird, sondern dass gleichzeitig jede Gefährdung der Wurzel vermieden werden soll. Insbesondere wird gewünscht, dass sich der Stift bei einem Misserfolg unter Erhaltung der Wurzel lockert, statt die Wurzel zu sprengen (FERNANDES & DESSAI 2001, DGZMK-Stellungnahme 2003, NAUMANN 2003, NERGIZ & SCHMAGE 2004). Folgende Anforderungen werden an einen Wurzelstift gestellt:

- Er soll aus einem biokompatiblen, nicht korrodierenden und dauerhaft beständigem Material bestehen. Demzufolge sind Stifte aus Stahl und NEM-Legierungen sowie die Verbindung unterschiedlich edler Legierungen obsolet (WIRZ et al. 1979, SHILLINGBURG & KESSLER 1982, BRAUNER & HOFMANN 1985, HOFMANN 1985b, ROBBINS 1990, WIRZ 1994, STEINER et al. 1998).
- Er soll eine ausreichende Festigkeit und Härte besitzen, um unter Belastung weder zu verbiegen, noch zu brechen (SHILLINGBURG & KESSLER 1982, DE SORT 1983, KAELIN & SCHÄRER 1991, LAUER et al. 1994, MORGANO 1996, MORGANO & BRACKETT 1999). Andererseits wird eine Dentin ähnliche Elastizität

gefordert, damit er die Zahnwurzel nicht aufgrund zu großer Härte sprengt (ISIDOR et al. 1999, OTTL et al. 2002).

- Er soll die koronal auf ihn einwirkenden Kräfte, gleichmäßig verteilt auf die Wurzelkanalwand weiterleiten (ASSIF et al. 1989, SCHMAGE et al. 1992, HOLMEZ et al. 1996, DIETSCHI et al. 1997, LAMBJERG-HANSEN 1997).
- Sein Verbund mit dem Kanal und dem koronalen Aufbau muss dauerhaft und bakteriendicht sein (UTTER et al. 1997, ROSENSTIEL 1998, MANNOCCI et al. 2001, AKISLI et al. 2002 und 2003).

Die verschiedenen Parameter stehen miteinander in Beziehung: Das Stiftmaterial muss nicht nur biokompatibel sein, sondern beeinflusst aufgrund der Materialeigenschaften Elastizität bzw. Biegefestigkeit ebenso die physikalischen Eigenschaften des Stiftes. Die Biegefestigkeit ist wesentlich vom Durchmesser des Stiftes abhängig. Die Kraftverteilung wird von der Stiftform und der Stiftdimension in Bezug auf die Dimension der Wurzel bestimmt. Schließlich entscheidet der Zement, das Aufbaumaterial und die jeweiligen Oberflächenstrukturen bzw. die Konditionierung von Stift und Wurzelkanalwand über den dauerhaften Verbund zwischen Stift, Wurzelkanal und Aufbau (STOCKTON 1999, NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004). Für eine optimale mechanische Haftung des Zementes ist eine exakte Passung zwischen Stift und präpariertem Wurzelkanal nötig. Damit der Stift eine hohe Friktion erzielt und die Kräfte gleichmäßig überträgt, darf die Zementfuge nicht zu breit sein (SCHMAGE et al. 1992, FERNANDES & DESSAI 2001, NERGIZ & SCHMAGE 2003).

Die Dimension des Wurzelstiftes wird durch die Wurzelanatomie vorgegeben und muss daher individuell auf die jeweilige Situation abgestimmt werden. Die Richtlinien besagen, dass die Länge mindestens der Länge der klinischen Krone entsprechen sollte, besser wäre ein Verhältnis von zwei Dritteln Stift und einem Drittel Krone (SORENSEN & MARTINOFF 1984, MORGANO & MILOT 1993). Die meisten Stiftlockerungen waren auf eine zu geringe Stiftlänge zurückzuführen, denn dann bestand ein ungünstiger Hebelarm. Bei zu langem Stift oder gekrümmten Kanälen droht allerdings eine apikale Perforation (SORENSEN & MARTINOFF 1984, LEWIS & SMITH 1988, MORGANO & MILOT 1993). Apikal sollen mindestens 2 bis 4 mm der Wurzelfüllung bei der Stiftbettpräparation belassen werden, um den Erfolg der endodontischen Behandlung nicht zu gefährden (TRABERT 1975, COONEY 1986, MORGANO & HASHEM 1994, DGZMK-Stellungnahme 2003). Einerseits soll der

Stiftdurchmesser nicht so groß sein, denn dann wird die Wurzel geschwächt und bei Belastung kann eine Längsfraktur verursacht werden. Andererseits darf der Durchmesser nicht so gering sein, dass der Stift unter der Belastung verbiegt oder bricht (COURTADE & TIMMERMANN 1979, STOCKTON 1999, NERGIZ et al. 2002a). Der Stift sollte einen apikalen Durchschnitt haben, der einem Drittel des Durchmessers der schmalsten Stelle der Wurzel entspricht, so dass zirkulär um den Stift mindestens 1 mm Dentinwand bestehen bleibt (ASSIF et al. 1989, CAPUTO & STANDLEE 1976, GUTMANN 1992, LLOYD & PALIK 1993). Die Stiftretention erhöhte sich signifikant mit der Stifflänge, während der Durchmesser sie wenig steigerte (NERGIZ et al. 2002a).

### **2.2.3 Material**

Seit langem werden Metalle für Wurzelstifte genutzt. Für vorgefertigte Stifte hat sich gezogenes Reintitan bewährt, dessen physikalische Eigenschaften günstiger als die eines gegossenen Metallgefüges sind (HOFMANN 1985b, WIRZ 1994, CHRISTENSEN 1996, FLEISSNER 1996). Titan ist hart und biegestabil; es besitzt ein geringes Gewicht, eine gute Biokompatibilität und eine hohe Korrosionsbeständigkeit. Nachteilig ist jedoch die fehlende Anpassfähigkeit für einen individualisierten Aufbau (NERGIZ 1989). Individuelle Stiftaufbauten können vollständig gegossen oder mit Hilfe vorgefertigter Stifte aus Edelmetalllegierungen (beispielsweise Heraplat-Stifte, Heraeus Kulzer, Hanau; Permador-Stifte, Degussa, Hanau; Platin-Iridium-Stifte, Komet, Lemgo) hergestellt werden, indem der Aufbau ergänzt wird. Die verwendeten Legierungen müssen elektrochemisch unbedenklich sein. Dazu werden Gold-Platin- und Platin-Iridium-Legierungen empfohlen (DGZMK-Stellungnahme 2003).

Um steigende ästhetische Ansprüche zu befriedigen oder eine Metallalternative zu bieten, wurden zahnfarbene und metallfreie Wurzelstifte entwickelt. Diese Stifte bestehen aus Zirkonoxidkeramik oder faserverstärktem Komposit (KERN et al. 1998, BUTZ et al. 2001, MANOCCI et al. 2001, SIGNORE et al. 2001, HEYDECKE et al. 2002, SCHÖNBRODT et al. 2003). Problem der Keramikstifte ist ihre extreme Härte und Sprödigkeit, wodurch sie entweder selbst oder die Zahnwurzel frakturieren können (ROSENTRITT et al. 2000, NOTHDURFT et al. 2003). Im Gegensatz dazu

besitzen Stifte aus mit Glasfasern verstärkten Kompositen (zahnfarben) oder kompositarmierten Kohlefasern (schwarz) eine dentinähnliche Elastizität (TORBJÖRNER et al. 1996, SIDOLI et al. 1997, ISIDOR et al. 1999, MANNOCI et al. 1999, MONTICELLI et al. 2004). Als weiterer Vorteil ist die Möglichkeit, diese Stifte leicht wieder herauszubohren, zu nennen. Obwohl sie zunehmend beliebter werden, sind ihre Langzeiterfolge aufgrund ihrer geringeren Stabilität unklar (DGZMK-Stellungnahme 2003, KING et al. 2003, PFEIFFER et al. 2006b). Daher wird für beide Arten der faserverstärkten Stifte eine Indikationsstellung bei moderaten Kavitäten angeraten (EDELHOFF et al. 1998, HALFT et al. 2002, NAUMANN 2003, NERGIZ & SCHMAGE 2004).

#### **2.2.4 Stiftform**

Wurzelstifte werden in zwei Retentionsprinzipien, *aktive* oder *passive* Stifte, und in zwei Hauptformen, *zylindrische* bzw. *konische* Stifte, unterteilt (STANDLEE & CAPUTO 1978, SHILLINGBURG & KESSLER 1982, KAELIN & SCHÄRER 1991).

Aktive Stifte sind Schraubanker und besitzen naturgemäß die höchste Retention (SHILLINGBURG & KESSLER 1982, KURER 1986, MILLSTEIN et al 1987, SPANG 1991, COHEN et al. 1997). Sie werden in die Wurzel geschraubt, wobei das Gewinde vorgeschritten oder vom Stift selbst geschnitten wird. Beim Einschrauben in das Dentin entstehen immer Kerbspannungen. Diese lokalisierten Spannungsspitzen können im Laufe der Zeit zur Ermüdung des Dentins, zu Haarrissen und zu Wurzellängsfrakturen führen (CAPUTO & STANDLEE 1976, MARSHAK et al 1988, STÄDTLER 1995). Insbesondere üben konische aktive Stifte beim Einschrauben eine Keilwirkung aus und sind obsolet (SHILLINGBURG & KESSLER 1982). Zylindrische aktive Stifte folgen apikalwärts nicht dem Wurzelverlauf und können nur in begrenzter Länge verwendet werden, um die Wurzel apikal nicht zu perforieren. Aktive Stifte können nicht suffizient gegen Torsion geschützt und nur mit plastischen Materialien koronal ergänzt werden. Aufgrund der Nachteile ist die Indikation für geschraubte Stifte heutzutage nur in Ausnahmefällen zu stellen (KAELIN & SCHÄRER 1991, LAMBJERG-HANSEN & ASMUSSEN 1997, FERNANDES & DESSAI 2001).

Statt dessen werden passive Systeme empfohlen, weil sie weniger Stress auf die Wurzel ausüben. Die Friktion solcher Stifte ist geringer, dafür leiten sie die Kräfte

gleichmäßiger weiter. Passive Stifte erhalten Retention durch die Friktion paralleler Wände nach dem Zementieren. Die wichtigsten Parameter, um eine ausreichende Retention zu erzielen, sind die geometrische Form, die Dimension des Stiftes sowie die Passgenauigkeit zwischen Wurzelstift und Stiftbett (ASSIF et al. 1989, LAUER et al. 1994, STÄDTLER 1995, DIETSCHI et al. 1997).

Passive Stifte liegen in konischer oder zylindrischer Form vor. Die zylindrischen Stifte bieten eine höhere Retention als die konischen, deren Retention mit zunehmendem Konizitätswinkel abnimmt. Zylindrische Stifte folgen nicht der Form der Wurzel, so dass die Gefahr besteht, die Wurzel im Bereich ihrer apikalen Verjüngung zu perforieren. Mit der Stiftlänge steigt das Risiko der Wurzelf perforation, weshalb bei zylindrischen Stiften jeweils nur ein kürzerer Stift ausgewählt werden kann, als es bei konischer Stiftform möglich wäre. Außerdem verursachen zylindrische Stifte in dem apikalen Bereich Spannungsspitzen und besitzen einen schlechteren Zementabfluss (CAPUTO & STANDLEE 1976, SHILLINGBURG & KESSLER 1982, HOLMES et al. 1996). Der Zementstau verschlechtert die Passung der zylindrischen Stifte nach dem Zementieren. Eine Längsrille kann dieses Problem reduzieren (HUDIS & GOLDSTEIN 1986, MARXKORS et al. 1997). Bei starkem koronalen „flaring“ des Wurzelkanals, d.h. einem stark erweiterten Kanaleingang, liegen zylindrische Stifte in diesem Bereich der Kanalwand nicht mehr an (SORENSEN & ENGELMAN 1990, NAUMANN 2003).

Konische Wurzelstifte besitzen den Vorteil, dass sie formkongruent dem Wurzelverlauf folgen, wodurch ein Stift mit koronal größerem Durchmesser und insgesamt einer größeren Stiftlänge gewählt werden kann (HOFMANN 1985a, WEINE et al. 1991, SCHMAGE et al. 1992, NERGIZ et al. 2002a). Konische Stifte füllen das oft unvermeidliche koronale „flaring“ des Kanals aus und liegen dem Kanal zirkulär im Dentin an. Spannungsoptische Versuche haben eine günstige Kraftverteilung auf eine möglichst große Wurzelfläche nachgewiesen. Abhängig vom Konizitätswinkel schwächt ein konischer Stift die Wurzel im koronalen Anteil (ASSIF et al. 1989, SORENSEN & ENGELMAN 1990b, LAMBJERG-HANSEN & ASMUSSEN 1997). Konische Wurzelstifte mit geringem Konizitätswinkel werden bevorzugt, d.h. einem Winkel unter  $3^\circ$  analog zu den Präparationsrichtlinien für Inlays, um eine ausreichende Retention sicherzustellen (SHILLINGBURG & KESSLER 1982). Den Nachteil der konische Stifte stellt ihre Keilwirkung auf die

Wurzel dar, weshalb die Präparation eines koronalen Plateau obligat ist, auf dem der Stiftkopf bzw. der Aufbau aufliegt (DE SORT 1983, HOFMANN 1985a und 1985b). Darüberhinaus werden Stiftsysteme mit zylindrokonischer oder stufenförmig-zylindrischer Form angeboten. Diese nehmen eine Zwischenstellung ein. Sie besitzen marginal einen größeren Durchmesser, verjüngen sich apikalwärts und versuchen so, die Nachteile der zylindrischen Stifte zu umgehen. Gleichzeitig behalten sie die höhere Retentivität zylindrischer Stifte. Zylindrokonische Stifte besitzen im marginalen und mittleren Stiftanteil eine zylindrische Form und gehen im apikalen Bereich in eine konische über, wodurch die Zementfuge im Bereich des Übergangs von der zylindrischen in die konische Form ungleichmäßig ist (KAELIN & SCHÄRER 1991, NERGIZ et al. 2002b). Ein solches Stiftsystem wird beispielsweise von Cendres & Métaux (Biel-Bienne, Schweiz) angeboten. Ein stufenförmig-zylindrisches System wurde mit dem OptiPost-System (Komet, Lemgo) von MARXKORS (1997) entwickelt. Die Problematik besteht bei diesem System in der stufenförmigen Stiftbettpräparation, die auf die durchschnittlichen Dimensionen der verschiedenen Frontzähne und Prämolaren abgestimmt wurde. Dadurch hält das System neun Stiftgrößen mit den entsprechenden Präparationsinstrumenten bereit. Gleichzeitig beinhalten die konfektionierten Titanstifte den koronalen Aufbau (MENGHINI et al. 2000). Eine ähnliche stufenförmig-zylindrische Stiftform wurde bereits früher beim *Schenker-Post* beschrieben (HUDIS & GOLDSTEIN 1986).

### **2.2.5 Retention**

Die Haftung der Wurzelstifte im Wurzelkanal ist ein wesentlicher Faktor für eine langfristige erfolgreiche Funktion (STOCKTON 1999). Lange Stifte mit großem Durchmesser bieten die höchsten Haftfestigkeitswerte (NERGIZ et al. 2002a). Der Länge und Dicke der Stifte sind durch die Länge und den Durchmesser der Wurzel Grenzen gesetzt, sonst würde die Wurzel zu stark geschwächt werden (LLOYD & PALIK 1993). Daher wurde die Haftung zwischen Wurzelkanaloberfläche, Zement und Stiftoberfläche durch Mikrostrukturierung bei adäquater Stiftdimension erhöht, indem die Stiftoberfläche sandgestrahlt und die Wurzelkanaloberfläche nach der Stiftbettpräparation angeraut wurde (ROBBINS 1990, KAELIN & SCHÄRER 1991, TORBJÖRNER et al. 1995, NERGIZ et al. 1993 und 1997, MILLER et al. 1998,

RINKE & HÜLS 1999a und 1999b). Dadurch haftete der Zement zwischen beiden Oberflächen mechanisch besser (ØILO & JØRGENSEN 1978, COURTADE & TIMMERMANS 1979, MARXKORS & MEINERS 1982). Sandgestrahlte Stifte aus dem Erlanger Stiftsystem (Komet, Lemgo) haben eine um das Dreifache höhere Retention als glatte (NERGIZ et al. 1993 und 2002b). Eine weitere 30%ige Erhöhung der Haftfestigkeit konnte bei Erlanger Stiften durch eine zusätzliche mechanische Anrauhung des Dentins mittels eines zum Stift formkongruenten manuellen Anraudiamenten erreicht werden (NERGIZ et al. 1993 und 1997). Bei zylindrischen Stiften war der Effekt nicht signifikant (CAPUTO & STANDLEE 1976). Horizontale oder schräge Rillen in der Stiftoberfläche steigerten die Retention zwar ebenfalls, aber weniger effizient (KAELIN & SCHÄRER 1991, NERGIZ et al. 1997).

In der Literatur wird die Verwendung von Kompositzement zur Retentionssteigerung des Stiftes sowie zur Reduktion des bakteriellen Mikroleakage entlang der Zementfuge empfohlen (UTTER et al. 1997, ROSENSTIEL 1998, MANOCCI et al. 2001, DGZMK-Stellungnahme 2003). Kompositzemente sollen eine höhere Retention besitzen, indem zusätzlich zu der mechanischen Haftungskomponente eine chemische Adhäsion zum Dentin besteht. Zwischen den verschiedenen Kompositzementen variieren die Haftfestigkeiten mitunter erheblich (DIETSCHI et al. 1997, DUNCAN & PAMEIJER 1998, MILLER et al. 1998, SEN et al. 2005, SCHMAGE et al. 2006). Den Kompositzementen wird eine Pufferwirkung zugeschrieben, die die unterschiedlichen Elastizitätsmodule zwischen Stift und Wurzelentin ausgleichen soll (MENDOZA et al. 1997, FERNANDES & DESSAI 2001). Zusätzlich kann eine weitere Retentionssteigerung durch einen adhäsiven Verbund zwischen Komposit und Stift durch Konditionierung der Stiftoberfläche realisiert werden (MANNOCCI et al. 2006, MAGNI et al. 2007). In Verbindung mit Keramikstiften wird dazu die Verwendung von Flusssäure oder tribochemischer Beschichtung beschrieben (KERN et al. 1998, EDELHOFF et al. 2000). Die tribochemische Beschichtung, die „chairside“ mit Hilfe des CoJet-Systems (3M Espe, Seefeld) durchgeführt werden kann, wurde auch zur Konditionierung von Titan- und faserverstärkten Kompositstiften erfolgreich eingesetzt, allerdings nur in Kombination mit bestimmten Kompositen (z.B. Compolute oder RelyX Unicem, 3M Espe, Seefeld)(ROSENTRITT et al. 2000, SAHAFI et al. 2003, SCHÖNBRODT et al. 2003, SEN et al. 2005, SCHMAGE et al. 2006).

## 2.2.6 Zementierung

Zur Zementierung von Wurzelstiften hat sich feinkörniger Zinkoxidphosphatzement langjährig bewährt (ØILO & JØRGENSEN 1978, MARXKORS & MEINERS 1982, ROSENSTIEL et al. 1998). Das Verhältnis von Zinkoxidpartikeln und Phosphaten ist für die mechanischen Eigenschaften des Zementes wesentlich. Bei korrekter Verarbeitung des Zementes wird eine Schichtdicke von 25 µm bis 40 µm und eine Druckfestigkeit von mindestens 70 N/mm<sup>2</sup> erreicht (TJAN et al. 1987). Bei konischen passiven Wurzelstiften (ER-System, Komet) wurde eine Zementfugenstärke von 35 µm bis 40 µm nachgewiesen (SCHMAGE et al. 1992). Durch die formkongruente Stiftbettpräparation zu den passenden präfabrizierten Stiften war dieser Raum für die Zementfuge vorgesehen.

Phosphatzement hat eine hohe Dimensionsstabilität. Die Haftung erfolgt mechanisch, indem die Zementpartikel in Unterschnitte fließen und sich nach der Erhärtung darin verkeilen. Aufgrund der Festigkeit des Zementes lassen sich Wurzelkanal- und Stiftoberfläche bei Belastung in Abzugsrichtung des Stiftes nicht gegeneinander verschieben (MARXKORS & MEINERS 1982). Die Haftung des Phosphatzementes wird durch Anwendungsfehler kaum beeinflusst (GOLDSTEIN 1986, ROSENSTIEL et al. 1998).

Weiterhin werden Glaspolyalkenoat- und Kompositzemente zur Stiftbefestigung empfohlen, insbesondere um eine höhere Retention gegenüber dem Phosphatzement zu erzielen. Die Möglichkeit der Retentionssteigerung durch diese Zemente wird kontrovers beurteilt (MORGANO 1996, UTTER et al. 1997, COHEN et al. 1998, MILLER et al. 1998, ROSENSTIEL et al. 1998, STOCKTON 1999, ROSIN et al. 2003, SCHMAGE et al. 2004).

Bei der Zementierung von Wurzelstiften mit Glaspolyalkenoatzement (GPZ) benötigt der Zement Feuchtigkeit, die nur aus dem Wurzelkambium stammen kann, aber nicht ausreicht. Daher wurden mit GPZ niedrigere Haftfestigkeitswerte als mit Phosphatzement gemessen (NERGIZ & PLATZER 1992, NERGIZ et al. 1993).

Kunststoffzemente werden in Komposite und modifizierte Komposite bzw. adhäsive Kleber unterteilt. Die Komposite bestehen aus Dimethacrylat-Monomer und silanisierten Glas- oder Keramikpartikeln. Modifizierte Komposite sind Kleber entweder auf Dimethacrylat-Basis oder Bis-GMA-Basis (z.B. Panavia, Kuraray, Osaka, Japan). Die Kleber auf Bis-GMA-Basis mit aktivierten Phosphorestern fanden

weite Verbreitung, da sie einen guten Verbund zu den metallischen Restaurationen eingehen sollen (ROSENSTIEL et al. 1998, NAUMANN 2000). Der adhäsive Verbund der Kompositzemente zum Dentin gelingt durch Konditionierung des Dentins mit Hilfe von Ätzel, Primer und Bonding bzw. selbstätzenden Primern. Die Komposite bzw. die adhäsiven Kleber sind chemisch härtend, d.h. die Polymerisationsreaktion wird durch einen Katalysator aktiviert, oder dual-härtend, d.h. die Polymerisation kann chemisch oder mit Licht aktiviert werden (CHRISTENSEN 1993, AYAD et al. 1997, CHANG 1998, COHEN et al. 1998, FEHÈR et al. 1999, WISKOTT 1999). Wichtig ist ebenfalls die Verwendung eines dualhärtenden Bondings (VICHI et al. 2002, MONTICELLI et al. 2004, SEN et al. 2005).

Nachteile der Kompositzemente sind ihre Empfindlichkeit auf Feuchtigkeit, Varianzen in der Dentinmorphologie, der Art der Dentinvorbehandlung und Anwendungsunregelmäßigkeiten (CHAN et al. 1993, KITASAKO et al. 1995, PAUL & SCHÄRER 1997, COHEN et al. 1998, COLI et al. 1999, MIYAZAKI et al. 1999, STOCKTON 1999, WATANABE 1999, SCHMAGE et al. 2003 und 2004). Der Haftverbund des Komposits am Wurzeldentin ist geringer als am koronalen Dentin aufgrund der strukturellen Unterschiede. Die Vorbehandlung des Dentins, z.B. durch eugenolhaltige Präparate, kann die Haftfestigkeit von Kompositen signifikant reduzieren (SCHMAGE et al. 2003). Zudem sind die Komposite techniksensitiver (MORGANO 1996, ROSENSTIEL et al. 1998, STOCKTON 1999, SCHMAGE et al. 2004). Ein weiterer Nachteil ist die Polymerisationsschrumpfung (ROSENSTIEL et al. 1998).

Für zahnfarbene Stiftmaterialien wird die adhäsive Befestigung mit Kompositzement vorgeschrieben, wobei die Herstellerangaben des jeweiligen Produktes streng eingehalten werden müssen (KERN et al. 1995 und 1998, DÉRAND & DÉRAND 2000, ROSIN et al. 2003, SCHÖNBRODT et al. 2003, SCHMAGE et al. 2004).

## 2.3 Konstruktion präfabrizierter und individueller Stiftaufbauten

Entsprechend ihrem Konstruktionsprinzip werden individuell gegossene Stift-Stumpf-Aufbauten von präfabrizierten Stiften unterschieden.

Aktive Stifte können nur präfabriziert eingesetzt und mit einem plastischen Aufbau ergänzt werden (SPANG 1991, CHRISTENSEN 1996). Passive Stifte können mit beiden Verfahren hergestellt werden und bieten dadurch ein breites Spektrum an Konstruktionsmöglichkeiten (HOFMANN 1985a und 1988b). Individuell gegossene Stiftaufbauten erfordern immer zwei Behandlungssitzungen, während präfabrizierte Stifte chairside in einer Sitzung inseriert und aufgebaut werden können.

Die vorfabrizierten Wurzelstifte werden aus verschiedenen Materialien und für verschiedene Indikationen in verschiedenen vorgegebenen Durchmessern und Längen mit rundem Querschnitt angeboten. Bei geringerem Zerstörungsgrad der Krone, der aber die Verankerung mit einem Stift erforderlich macht, und rundem Kanalquerschnitt sind solche konfektionierten Stifte mit adhäsiven Aufbauten indiziert (CHRISTENSEN 2000, DGZMK-Stellungnahme 2003). Die verschiedenen Wurzelaufbausysteme liefern formkongruent zu den jeweiligen Stiften passende Kanalpräparationsinstrumente. Nur wenn der Kanalquerschnitt rund ist und der Stift nach der Präparation mit den genormten Instrumenten zirkulär überall der Kanalwand passgenau anliegt, sind die konfektionierten Stifte geeignet (DONOVAN & CHEE 1993, LLOYD & PALIK 1993, DE CLEEN 1994, MORGANO 1996, SMITH & SCHUMANN 1997, RINKE & HÜLS 1999a und 1999b).

Der direkte Aufbau kann auf vorfabrizierte Stifte nur aus plastischem Material erfolgen (CHRISTENSEN 2000). Dazu hat sich Komposit bewährt, während Amalgam aufgrund des Korrosionspotentials und Glaspolyalkenoatzement aufgrund seiner Sprödigkeit und seinem schlechten Verbund zum Stift abzulehnen sind. Vorfabrizierte Stifte aus folgenden Materialien können mit Komposit aufgebaut oder auch für individuelle Stiftaufbauten genutzt werden: Titan, Keramik und faserverstärkte Komposite (HOFMANN 1985b, SIMON & PAFFRATH 1995, CHRISTENSEN 1996, MORGANO 1996, HEYDECKE et al 2002, NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004). Konfektionierte Keramik- und faserverstärkte Kompositstifte mit konischer Stiffform besitzen im koronalen Bereich oft einen geraden Schaft, der mit Komposit ergänzt wird. Konfektionierte Titan- und

faserverstärkte Kompositstifte werden mit einem Retentionskopf angeboten, der mechanische Retentionen für das Aufbaumaterial bietet und auf dem Plateau am Kavitätenboden aufliegt. Der koronale Stiftanteil kann zusätzlich tribochemisch beschichtet werden, wodurch ein guter Verbund des Komposites zum Stift gewährleistet wird (MENGHINI et al. 2000). Trotzdem wird mit Komposit als Aufbaumaterial nur eine begrenzte Stabilität erzielt (WIRZ et al. 1979, NERGIZ 1989, NERGIZ & PLATZER 1991 und 1995, COHEN et al. 1997, AKISLI et al. 2002 und 2003).

Individuell gegossene Stiftaufbauten sind bei großem koronalem Substanzverlust indiziert, da sie eine hohe Stabilität, Biegefestigkeit und Härte bieten, den Aufbau gegen Rotation sichern und jede Kanalform individuell versorgen (BUTZ et al 2001, PFEIFFER et al. 2006a, DGZMK-Stellungnahme 2003, NAUMANN 2003). Sie werden nach Präparation des Stiftbettes direkt intrakanalär im Mund oder indirekt nach Abformung im zahntechnischen Labor in Wachs oder Kunststoff modelliert und labortechnisch gegossen. Ihre Form folgt der individuellen Form des Wurzelkanals, so dass beispielsweise ovale Kanäle oder ein starkes koronales „flaring“ ausgefüllt werden können. Der Versuch solche Kanalformen auf die Form konfektionierter Stifte zu präparieren, würde zu viel Zahnschubstanz opfern und die Wurzel schwächen oder perforieren. Gegossene Stiftaufbauten können in einem Stück aus einer geeigneten Legierung als sogenannter *Einstückguss* gegossen werden, d.h. Stift und Stumpf werden gemeinsam gegossen. Beim *Anguss* wird der Aufbau auf vorgefabrizierte Stifte aus angussfähigen Legierungen angegossen, d.h. es entsteht wiederum ein Stiftaufbau in einem Stück, aber der Aufbau wird an den bestehenden Stift angefügt (HOFMANN 1985a und 1988b, RINKE & HÜLS 1999a und 1999b, NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004). Als angussfähige vorgefabrizierte Stifte stehen Permador-, Heraplat- (beide Gold-Platin-Legierung) und Platin-Iridium-Stifte (Platin-Iridium-Legierung) zur Verfügung. Als Gusslegierungen werden hochgoldhaltige, harte Legierungen wie Degulor M (Degussa, Hanau) empfohlen, damit sie ausreichend hart und biegefest sind. Früher wurden auch ELD-Stifte (**E**inheits**L**egierung **D**ental, Degussa) zum Anguss genutzt (NERGIZ 1989). Heutzutage werden jegliche „Spar“-Legierungen für Stiftaufbauten abgelehnt, weil die Risiken von Allergien und Korrosion nicht kalkulierbar sind und ihre Passgenauigkeit schlechter ist (WIRZ et al.

1979, BRAUNER 1986, HERZOG & CZIRJAK 1990, STEINER et al. 1998, DGZMK-Stellungnahme 2003).

Darüberhinaus werden *geteilte Stiftaufbauten* angefertigt, bei denen Stift und Aufbau getrennte Teile sind. Dazu wird ein präfabrizierter Stift mit glattem Schaft aus dem modellierten koronalen Aufbau herausgezogen, der Aufbau separat gegossen und der Stift anschließend eingepasst. Titanstifte mit glattem Schaft werden beispielsweise erfolgreich bei geteilten Stiftaufbauten mit mehreren Stiften eingesetzt (HOFMANN 1985a und 1988b, RINKE & HÜLS 1999b, NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004). Ein vorfabrizierter Titanstift eignet sich nicht zum Anguss, sondern nur für einen geteilten Stiftaufbau. Beim Anguss an das Titan verhindert eine Oxidschicht den Verbund der Gusslegierung mit dem Titan. Zugleich verändert sich die Korngröße im umgossenen Titanbereich, wodurch die Bruchfestigkeit des Stiftes signifikant reduziert wird (NERGIZ 1989, PFEIFFER et al. 2004).

Vorfabrizierte Zirkonoxidkeramikstifte können zum individuellen Stiftaufbau genutzt werden, indem der koronale Aufbau individuell mittels Presskeramik, z.B. IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ergänzt wird (SIMON & PAFFRATH 1995, RINKE & HÜLS 1999a, NERGIZ & SCHMAGE 2004). Zirkonoxidkeramik- und faserverstärkte Kompositstifte mit geradem Schaft können durch einen geteilten koronalen Aufbau, der aus Presskeramik angefertigt wird, individuell gestaltet werden.

Für den Erfolg der Wurzelrestauration ist es darüberhinaus notwendig, den Stiftaufbau gegen Verdrehung zu sichern und die Wurzel gleichzeitig vor der Keilwirkung konischer, passiver Stifte zu schützen (SHILLINGBURG & KESSLER 1982, HOFMANN 1985a und 1988a, NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004). Dazu wird ein sogenannter *Torsionskasten* präpariert, der nicht rotationssymmetrisch ist. Er wird koronal 2 mm tief unter den Boden der Kronenpulpa versenkt und stellt ein Plateau im rechten Winkel zum Wurzelkanal dar. Der Stiftkopf bzw. der Stiftaufbau muß auf dem Plateau bündig aufsitzen, um ein weiteres Hineindrücken des Stiftes durch einwirkende Kräfte und infolgedessen eine Wurzelsprengung zu vermeiden. Gleichzeitig ist der Torsionskasten mit Aufbaumaterial gefüllt, dadurch verstärkt er den Stift in diesem Bereich gegen Verbiegen. Im koronalen Stifanteil treten die größten horizontalen Belastungen auf den Stiftaufbau bei der Übertragung der einwirkenden Kaukräfte auf (DE SORT 1983, LAUER et al. 1994, MORGANO 1996).

Die nicht rotationssymmetrische Gestaltung des Torsionskastens gelingt durch eine Verdrehsicherungsnut oder eine ovale Gestaltung (Abb. 1). Auf diese Weise wird eine Dezementierung von Krone und Stift-Stumpf-Aufbau aufgrund von Torsionskräften besonders an Zähnen mit nahezu rundem Querschnitt verhindert. Nur wenige Autoren haben die Torsionsfestigkeit von Stiftaufbauten gemessen (NEWBURG & PAMEIJER 1976, COHEN et al. 2002).

Um eine Keilwirkung der konischen Stifte mit geradem Schaft zu vermeiden, soll ihr plastischer Aufbau auf dem koronalen Plateau abgestützt sein (DE SORT 1983). Es ist jedoch fraglich, ob die Abstützung durch das Aufbaukomposit und seine Haftung am Stiftschaft ausreicht, um eine Keilwirkung dieser Stifte bei Belastung zu vermeiden.

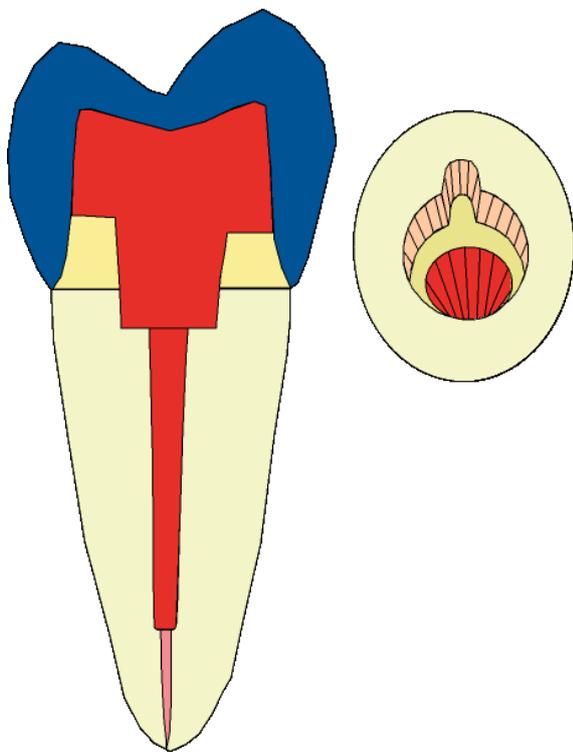


Abb. 1: Die Form des Torsionskastens ist grafisch dargestellt.

## 2.4 Vergleich von Stiftaufbauten in der Literatur

Zum Vergleich von Stiftaufbauten ist die Versuchsanordnung entscheidend. Vertikale Abzugskraftversuche testen die Haftfestigkeit und eignen sich beispielsweise zum Vergleich verschiedener Befestigungsmaterialien, Oberflächenstrukturierungen oder Formen der Stifte (NERGIZ et al. 1993, 2002a und 2002b). Biegeversuche im 90°-Winkel prüfen die Biegefestigkeit beispielsweise verschiedener Stiftmaterialien (PFEIFFER 2004, 2006a und 2006b). Scherversuche im 135°-Winkel testen zum einen die Scherfestigkeit des Stiftaufbaus, berücksichtigen dabei aber die Stabilität des restaurierten Zahnes mitsamt der Art des Aufbaus und den Frakturverlauf beim Versagen. In allen Fällen wird die maximale Kraft bestimmt, die zur irreversiblen Zerstörung führt (KERN et al. 1995, JANSSEN & HÜLSMANN 2003). Die Versuchsanordnung mit schräger Belastung wurde weiterentwickelt, indem die Prüfkörper mit physiologischen Kräften einer mechanischen Dauerwechselbelastung unterzogen werden. Dann wurden beispielsweise die Zyklen gemessen, bis ein Versagen eintrat (ISIDOR et al. 1996, COHEN et al. 1997, RATHKE et al. 2001). Problem dieses Verfahrens ist, dass immer nur wenige Proben zur Zeit geprüft werden können (STRUB et al. 2001). Zusätzlich werden die Prüfkörper mitunter einer thermischen Wechselbelastung (durch Thermocycling) ausgesetzt, um eine künstliche Alterung insbesondere von Kompositmaterialien durchzuführen (ROSENTRITT et al. 2000).

In der Literaturtabelle (Tab. 1, S. 21-23) werden die Ergebnisse verschiedener Arbeiten, die die Stabilität von Wurzelstiftaufbauten untersucht haben, gegenübergestellt.

Autor / Journal, Jahr	Wurzelstifte	Material Stift	Zement	Aufbau	Torsions- kasten	Krone	Thermo- cycling	Versuchs- design	Ergebnisse
Newburg & Pameijer <i>J Prosthet Dent 1976</i>	1. individuell gegossen, konisch 2.-4. passiv, zylindrisch: ParaPost, ohne/ mit 2 bzw. 4 parapulpäre Pins 5. Kst. im Kanal	Gusslegierung  Stahl  Kst.	Phz.	Gusslegierung  Kst: Adaptic  Kst: Adaptic	ja	nein	nein	Zug-, Scher-, Torque- Festigkeit	Zugf. 49 p, Scherf. 123 p, Torsionsf. 89 p, Zugf. 46 p (ohne Pins)/ 74 p (2 Pins)/ 84 p (4 Pins), Scherf. 81 p (ohne Pins)/ 123 p (2 Pins)/ 95 p (4 Pins), Torsionsf. 24 p (ohne Pins)/ 77 p (2 Pins)/ 107 p (4 Pins), Zugf. 38 p, Scherf. 21 p, Torsionsf. 35 p, Torsionsschutz erforderlich, liefert kein runder Stift allein.
Moll et al. <i>J Prosthet Dent 1978</i>	1. individuell gegossen, konisch 2. parapulpäre Pins	Gusslegierung	Phz.	Gusslegierung Kst: Adaptic	unbekannt	ja	nein	45°-Scherversuch Frakturverlauf	42 kg Guss-Stift, 181 kg parapulpäre Pins, Guss-Stifte verbogen oder brachen, so dass Wurzel intakt blieb, parapulpäre Pins frakturierten mit Dentin im koronalen Wurzel Drittel.
Schmeißner <i>Dtsch Zahnärztl Z 1983</i>	1. individuell, zylindrisch 2. aktiv, zylindrisch: Radix-Anker 3. aktiv, zylindrisch:Kurer-Anker	Gusslegierung  Stahl Stahl	Phz.	Gusslegierung Kst: PACT	ja	ja	nein	Acrylat-Wurzeln 135°-Scherversuch Frakturverlauf	Individueller Stift 33 kp, Radix-Anker 29 kp, Kurer-Anker 38 kp, Frakturmodus: Schrägfraktur im oberer Wurzel Drittel, Schrauben bieten keine höhere Stabilität, daher passive Stiftaufbauten bevorzugen.
Sorensen & Engelman <i>J Prosthet Dent 1990</i>	1. individuell, zylindrisch: ParaPost 2. konischer Kanal: zylindrischer, 3. vollständig konischer bzw. 4. koronal konischer Stiftaufbau	Ag-Pd- Legierung	Phz.	Gusslegierung	nein	ja	nein	130°-Scherversuch Frakturverlauf	Zylindrischer Stiftaufbau in zylindrischem Kanal 29 kg, in konischem 22 kg; konischer Stiftaufbau 50 kg, koronal konischer 29 kg. Frakturmodus: konischer Stiftaufbau meist Zahnfrakturen im oberen Wurzel Drittel, zylindrischer Stiftaufbau Dezementierung oder Zahnfrakturen, Stifftrakturen selten.
Fan et al. <i>J Prosthet Dent 1995</i>	An tief zerstörten Vierern jeweils Stifte buc, pal oder beide Kanäle 1. passiv, zylindrisch: ParaPost 2.individuell, konisch: ER-Stift pal. 3. parapulpäre Pins	Stahl  Gold	Phz.	Am  Gold Am	nein	ja	nein	135°-Dauerbelastung 250.000 Zyklen, 72x/ Min., je 51 N, bis Versagen Frakturverlauf	Bukkale ParaPost und parapulpäre Pins versagten vorher, palatinale ParaPost und gegossener ER-Stift erfolgreich, Fraktur löste Zementierung der Krone oder Aufbau und Krone von der Wurzel.
Kern et al. <i>Dtsch Zahnärztl Z 1995</i>	1. individuell, konisch: ER-Stift Permador zum Anguss 2. ER-Stift, In-Ceram 3. Kontrolle: intakter Zahn	Ag-Pd- Legierung Presskeramik	Phz.  Panavia EX nach Rocatec	Gold: Degulor M  Keramik	ja	ja (Hälfte jeder Gruppe)	nein	135°-Scherversuch Frakturverlauf	Metall-Stiftaufbau: 520 N ohne/ 550 N mit Krone, Keramik-Stiftaufbau:170 N ohne/ 340 N mit Krone, Kontrolle : 430 N ohne/ 600 N mit Krone, Signifikanzen: Metall-/ Keramik-Stift, Keramik-Stift/ Kontrolle, Frakturverlauf oberes bis mittleres Wurzel Drittel bei Metall-Stiften und Kontrolle, immer ins untere Wurzel Drittel bei Keramik-Stiften.
Cohen et al. <i>J Prosthet Dent 1996</i>	aktiv, konisch: 1. Flexi-Post/ 2. Flexi-Flange passiv, zylindrisch: 3. ParaPost/ 4. AccessPost 5. passiv, konisch: C-Post	Stahl  Stahl  Karbonfaser- verstärktes Komposit	Phz.	A. Kst.: Ti-Core B. Am GPZ: C. KetacSilver, D. GCMiracleMix	nein	nein	nein	45°-Scherversuch Frakturverlauf	Flexi-Post/ Ti-Core (1650 N) und ParaPost/ Am (1690N) am stärksten. Ti-Core ebenso fest wie Am, beide besser als Ketac-Silver und GC Miracle Mix, C-Post/ Ti-Core (980 N) vergleichbar passiven, parallelen Stahlstiften mit Kst.aufbau. 79% Aufbaufrakturen/ 21% Zahnfrakturen.

Tab. 1:

Autor / Journal, Jahr	Wurzelstifte	Material Stift	Zement	Aufbau	Torsions- kasten	Krone	Thermo- cycling	Versuchs- design	Ergebnisse
Isidor et al. <i>Int J Prosthodont 1992 und 1996</i>	1. passiv, gestuft-zylindrisch: Composipost 2. passiv, zylindrisch: Para-Post 3. individuell, konisch	Karbonfaserv. Komposit Titan Ag-Pd- Legierung	Kst. StickyPost Phz. Phz.	Kst: bis-GMA (Resilient) Kst: Concise Gusslegierung	nein	ja	nein	Rinderzähne 45°-Dauerbelastung je 250N, 2x/sec, 260.000 Zyklen, bis Versagen Frakturverlauf	Gegossene Stifte versagten alle nach max. 130.000 Zyklen, zylindrische Titanstifte versagten zu 60% nach 130.000 Zyklen, 2 von 11 Titanstiften überlebten, Karbonfaserverstärkte Kompositstifte überlebten alle, dabei zeigten 4 von 14 Wurzeln Längsfraktur.
Stegaroiu et al. <i>J Prosthet Dent 1996</i>	1. individuell, zylindrisch 2. passiv, zylindrisch: AD Post II	Ag-Pd-Leg. Stahl	Panavia 21	Gusslegierung Kst: Clearfil	ja	nein	nein	Hälfte 45°-Dauerbel. je 10 kg, 1,25 x/sec., 150.000 Zyklen, danach Abzug, Bruchmodi	Gussstift 50 kg/ 42 kg nach Dauerbelastung, konfektionierter Stift 41 kg/ 29 kg nach Dauerbelastung, Gussstift + Dauerbelastung signifikant höher als konfektionierter Stift Signifikant weniger adhesive Brüche Stift-Zement bei Gussstiften.
Cohen et al. <i>J Prosthet Dent 1997</i>	aktiv, konisch: 1. Flexi-Post/ 2. Flexi-Flange 2. aktiv, zylindrisch: Vlock passiv, zylindrisch: 3. AccessPost/ 4. ParaPost	Stahl Stahl Stahl	Phz.	A. Kst.: Ti-Core B. Am GPZ: C. Ketac-Silver, D. GCMiracleMix	nein	nein	nein	30°-Dauerbelastung je 22,2 N, 3x/ sec. 4 Mill. Zyklen, bis Versagen, Frakturverlauf	Alle Stifte mit Ti-Core/ Am-Aufbauten beendeten Versuch, alle Stifte mit GPZ-Aufbauten versagten vorher, Grund waren Aufbaufrakturen. Keine statistischen Unterschiede zwischen Stiftarten.
Rosentritt et al. <i>J Oral Rehabil 2000</i>	1.-3. konisch: ER-Stift, 1. konf. 2. individuell Einstückguss ER 3. Prototyp Glasfaserv. Komposit 4. zylindrisch ParaPost angepresst 5. konisch Cosmopost Anpress 6. Cosmopost	Titan Gold Glasf.Komp. Presskeramik Keramik Keramik	Kst+Rocat. Phz. Variolink Kst. nach Flusssäure	Kst: Tetric Ceram Gold Kst: Tetric Ceram Keramik: Empress Keramik: Cosmo Kst: Tetric Ceram	ja	teils	ja	135°-Dauerbelastung je 50 N, 1,2 Mill. Zyklen, danach 135°-Scherversuch Frakturverlauf	Titanstift 460 N, Goldguss 240 N, Cosmopost mit Keramikaufbau 190 N, mit Kst. 580 N, Presskeramikstift 105 N, Prototyp-Glasfaserstift 250 N, Frakturmodus: Dezementierung Stift bzw. Krone Titan-, Gold-, Glasfaserstift, horizontale Kronen-Wurzelfraktur bei allen Keramikstiften, Keramikstifte mit Kst.aufbauten bevorzugt.
Heydecke et al. <i>J Dent 2001</i>	1. passiv, konisch: ER-System 2. ER-Stift 2. interkanaläre Filg./ kein Stift	Titan Keramik Komposit	Panavia 21EX	Kst: Clearfil	nein	nein	ja	130°-Dauerbelastung je 30 N, 1,2 Mill. Zyklen, 1,3 Hz, danach 130°-Scherversuch Frakturverlauf	Titanstift 1038 N, Keramikstift 1057 N, Komposit im Kanal 750 N, Kontrolle 1171 N. Titanstifte verbiegen oder dezementieren, Keramikstifte brechen, Wurzelfrakturen meist unter koronalem Drittel, mit Titan oft irreperabel, ohne Stift leicht unter marginalem Kronenrand und restaurierbar.
Rathke et al. <i>J Dent Res 2001</i>	passiv, konisch: 1. Dr. Mooser 2. FRC Postec (2 Durchmesser) 3. Aestheti Plus 4. CosmoPost	Titan Glasfaserv. Komposit Zirk.-Keramik	Phz.	Metallkappe	nein	nein	nein	45°-Dauerbelastung 0,2Hz, Beginn 25N, alle 250 Zyklen 25N höher bis Verlust, Frakturverl.	Titanstift 1475 Zyklen/ 128 N, Keramikstift 1045 Zyklen/ 68 N, Aestheti Plus 767 Zyklen/ 40 N, Faserstift dünn 761 Zyklen/ 40 N, Faserstift dick 1160 Zyklen/ 83 N. Titanstifte besitzen höhere Stabilität als zahnfarbene Stifte. Faserstifte nur bei größerem Durchmesser stabil.
Strub et al. <i>J Oral Rehabil 2001</i>	1. konisch: ER, Anguss, Permador 2. ER Cerapost 3. Prototyp Celay=resin-ceramic interpenetrating phase composite 4. Cerapost angepresst	Pd-Legierung Zirk.-Keramik Resin-Keramik Zirk.-Keramik	Phz. PanaviaTC PanaviaTC PanaviaTC	Gold Keramikkappe + Kst: Ceracap + Herculite Keramik: Empress	nein	ja	nein	135°-Dauerbelastung 1,2 Mill. Zyklen, danach 135°-Scherversuch Frakturverlauf	Überleben der mechanischen Alterung: Goldstift 90%, Keramikstift angepresst 100%, mit Kappe 80%, Resin-Keramikstift 60%. Scherfestigkeiten: Goldstift 1270 N, Keramikstift mit Kappe 1495 N, angepresst 463 N, Resin-Keramikstift 1147 N, präfabrizierte Keramikstifte überlegen.

Tab. 1:

Vergleich der Stabilität verschiedener Stiftaufbauten

Autor / Journal, Jahr	Wurzelstifte	Material Stift	Zement	Aufbau	Torsions- kasten	Krone	Thermo- cycling	Versuchs- design	Ergebnisse
Möllersten et al. <i>Quintessence Int 2002</i>	1. gestuft-zylindr.: Compositost (2 Stifte an Prämolaren) 2. indiv., konisch: Davis (2 Stifte) 3. aktive parapulpäre Pins 4. passive parapulp. Pins: Anguss	Karbonfaserv. Komposit Gold	Kst. Phz.	Kst: Silipost Gold A. GPZ:KetacSilv. B. Kst: Ariston Gold	ja	nein	nein	Abzugsversuch Frakturverlauf	Faserstift 140 N, Guss-Stift 145 N, angegossener Pin-Aufbau 180 N, Pins + Kst 155N, Pins + GPZ 40 N, Stiftlockerung aus dem Kanal bzw. Fraktur im Kst. oder an Pins.
Ottl et al. <i>J Oral Rehabil 2002</i>	1. passiv, konisch: ER Permador 2. Permador-Stift Pt-Ir-Stift (3. Permador twin + 4. ER-System + 5. Endo-Core) 6. ER Cerapost 7. Indiv. Keramikaufbau Celay 8. gestuft-zylindr.: Compositost 9. Kontrolle: intakte Zähne	Pd-Legierung Pd-Legierung Pd freie-Leg. Zirk.-Keramik Al.oxidKeramik Karbonf.Komp	Kst. Panavia 21TC nach Rocatec (alle Stifte)	Phantommetall Aufbrennl.+Keram. Phantommetall Kst:Clearfil Keramik Kst:Clearfil	ja	ja	nein	Modellzahn Estilux 135°-Scherversuch Frakturverlauf	Permadorstift 266 N, Platin-Iridium-Stifte: Permador twin 289 N, ER 300 N, Endo Core 242 N, Permador + Keramik 208 N, Keramikstifte: Cerapost 194 N. Celay 300 N, Karbonfaser 313 N, Kontrolle 230 N, Distanz koronale Belastung zu Frakturkante bei 23 mm Wurzellänge, vestibulär: Min. Kontrolle, ER Pt-Ir, Celay/ Max. Permador twin, Permador + Keramik; oral: Min. Celay-Keramik, Kontrolle, Endo-Core/ Max. Permador twin, Compositost.
Janssen & Hülsmann <i>Dtsch Zahnärztl Z 2003</i>	1. passiv, konisch: Perma-tex 2. passiv, konisch: Luscent-Anchor 3. Kontrolle: intakte Zähne	Titan Glasfaserv. Komposit	Phz. Variolink II	Kst: Rebuilda	nein	ja	ja	130°-Scherversuch bis zum Versagen Frakturverlauf	Kontrolle 550 N, Glasfaserstifte 437 N, Titanstifte 741 N, Titanstifte lieferten signifikant höhere Werte als Faserstifte. Frakturmodi bei Kontrolle: Kronen-/ Wurzelfrakturen, Kronenverlust, bei Glasfaserstiften: alle Ablösung der Stumpfaufbauten (n=19), außer 1 Wurzelfraktur; bei Titanstiften: hauptsächlich Wurzelfrakturen (n=14), sonst Ablösung des Stumpfaufbaus.
Nothdurft et al. <i>Dtsch Zahnärztl Z 2003</i>	1. passiv, konisch: ER Cerapost 2. passiv, zylindro-konisch: Cosmopost je 2 Durchmesser, sowie 3. kurzer und 4. radikalär großvolumiger Cosmopost	Zirkonoxid- Keramik	GPZ Ketac Cem	Anpresskeramik: Empress	ja	ja	ja	KaVo-Modellzahn 45°-Scherversuch Frakturverlauf	Cosmopost 244 N/ 266 N, Cerapost 277 N/ 310 N (je 2 Durchmesser), kurzer Cosmopost 249 N, großvolumiger Cosmopost 208 N. Frakturmodus: Wurzelfrakturen tiefer unter Retentionskasten bei großvolumigen Cosmopost, sonst bei übrigen Gruppen meist Zahnfraktur unter Retentionskasten, selten nur Kronenfraktur.
Qualtrough et al. <i>Quintessence Int 2003</i>	1. passiv, zylindrisch: ParaPost 2. konisch + zylindrisch: Lightpost 3. ParaPost Fibrewhite; konisch: 4. Snowpost + 5. Dentatus Luscent	Titan Glasfaser verstärktes Komposit	Panavia F	kein	nein	nein	nein	Abzugsversuch	Lightpost zylindrisch 304 N, Parapost Fibrewhite 206 N, Parapost Titan 128 N, Dentatus Luscent 147 N, Lightpost konisch 118 N, Snowpost 98 N. Zylindrische Stifte retentiver als konische auch bei Glasfaser. Glasfaserstifte retentiver als Titanstifte.
Schönbrodt et al. <i>Dtsch Zahnärztl Z 2003</i>	1. passiv, konisch: ER-Stifte 2. Cerapost 3. Dentinpost	Titan Keramik Glasfaser	Phz. Compolute Panavia21EX alleGruppen teils CoJet	kein	nein	nein	nein	Abzugsversuch	Titanstifte mit allen Zementen um 400 N, CoJet mit Compolute 620 N; Cerapost mit Kst.zementen um 220 N, Sandstrahlung ohne Effekt; Dentinpost mit Kst.zementen bei 200 N, nach Sandstahlung 230 N. Cerapost+Dentinpost nach CoJet mit Compolute 390 N/ Panavia 280 N. Zemente haften auf zahnfarbenen Stiften signif. schlechter als auf Titan.

Frühere Untersuchungen haben die Fragestellung geklärt, ob die Verankerung des Aufbaus mit einem gegossenen Wurzelstift oder einem konfektionierten Stift und parapulpären Pins bzw. nur parapulpären Pins zu bevorzugen ist (NEWBURG & PAMEIJER 1976, MOLL et al. 1978). Es zeigte sich, dass ein Torsionsschutz zu fordern war, der von einem konfektionierten Stift allein nicht erfüllt wurde. Die Stabilität beider Konstruktionen war adäquat, wobei jedoch der Bruchmodus ungünstig verlief, wenn parapulpäre Stifte beteiligt waren. In diesen Fällen frakturierte das Dentin im koronalen Wurzel Drittel mitsamt der Pins (MÖLLERSTEN et al. 2002).

Als nächstes wurde gefragt, ob ein passiv gegossener Stiftaufbau oder geschraubte Anker besser wäre. Die Erfahrung zahlreicher Abzugskraftuntersuchungen hatte zwar die Retentivität der aktiven Stifte bestätigt (LAUER et al. 1994, TORBJÖRNER et al. 1995, COHEN et al. 1996, 1997 und 1998). Allerdings ergab die Scherfestigkeitsuntersuchung keine Vorteile hinsichtlich der Stabilität, weshalb passive Aufbauten präferiert wurden (SCHMEISSNER 1983).

Die Stiftformen - konisch oder zylindrisch – für passive Stifte wurde Anfang der 90er Jahre gegenübergestellt. Abzugskraftversuche erwiesen die geringere Retentivität konischer Stifte aufgrund der geringeren Friktion mit steigender Konizität (KAELIN & SCHÄRER 1991, STÄDTLER et al. 1995, STOCKTON 1999, NERGIZ et al. 2002b, QUALTROUGH et al. 2003). Allerdings erbrachten die Scherfestigkeitsmessungen wiederum kontroverse Ergebnisse: Die Scherfestigkeiten der zylindrischen Stifte waren auf dem gleichen Niveau oder niedriger als die der konischen Stifte (SORENSEN & ENGELMAN 1990, ISIDOR 1992 und 1996, COHEN et al. 1996 und 1997).

Die Untersuchungen von SORENSEN & ENGELMAN (1990) und FAN et al. (1995) berücksichtigten den oft hohen koronalen Zerstörungsgrad der Zähne, die mit einem individuell gegossenen Wurzelstift versorgt werden müssen. Daher wurden Situationen besonders stark aufbereiteter Kanäle untersucht, in denen ein zylindrischer Stift dem konischen Wurzelkanal nicht zirkulär anlag oder ein konischer Stift das koronale „flaring“ durch einen stärker konischen Stiftanteil ausfüllte. Die Ergebnisse zeigte die Bedeutung der exakten Passung des Stiftaufbaus zum Wurzelkanal. Die Stabilität eines zylindrischen Stiftes, der einen konischen Wurzelkanal nicht ausfüllte, war am geringsten. Ein zu stark konischer

Stift schwächte wiederum die Stabilität. Allerdings wurde bei den individuellen konischen Stiftaufbauten durchgehend ein Frakturmodus im oberen Wurzel Drittel beobachtet, während zylindrische Stifte mitunter am Stift-Stumpf-Übergang brachen oder dezementierten.

Gerade bei stark zerstörten Zähnen bewiesen die individuell gefertigten Stiftaufbauten, ggf. auch mit zwei Stiften, Überlegenheit gegenüber den konfektionierten mit plastischem Aufbau (FAN et al. 1995, STEGARIOU et al. 1996). Andererseits erzielten ROSENTRITT et al. (2000) mit konfektionierten Titanstiften bei guter Passung bessere Scherfestigkeitswerte als mit Goldguss.

Die Bedeutung des Aufbaumaterials demonstrierten COHEN et al. (1997): die Scherfestigkeiten verschiedener konfektionierter Stifte unterschieden sich nicht, während alle Aufbauten aus GPZ versagten und die Aufbauten aus Komposit bzw. Amalgam überlebten.

Die Erfahrungen mit angegossenen vorgefabrizierten Edelmetallstiften aus palladiumhaltigen bzw. -freien Legierungen waren vielversprechend (STRUB et al. 2001, OTTL et al. 2002). OTTL et al. (2002) zeigten, dass sich die Scherfestigkeitswerte von drei verschiedenen angegossenen Platin-Iridium-Stiften weder voneinander noch von den angegossenen Permador-Stiften unterschieden. Allerdings variierten die Tiefen ihrer Frakturverläufe. Die Übertragbarkeit der Ergebnisse wurde durch die Verwendung von Kunststoff-Modellzähnen eingeschränkt. In den beiden Arbeiten wurden die Scherfestigkeiten der angegossenen Stiftaufbauten mit Permador- bzw. Platin-Iridium-Stiften nicht herkömmlichen Titanstiften oder Einstückguss-Stiftaufbauten gegenübergestellt.

Als Kontrollgruppe wurde nach dem Paradigmenwechsel, dass eine Stiftversorgung abhängig von der Defektgröße nicht zwingend erforderlich sei, der intakte Zahn bzw. ein Zahn ohne Wurzelstift nur mit Kompositaufbau herangezogen (KERN et al. 1995, HEYDECKE et al. 2001, OTTL et al. 2002, JANSSEN & HÜLSMANN 2003). Zuvor diente jeweils ein mit gegossenem Stiftaufbau bzw. Titanstift versehener Zahn zur Kontrolle (ISIDOR et al. 1992, STEGARIOU et al. 1996). Ohne Stift erwies sich der Bruchmodus auf Höhe des marginalen Gingivarandes als günstiger (HEYDECKE et al. 2001).

Seit der Einführung der metallfreien Stiftmaterialien widmeten sich die Studien dem Vergleich der Stabilität der Stiftaufbauten aus den verschiedenen Materialien (ROSENTRITT et al. 2000, RATHKE et al. 2001, STRUB et al. 2001, OTTL et al. 2002, SAHAFI et al. 2003, FOKKINGA et al. 2004).

Stiftaufbauten aus Zirkonoxidkeramik präsentierten gegenüber individuell gefertigten Stiften aus einer Gusslegierung bzw. Titanstiften einen ungünstigeren Bruchmodus bis ins untere Wurzeldrittel (KERN et al. 1995, ROSENTRITT et al. 2000, HEYDECKE et al. 2001). Schon bei den konischen Metallstiften wurde der Bruchmodus oft als irreparabel gewertet. Dagegen war der Bruchmodus der Keramikstifte noch schlechter. Mitunter wurde auch ein Bruch der Keramikstifte selbst beobachtet (HEYDECKE et al. 2001).

Uneinigkeit bestand über die geeignete Aufbauart für Keramikstifte: Während sich der Keramikstift mit angepresstem Aufbau bei ROSENTRITT et al. (2000) nicht bewährt hat und der Kompositaufbau empfohlen wurde, zeigte STRUB et al. (2001) eine höhere Überlebensrate für Keramikstifte mit Keramikaufbau. Deutlich wurde, dass vorgefertigte Keramikstifte eine höhere Scherfestigkeit besaßen als individuell gefertigte. Während die Scherfestigkeit individuell gefertigter Keramikstifte niedriger als die metallischer Stiftaufbauten war, verhielten sich die vorgefertigten Keramikstifte vergleichbar (KERN et al. 1995, ROSENTRITT et al. 2000, HEYDECKE et al. 2001, RATHKE et al. 2001, STRUB et al. 2001). Laut SCHÖNBRODT et al. (2003) erzielten die Keramikstifte erst nach tribochemischer Konditionierung die Abzugskraftwerte der Titanstifte. Zwischen den verschiedenen angebotenen vorgefertigten Keramikstiften bestanden keine Unterschiede hinsichtlich der Scherfestigkeit (NOTHDURFT et al. 2003). Dagegen wurden als relevante Faktoren Stiftlänge und –durchmesser genannt. Bei vollkeramischen Stift-Stumpf-Aufbauten mit Retentionskästen verliefen die Frakturen meist unterhalb des Retentionskastens.

Die ersten Ergebnisse mit faserverstärkten Kompositstiften (FRC-Stifte) wiesen eine Scherfestigkeit auf dem gleichen Niveau wie andere passive Metallstifte nach (ISIDOR et al. 1992 und 1996, COHEN et al. 1996, ROSENTRITT et al. 2000). Neuere Ergebnisse verhielten sich dagegen kontroverser: ROSENTRITT et al. (2000), RATHKE et al. (2001) sowie JANSSEN & HÜLSMANN (2003) fanden signifikant höhere Scherfestigkeitswerte für Titanstifte gegenüber faserverstärkten Kompositstiften. Auch SCHÖNBRODT et al. (2003) haben niedrigere

Abzugskraftwerte für FRC-Stifte gemessen. Dagegen bestätigten OTTL et al. (2002) im Scherversuch und QUALTROUGH et al. (2003) im Abzugsversuch die Überlegenheit der FRC-Stifte. Dabei wurden zwischen den verschiedenen Arten von faserverstärkten Kompositstiften – Karbon- oder Glasfaser – keine Unterschiede festgestellt. Entscheidend scheint jedoch wie bei den Metallstiften die konische oder zylindrische Stiftform zu sein (QUALTROUGH et al. 2003). RATHKE et al. (2001) wiesen darauf hin, dass nur FRC-Stifte mit größerem Durchmesser eine ausreichende Stabilität besäßen.

Trotz ihrer geringeren Festigkeit boten die FRC-Stifte Vorteile hinsichtlich ihres Frakturmodus: Während sich die FRC-Stifte hauptsächlich aus dem Kanal lösten, kam es mit Titanstiften zu Wurzelfrakturen (ROSENTRITT et al. 2000, MÖLLERSTEN et al. 2002, JANSSEN & HÜLSMANN 2003). Mit den FRC-Stiften wird durch den chemischen Verbund sowohl zum Dentin als auch zum Stift und der Möglichkeit Stiftklebung und Aufbau aus demselben Komposit durchzuführen eine besonders homogene und dentinähnliche Rekonstruktionstechnik angestrebt, deren Bewährung noch aussteht (CHRISTENSEN 2000, MONTICELLI et al. 2004, MANNOCCI et al. 2006, MAGNI et al. 2007).

### 3 FRAGESTELLUNG

In der vorliegenden Untersuchung sollten die Scherfestigkeiten unterschiedlicher passiver Wurzelstiftaufbauten zur Restauration tief zerstörter Frontzähne hinsichtlich der Parameter Stiftmaterial, Stiftaufbau, Stiftform bzw. Kanalaufbereitung und Torsionskasten miteinander verglichen werden.

Folgende Fragen sollten im einzelnen geklärt werden:

Wie verhält sich die Scherfestigkeit in Abhängigkeit von

1. der Wurzelkanalaufbereitung bzw. der Stiftbettpräparation?
2. dem Stiftmaterial bzw. Konstruktionsart (*Titan, Edelmetalllegierungen, Zirkonoxidkeramik oder Kohlenfaser-verstärktes Komposit*)?
3. dem Aufbaumaterial (*Metall oder Kunststoff*)?
4. dem Torsionskasten (*mit oder ohne*)?
5. der Stiftform (*konisch, zylindrisch oder gestuft-zylindrisch*)?
6. Wie bewährten sich die nicht-metallische Stifte mit Kompositbefestigung (*Phosphatzement oder Panavia EX*) ?

## 4 MATERIAL und METHODE

### 4.1 Ablauf der Untersuchung

Das Versuchsdesign sah die Prüfung von insgesamt 20 Versuchsgruppen zu je 10 menschlichen Frontzähnen im 135°-Abscherversuch vor (Tab. 2). Als Kontrollgruppe diente eine Gruppe mit unbehandelten Zähnen. Eine Gruppe wurde nur endodontisch auf ISO 90 aufbereitet und mit Wurzelfüllungen versehen. Alle übrigen 18 mit Stiften zu versorgenden Gruppen wurden dekapitiert und erhielten nach der endodontischen Aufbereitung auf ISO 90 eine Wurzelfüllung. Nach einer Woche Erhärtungszeit für den Sealer wurden die Wurzelkanäle auf die Stiftlängen und Dimensionen der jeweiligen Stiftsysteme revidiert. Vier verschiedene Stiftsysteme mit drei Wurzelstiftformen wurden verwendet: das konische ER-Stiftsystem, das zylindrische Vario passiv-Stiftsystem, das gestuft-zylindrische OptiPost-System und das doppelt-zylindrische ComposiPost-System. Die Stiftgrößen und -längen der drei anderen Systeme wurden so ausgewählt, dass sie der Stiftgröße II/ Länge 12 mm des ER-Wurzelstiftsystems äquivalent waren. Jede Stiftbettpräparation erfolgte einmal mit und einmal ohne 2 mm tiefen Torsionskasten auf maximal 12 mm.

12 der 18 Gruppen entfielen auf das ER-Stiftsystem: Sie gliederten sich in dementsprechend zwei Gruppen mit individuellen Einstückgussaufbauten aus Degulor M, insgesamt vier Gruppen mit individuellen Angussaufbauten jeweils an Heraplat- (aus Silber-Palladium-Legierung) bzw. an Platin-Iridium-Stiften (als Palladium-freie Legierung), zwei Gruppen mit präfabrizierten Titanstiften mit Retentionskopf sowie vier Gruppen mit Zirkonoxidkeramikstiften (jeweils die Hälfte der Gruppen mit und die andere ohne Torsionskästen). Die Stifte aus Gold-Legierungen erhielten einen gegossenen Metallaufbau, während bei den übrigen der koronale Aufbau aus Komposit ergänzt wurde. Alle Metallstifte und zwei Gruppen der Zirkonoxidkeramikstifte wurden mit Phosphatzement inseriert. Die übrigen zwei Gruppen mit Keramikstifte wurden mit Kompositzement befestigt.

Zwei weitere der 18 Gruppen wurden mit zylindrischen Titanstiften des Vario passiv-Stiftsystems versorgt, die koronal mit Aufbaukomposit ergänzt und mit Zinkoxidphosphatzement inseriert wurden (jeweils wiederum mit und ohne

Torsionskasten). Zwei Gruppen bildeten das gestuft-zylindrische OptiPost-System mit Titanstiften, die bereits einen Titanaufbau besaßen, mit Zinkoxidphosphatzement inseriert und mit bzw. ohne zusätzliche Komposit-Ummantelung untersucht wurden. Der OptiPost sah eine standardisierte Präparation vor, die keinen zusätzlichen Torsionskasten zuließ, so dass dieses System nur ohne Torsionskasten, aber mit bzw. ohne Ummantelung eingesetzt wurde. Die letzten zwei Gruppen stellte das ComposiPost-System dar, dessen Karbonfaser-verstärkte Stifte mit Panavia EX eingesetzt und mit Komposit koronal ergänzt wurden.

Gruppe	Wurzelkanal	Stift	Material	Aufbau	Torsionskasten	Zement	
1	keine Aufbereitung	kein	kein	kein	kein	kein	
2	Aufbereitung ISO 90	kein	Guttapercha	kein	kein	AH Plus	
3	ER-Stiftsystem <i>konisch</i>	Einstückguss	Degulor M	Degulor M	ja	Phz.	
4		Einstückguss	Degulor M	Degulor M	nein	Phz.	
5		Anguss an Heraplat-Stift	Ag-Pd-Legierung	Degulor M	ja	Phz.	
6		Anguss an Heraplat-Stift	Ag-Pd-Legierung	Degulor M	nein	Phz.	
7		Anguss an Pt-Ir-Stift	Pt-Ir-Legierung	Degulor M	ja	Phz.	
8		Anguss an Pt-Ir-Stift	Pt-Ir-Legierung	Degulor M	nein	Phz.	
9		mit Retentionskopf	Titan	Culmat LC	ja	Phz.	
10		mit Retentionskopf	Titan	Culmat LC	nein	Phz.	
11		gerader Schaft	Zirkonoxidkeramik	Culmat LC	ja	Phz.	
12		gerader Schaft	Zirkonoxidkeramik	Culmat LC	nein	Phz.	
13		gerader Schaft	Zirkonoxidkeramik	Culmat LC	ja	Panavia	
14		gerader Schaft	Zirkonoxidkeramik	Culmat LC	nein	Panavia	
15		Vario passiv	gerillter Schaft	Titan	Culmat LC	ja	Phz.
16		<i>zylindrisch</i>	gerillter Schaft	Titan	Culmat LC	nein	Phz.
17	OptiPost	mit Aufbau	Titan	kein zusätzlicher	nein	Phz.	
18	<i>gestuft-zylindrisch</i>	mit Aufbau	Titan	mit Umkleidung (Kst.)	nein	Phz.	
19	ComposiPost	gerader Schaft	Karbonfaserverstärktes Komposit	Culmat LC	ja	Panavia	
20	<i>doppelt-zylindrisch</i>	gerader Schaft	Karbonfaserverstärktes Komposit	Culmat LC	nein	Panavia	

Tab. 2: Versuchsgruppen

Die Wurzeln aller Zähne wurden nach der Stiftinsertion und der Formung der Aufbauten in Sockeln aus Palavit G fixiert. Zur Imitation des Parodonts diente eine Schicht aus Impregum. Danach erfolgten die Abscherversuche im 135° Winkel in einer Instron-Maschine. Die Scherfestigkeiten wurden dokumentiert und die Bruchmodalitäten analysiert. Die Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet. Das Versuchsdesign ist als Flowchart dargestellt (Abb. 2).

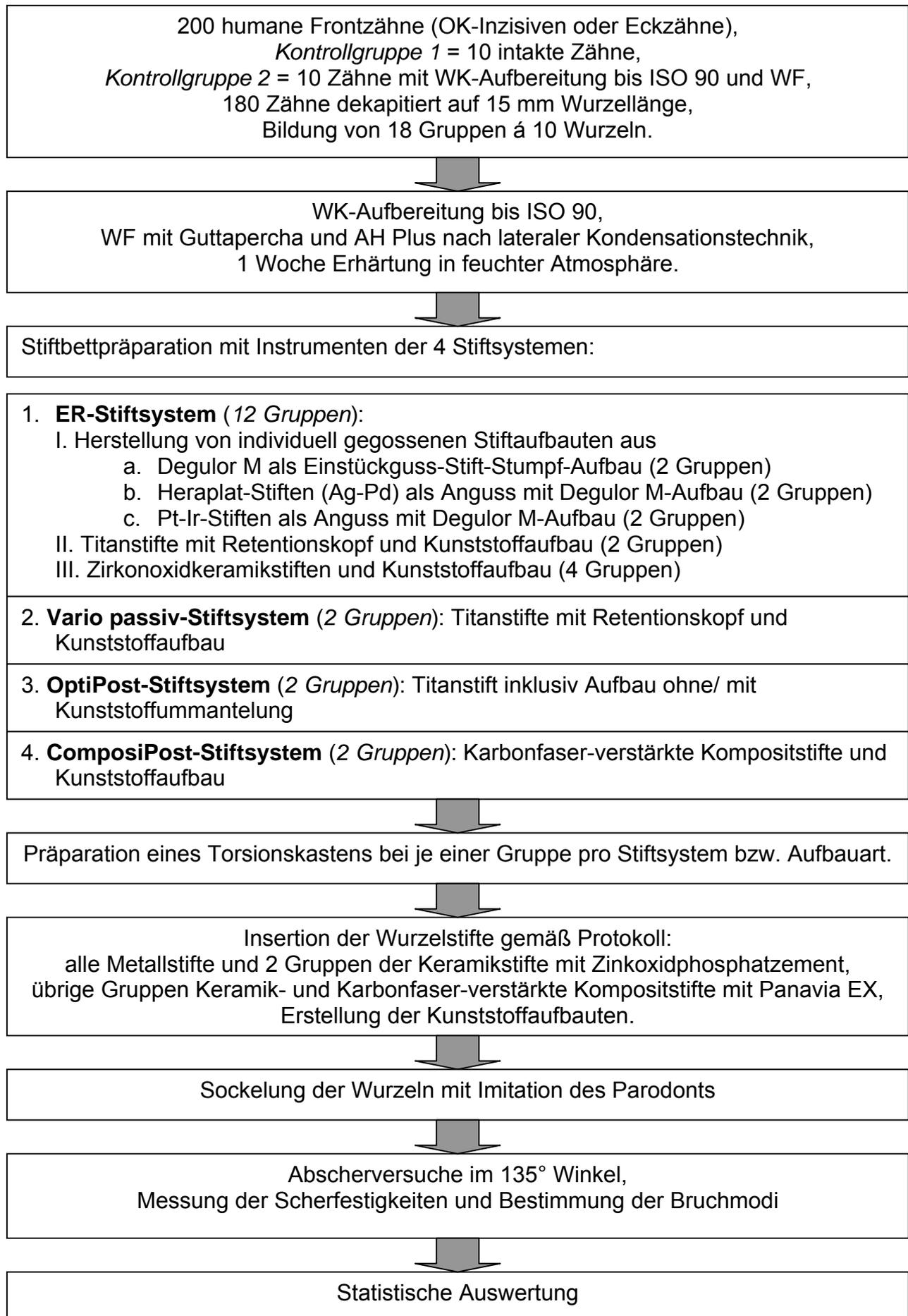


Abb. 2: Versuchsdesign

## 4.2 Materialien

In Tabelle 3 sind die in der Untersuchung verwendeten Materialien, samt ihrer Hersteller und die Spezifizierung der Produkte aufgelistet.

Produkt	Hersteller und Ort	Beschreibung
<b><u>Wurzelbehandlung:</u></b> Hedströmfeilen ISO 15 bis 90, Papier-, Guttaperchaspitzen AH Plus	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Schweiz DeTrey Dentsply, Konstanz	Endodontische Aufbereitung Trocknung, Wurzelfüllung Sealer
<b><u>Wurzelstiftsysteme:</u></b> ER-Stiftsystem Größe 2	Komet, Lemgo	Aufbereitungsinstrumente ----- ausbrennbarer Plastikstift für Einstückguss Heraplat-Stift (Ag-Pd) zum Anguss Pt-Ir-Stift zum Anguss Zirkonoxidkeramik-Stift Titanstift Länge 12 mm mit Retentionskopf
Vario passiv-System Größe 1	Komet	Aufbereitungsinstrumente ----- Konfektionierter Titanstift
OptiPost-System Nr. 1 OK	Komet	Aufbereitungsinstrumente ----- Konfektionierter Titanstift für OK Einser
ComposiPost-System Größe 2	R.T.D., Meylan Cedex, Frankreich	Aufbereitungsinstrumente ----- Karbonfaser-verstärkter Kompositstift
<b><u>Zemente:</u></b> PhosphaCem Panavia EX	Ivoclar Vivadent, Schaan, FL Kuraray, Osaka, Japan	Phosphatzement Kompositzement
<b><u>Aufbaumaterial:</u></b> Pattern Resin Degulor M Culmat LC	GC, Tokyo, Japan Degussa, Hanau Bona Dent, Frankfurt a.M.	ausbrennbarer Kunststoff Gusslegierung Komposit
<b><u>Sockelung:</u></b> Palavit G Impregum	Heraeus Kulzer, Hanau 3M Espe, Seefeld	autopolymerisierender Kunststoff Abformmaterial

Tab. 3: Materialliste

Die Präparationsinstrumente und verwendeten Stifte des **Erlanger-Wurzelstift-Aufbau-Systems** nach Prof. Hofmann (1985) sind abgebildet (Abb. 3). Die Aufbereitungsinstrumente mit einem Durchmesser der Größe 2, entsprechend ISO 90 wurden verwendet und mittels Distanzhülse auf eine Stifflänge von 12 mm

eingestellt. Die untersuchten passiven, konischen Wurzelstifte besaßen einen Steigungswinkel von  $2,1^\circ$ . Mit Hilfe des Plateaubohrers aus dem ER-System wurde der Wurzelstumpf entweder nur geebnet (in den Gruppen ohne Torsionskasten) oder ein Torsionskasten 2 mm tief präpariert; durch Schwenken des Instrumentes erhielt der Kasten seine ovale Form. Aus dem Stiftsystem wurden der ausbrennbare Kunststoffstift, die angussfähigen Heraplat- und Platin-Iridium-Stifte, der konfektionierte Titan-Stift mit Retentionskopf sowie der Zirkonoxidkeramik-Stift in der Größe II genutzt und auf eine Länge von 12 mm in die Wurzelkanäle eingesetzt. Die Stiftlänge wurde ab dem Wurzelstumpf berechnet, d.h. sie betrug ab Torsionskastenboden 10 mm. Um die Auflage des Stiftkopfes zu gewährleisten, wurde in der Gruppe des Titanstiftes mit Retentionskopf und Torsionskasten ein 9 mm langer Stift gewählt und das Stiftbett entsprechend nur aus 11 mm Gesamtlänge aufbereitet.

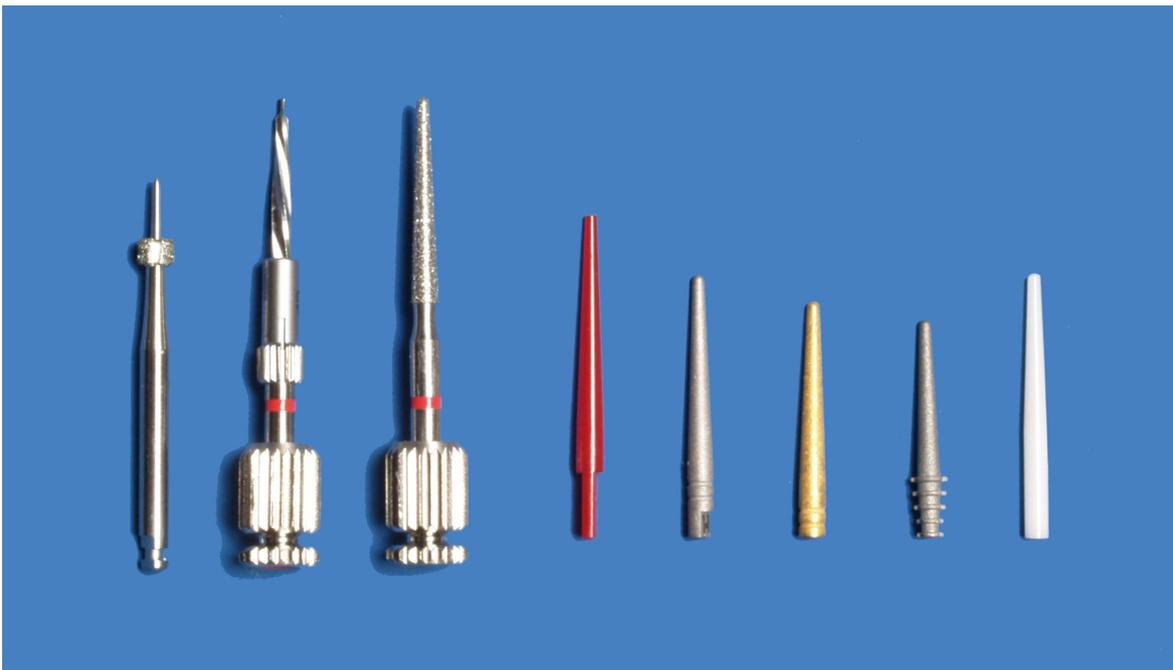


Abb. 3: Die Präparationsinstrumente sowie die verwendeten Wurzelstifte des ER-Wurzelstift-Aufbau-Systems der Größe II von links nach rechts: Plateaubohrer, Kanalerweiterungsinstrument mit Tiefenlehre für 12 mm Länge zur Stiftbettpräparation, diamantiertes Anrauinstrument, ausbrennbarer Kunststoffstift für individuell gegossene Stifte, Heraplat- und Platin-Iridium-Stifte für Anguss, Titan-Stift mit Retentionskopf, Zirkonoxidkeramik-Stift.

Der ausbrennbare Kunststoffstift diente zur Herstellung von Einstückguss-Stift-Stumpf-Aufbauten, an die individuell mit Pattern Resin ein 6 mm hoher Aufbau modelliert wurde und die im zahntechnischen Labor in der hochgoldhaltigen Legierung Degulor M gegossen wurden. An die Heraplat-Stifte aus einer Ag-Pd-Legierung und die Palladium-freien Pt-Ir-Stifte wurde ein 6 mm hoher Aufbau aus Pattern Resin modelliert und im zahntechnischen Labor aus Degulor M direkt angegossen. Nach dem Guss wurden die Stiftaufbauten ausgearbeitet und in die entsprechenden Kanäle eingepasst. Der Titanstift mit einem tannenbaumförmigen Retentionskopf war aus gezogenem Titan gefertigt und präfabriziert sandgestrahlt (Oberflächenrauigkeit  $R_z$  21 $\mu$ m). Er wurde in den Längen 9 mm mit Torsionskasten und 12 mm ohne Torsionskasten verwendet. Der präfabrizierte Zirkonoxidkeramik-Stift besaß einen geraden Schaft. Direkt vor der Stiftinsertion wurden die Kanalinnenwände durch fünfmalige manuelle Rotation mit dem diamantierten Anrauinstrument angeraut. Die Aufbauten wurden an den Titan- und Keramik-Stiften nach der Insertion mit dem autopolymerisierenden Komposit Culmat LC ergänzt. Der Schaft der Keramikstifte wurde so gekürzt, dass eine Ausbauhöhe von 6 mm entstand.

Der zylindrische, passive Titan-Stift der Größe I aus dem **Vario passiv-System** ist mit den dazugehörigen Präparationsinstrumenten in Abbildung 4 gezeigt. Der Stift inklusive des Schaftes war mit horizontalen Rillen versehen, um die Retention des Zementes und des Kunststoffaufbaus zu erhöhen. Außerdem bestanden vertikale Abflussrillen für den Zement. Der Durchmesser entsprach 1,15 mm, die Stiftschafthöhe betrug 6 mm und die Kopfhöhe 3,5 mm. Mit Hilfe des Plateaubohrers des ER-Wurzelstiftsystems wurde der Wurzelstumpf entweder nur geebnet (in den Gruppen ohne Torsionskasten) oder ein Torsionskasten 2 mm tief präpariert. Die Stiftlänge wurde immer bis zum Wurzelstumpfniveau gemessen.

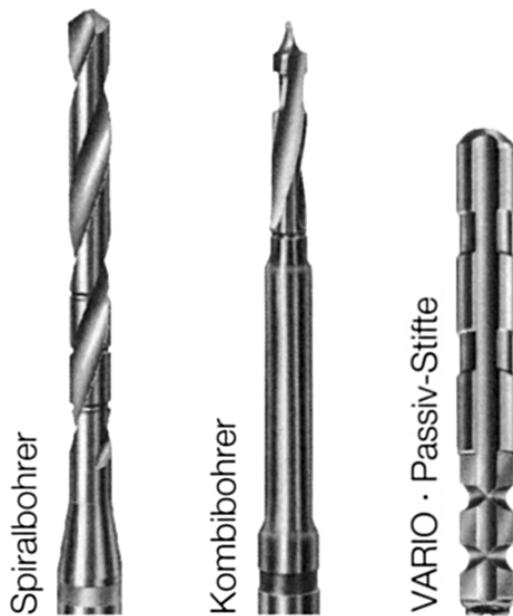


Abb. 4: Präparationsinstrument und Titan-Wurzelstift des zylindrischen Vario passiv-Systems in der Größe 2.

Das gestuft-zylindrische **OptiPost-System** nach Prof. Marxkors (1997) bietet neun verschiedene Stiftgrößen an, die auf die jeweilige Lokalisation des Zahnes abgestimmt sind. In der Untersuchung wurden die Aufbereitungsinstrumente und der präfabrizierte Titan-Stift für die ersten Inzisiven im Oberkiefer eingesetzt (Bestell-Nr. 150.279)(Abb. 5). Der präfabrizierte Stift beinhaltet einen vollständigen Stumpfaufbau, ebenfalls aus Titan, der entsprechend der individuellen Situation noch mit Komposit ummantelt werden kann. Aufgrund seines gestuft-zylindrischen Designs liegt der Stift nur in einer Länge von 8,5 mm vor und ist bereits auf dem zum Plateau präparierten Kavitätenboden abgestützt. Ein zusätzlicher Torsionskasten zum Rotationsschutz war nicht vorgesehen. Die Präparation erfolgte nacheinander mit Vorbohrer und Stufenbohrer standardisiert. Die Dimensionen des Stiftes betragen 1,4 mm Durchmesser auf den apikalen 3 mm Stiftlänge, 1,8 mm bzw. 2,5 mm Durchmesser in den beiden jeweils 2 mm hohen Stufen im mittleren Wurzelanteil sowie 3,5 mm Durchmesser auf den koronalen 1,5 mm im Wurzelbereich. Der Aufbau war 6 mm hoch, besaß einen Durchmesser von 3 mm und horizontale Rillen.

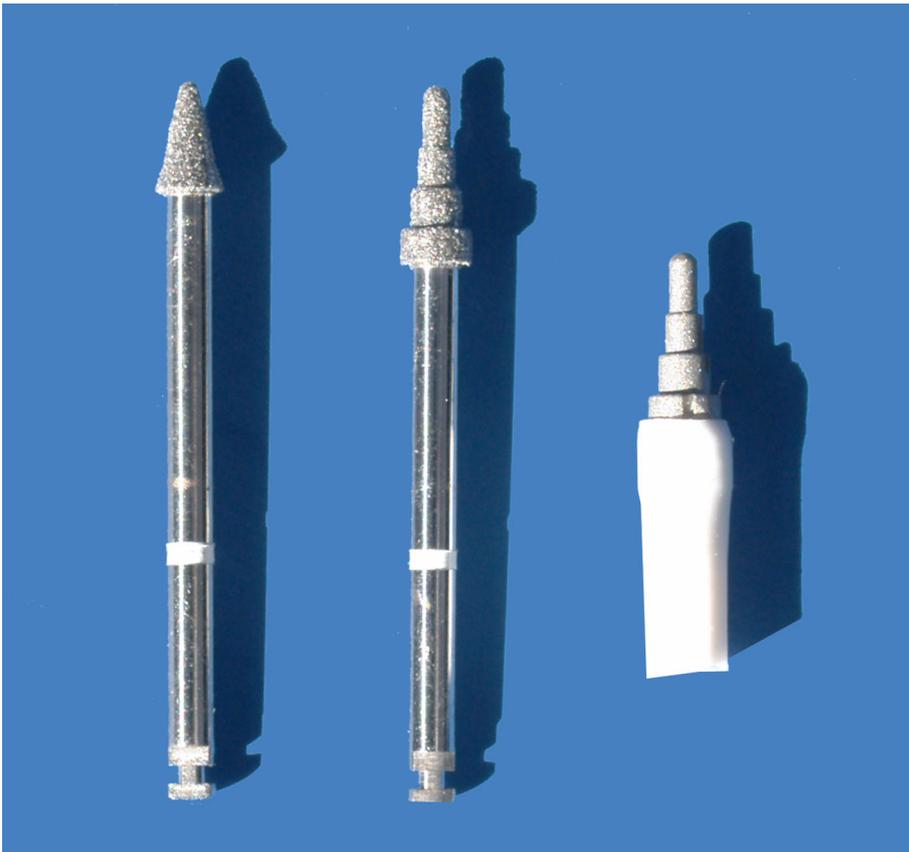


Abb. 5: Präparationsinstrumente und Titan-Stiftaufbau für erste Oberkiefer-Inzisiven aus dem OptiPost-System von links nach rechts: Vorbohrer, Stufenbohrer, Wurzelstift Nr. 1 OK.

Der **ComposiPost** ist ein Karbonfaser-verstärkte Kompositstift mit doppelt-zylindrischer Stiftform (Abb. 6). Die schwarzen Karbonfasern sind in eine Matrix aus Komposit eingebettet. Stifte der Größe 2 wurden verwendet und 12 mm tief mit Kompositzement eingesetzt. Ihre Durchmesser betragen an der apikalen Spitze 0,85 mm, im apikalen, 3 mm langen zylindrischen Teil 1,20 mm und im koronalen zylindrischen Anteil 1,80 mm. Nach der Revision des Wurzelkanals wurde der Kanal mit dem Vorbohrer 12 mm tief präpariert und mit dem Kalibrierbohrer die endgültige Form des Stiftbettes angelegt. Mit Hilfe des Plateaubohrers des ER-Wurzelstiftsystems wurde der Wurzelstumpf entweder nur geebnet (in den Gruppen ohne Torsionskasten) oder ein Torsionskasten 2 mm tief präpariert. Die Stiftlänge wurde immer bis zum Wurzelstumpfniveau gemessen. Der Schaft der Faserstifte wurde so gekürzt, dass eine Ausbauhöhe von 6 mm entstand.

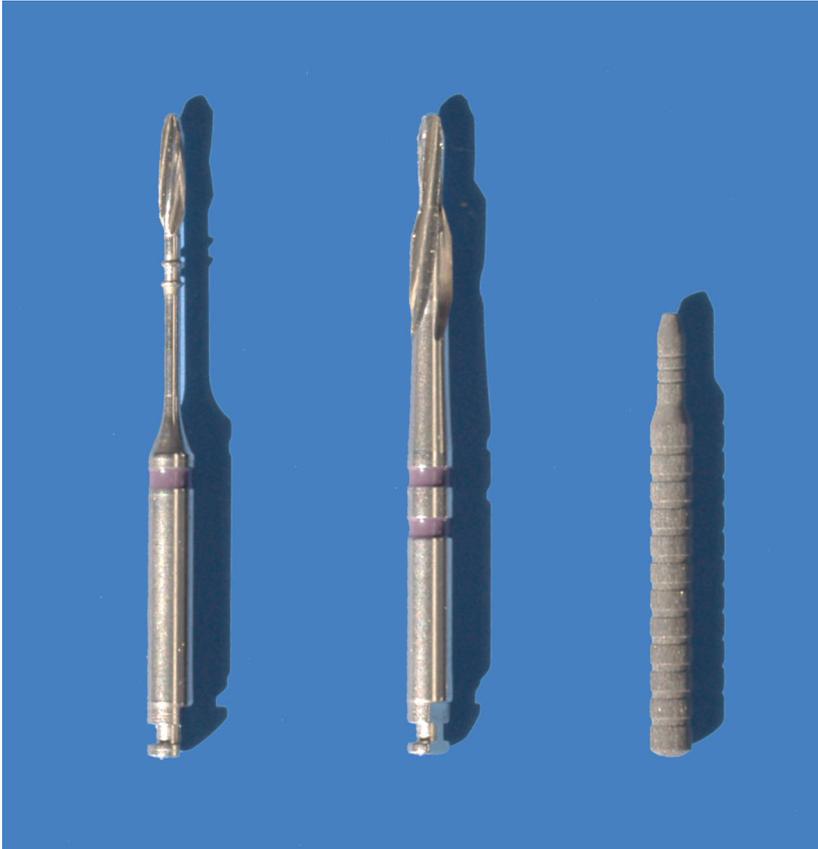


Abb. 6: Präparationsinstrumente für den CompositPost und Karbonfaser-verstärkter Kompositstift der Größe 2.

### 4.3 Probenherstellung

Für die Versuche wurden 200 frisch extrahierte, intakte, menschliche Front- und Eckzähne gesammelt. Es wurde darauf geachtet, nur Oberkiefer erste oder große zweite Inzisiven bzw. Ober- oder Unterkiefer-Eckzähne zu verwenden, so dass alle Zähne vergleichbare Größen besaßen. Die Zähne wurden bis zu ihrer Verwendung in 0.9%iger physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Die Zähne wurden randomisiert 20 Gruppen zu je 10 Probekörpern zugeordnet (Tab. 2, Abb. 2). Für die erste Kontrollgruppe blieben 10 Zähne intakt. Für die zweite Kontrollgruppe wurden 10 Zähne nur oral mit einem Diamantschleifkörper ca. 2 mm x 2 mm groß trepaniert und ihre Wurzelkanäle maschinell (KaVo Intramatik, Winkelstück mit Endokopf A, KaVo, Biberach) nacheinander mit den Hedströmfeilen ISO 15 bis ISO 90 unter intermittierenden Spülungen mit Natriumhypochlorid 1,5%ig endodontisch bis zum Apex aufbereitet. Danach

wurden die Kanäle mit Papierspitzen der ISO-Größe 90 getrocknet und mit einer Wurzelfüllung versehen. Dazu wurde AH Plus nach Vorschrift aus Pulver und Flüssigkeit angemischt. Ein Guttapercha-Point der ISO-Größe 90 wurde mit dem Sealer beschickt und als Masterpoint in den Wurzelkanal bis zum Apex eingefügt. Entsprechend der Technik der lateralen Kondensation wurden drei weitere Guttapercha-Points der ISO-Größe 35 nacheinander in den Wurzelkanal plaziert und zwischendurch mit Hilfe eines Spreaders der ISO-Größe 40 kondensiert. Das koronal überstehende Guttapercha wurde mit einem heißen Heidemannspatel abgetrennt und verschweißt. Die Kavitäten wurden mit Glaspolyalkenoatzement (Ketac Fil, 3M Espe) verschlossen. Die Zähne wurden für sieben Tage feucht gelagert, um die vollständige Erhärtung des Sealers zu gewährleisten.

Die klinischen Kronen der übrigen 180 Zähne wurden im rechten Winkel zur Zahnachse mit dem Trennschleifsystem mit Kühleinheit (EXAKT Trennschleifsysteme, Norderstedt) abgetrennt. Es wurde darauf geachtet, dass die Zähne nicht endodontisch behandelt waren und einen gerade verlaufenden Wurzelkanal mit rundem Querschnitt besaßen. Die Wurzeln wurden so ausgewählt, dass der Kanaldurchmesser zu Beginn der Aufbereitung nicht größer als ISO 60 war und die Kanallänge mindestens 15 mm betrug. Auf diese Weise wurde sichergestellt, dass die Wurzelstifte nach der Stiftbettpräparation dem Kanal formschlüssig anlagen und die Kanäle apikal nicht perforiert wurden. Die Aufbereitung der Wurzelkanäle erfolgte maschinell mit Hedström-Feilen (KaVo Intramatik, Winkelstück mit Endokopf A) unter intensiver Spülung mit NaOCL 1,5%ig nach jeder einzelnen Feilengröße (ISO 15 bis ISO 90) in aufsteigender Reihenfolge bis zum physiologischen Apex. Die Kanäle mit Papierspitzen der ISO-Größe 90 getrocknet. Die Wurzelfüllungen wurden nach der Technik der lateralen Kondensation mit Guttapercha-Points und AH Plus hergestellt. AH Plus wurde nach Vorschrift angemischt, ein Guttapercha-Point der ISO-Größe 90 mit dem Sealer beschickt und als Masterpoint in den Wurzelkanal bis zum Apex eingefügt. Danach wurden drei weitere Guttapercha-Points der ISO-Größe 35 unter Verwendung eines Spreaders der ISO-Größe 40 in den Wurzelkanal kondensiert. Das koronal überstehende Guttapercha wurde mit einem heißen Heidemannspatel abgetrennt und verschweißt. Die Kavitäten wurden mit Glaspolyalkenoatzement (Ketac Fil) abgedeckt, um Feuchtigkeitszutritt zu vermeiden. Die Wurzeln wurden für sieben Tage bis zur vollständigen Erhärtung des Sealers feucht gelagert.

Zunächst wurden die Wurzelfüllungen aller Zähne manuell mit Hedströmfeilen der ISO-Größe 80 auf eine Tiefe von 12 mm für die Gruppen des ER- und CompositPost-Stiftsystems, 8 mm für die OptiPost- und 6 mm für die Vario passiv-Stifte revidiert. Bei den Gruppen ohne Torsionskasten wurde mit dem Plateaubohrer des ER-Stiftsystems eine plane Auflage für den Stiftaufbau hergestellt. Bei den Gruppen mit Torsionskasten wurde der gleiche Plateaubohrer 2 mm tief am koronalen Wurzelende versenkt sowie nach bukkal und oral zur ovalen Ausformung des Torsionskastens geschwenkt (Abb. 7).



Abb. 7: 2 mm tiefer, ovaler Torsionskasten.

Für 120 Wurzeln erfolgte die Stiftbettpräparation für das **Erlanger Wurzelstiftsystem**. Der Wurzelkanal wurde ausgehend von dem Kavitätenboden des Plateaus auf eine Länge von 12 mm mit dem manuellen Kanalerweiterungsinstrument der Größe II des ER-Systems präpariert. Zwischendurch wurden die Kanäle mehrfach mit NaOCl-Lösung 1,5%ig gespült. Anschliessend wurde die exakte Passung eines Stiftes der jeweiligen Gruppe überprüft. Eine Ausnahme bildeten die 10 Kanäle, die für die Aufnahme des 9 mm-Titanstiftes mit Retentionskopf und Torsionskasten nur 11 mm tief präpariert wurden.

Für die Einstückguss-Stiftaufbauten wurde der rote ausbrennbare Plastikstift bzw. für die Anguss-Stiftaufbauten die präfabrizierten Heraplat- oder Platin-Iridium-Stifte in den angefeuchteten Wurzelkanälen positioniert. Die Stifte wurden auf eine Höhe von 6 mm ab der marginalen Wurzelkante gekürzt. Die Aufbauten sowie ggf. die Torsionskästen wurden mit Hilfe des autopolymerisierenden Kunststoffes

Pattern Resin direkt auf den Stümpfen ausmodelliert. Die Stümpfe wurden mit einem Film Vaseline isoliert. Der Kunststoff wurde nach Vorschrift aus Pulver und Flüssigkeit angemischt. In den Gruppen mit Torsionskasten wurde zunächst ein Tropfen in den Kasten laufen gelassen und danach der Aufbau gestaltet. Eine Metallform in der Gestalt einer Frasco-Kappe mit einer Stumpfhöhe von 6 mm und einem Durchmesser von 6 mm war individuell hergestellt worden. Sie erleichterte die einheitliche Gestaltung der Kunststoffmodellationen. Die Aufbauten wurden nach der Erhärtung zirkulär leicht konisch (ca. 3°) mit einem zylindrischen Diamantschleifer (100 µm, Komet) ohne Ferrule Design präpariert, bis der Aufbau mit der Begrenzung der Wurzel ohne Überstand abschloss. Die Aufbauten wurden mitsamt der Stifte aus den Wurzeln entfernt und im zahntechnischen Labor in die Gusslegierung Degulor M überführt (Abb. 8a). Beim Einstückguss bestand demzufolge der gesamte Stiftstumpfaufbau aus Degulor M, während beim Anguss der koronale Aufbau aus Degulor M direkt auf den vorgefertigten Edelmetallstift gegossen war. Die gegossenen Stifte wurden ausgearbeitet und auf die jeweiligen Wurzeln aufgepaßt, bis eine spaltfreie Passung erzielt wurde (Abb. 8b).

Die Wurzeln der übrigen Gruppen, die für das ER-System präpariert waren, wurden entsprechend des Versuchsprotokolls den Titanstiften mit Retentionskopf und Zirkonoxidkeramik-Stiften zugeordnet. Vor der Zementierung aller Stifte aus dem ER-System wurden die Kanäle mit dem diamantierten Anrauinstrument durch 5malige Rotation manuell angeraut. Anschließend wurden die Kanäle mit NaOCl 1,5%ig gespült und mit Papierspitzen der Größe ISO 90 getrocknet.



Abb. 8a: Modellation eines Einstückguss-Stiftaufbaus mit Torsionskasten



Abb. 8b: Die gegossenen Wurzelstifte (hier ohne Torsionskasten) gegossen sowie eingepasst von links nach rechts: Einstückguss aus Degulor M, Anguss auf Heraplat- und Pt-Ir-Stift.

Für die zylindrischen **Vario passiv-Stifte** wurden die Stiftbetten in den vorbereiteten Wurzeln mit den entsprechenden Aufbereitungsinstrumenten 6 mm tief ab dem Plateau präpariert. Die exakte Passung der Titanstifte wurde überprüft. Während und nach der Präparation wurden die Kanäle mit NaOCl 1,5%ig gespült und mit Papierspitzen der Größe ISO 100 getrocknet.

Für die **OptiPost-Stifte** wurden die Kanäle mit den standardisierten Präparationsinstrumenten 8,5 mm tief in die Wurzeln präpariert. Der exakte Sitz des Titan-Stiftes wurde kontrolliert. Während und nach der Präparation wurden die Kanäle mit NaOCl 1,5%ig gespült und mit Papierspitzen der Größe ISO 130 getrocknet.

Für die **ComposiPost-Stifte** wurden die vorbereiteten Kanäle ebenfalls mit den formkongruenten Präparationsinstrumenten aufbereitet und die Stifte eingepaßt. Die Kanäle wurden wiederum mit NaOCl 1,5%ig und mit Papierspitzen der Größe ISO 80 getrocknet.

Die **Befestigungszemente** wurden exakt nach Herstellerangaben von immer derselben Person vorbereitet. PhosphaCem wurde aus Pulver und Flüssigkeit auf einer gekühlten Glasplatte angemischt, bis eine cremige Konsistenz erreicht war. Es wurde darauf geachtet, möglichst viel Pulver der Flüssigkeit in kleinen Portionen beizumengen. Alle Metallstifte und ein Teil der Keramikstifte wurden mit Phosphatzement eingesetzt. Nur die Oberfläche des Stiftes wurde mit Zement beschickt, der Stift wurde pumpend in den Kanal inseriert, um den überschüssigen Zement abfließen zu lassen, und per sattem Fingerdruck (ca. 40 bis 50 N) bis zur Aushärtung für ca. 5 min. fixiert. In den Wurzelkanal wurde kein Zement appliziert. Nach der Zementierung wurden die Zementüberschüsse entfernt.

Die faserverstärkten Kompositstifte und die restlichen Keramikstifte wurden mit dem Kompositzement Panavia EX eingeklebt. Für Panavia EX wurde der ED Primer aus den Flüssigkeiten A und B zu gleichen Teilen zusammengemischt, mit einem Pinselchen 30 sec. in das Wurzelentin eingearbeitet, verblasen und für 20 sec. lichtgehärtet. Der Zement wurde aus den beiden Komponenten, Basis- und Katalysator-Paste, zügig angemischt. Wiederum wurde nur der Stift mit Zement beschickt, in den Kanal inseriert, bis die korrekte Position erreicht war, und die herausgequollenen Überschüsse sofort entfernt. Der Zement wurde sofort mit dem

Oxygard II-Gel für mindestens 3 min. gegen Sauerstoffzutritt geschützt, indem das Oxygard-Gel am koronalen Stiftdende aufgetragen wurde, und dann in Ruhe belassen. Der Zement erhärtete autopolymerisierend in 5 min. Das Oxygard-Gel wurde anschliessend mit Wasserspray entfernt.

Für die ER- und Vario passiv-Titan-Stifte, die Keramik- und die faserverstärkten Stifte war ein Komposit-Aufbau vorgesehen, die direkt nach der Stiftinsertion angefertigt wurden. Dazu wurde das lighthärtende Hybrid-Komposit Culmat LC, ein bis-GMA, verwendet. Frasaco-Kappen mit einer Stumpfhöhe von ca. 6 mm und einem Durchmesser von ca. 6 mm dienten der einheitlichen Gestaltung der Kompositaufbauten. Die Frasaco-Kappen wurden mit Vaseline isoliert, mit Culmat LC aufgefüllt und über den Stiftschaft bzw. -kopf gestülpt. Der Kunststoff wurde zusätzlich zuvor in den Torsionskasten und ggf. die Unterschnitte vom Retentionskopf gefüllt. Dann wurde der gesamte Aufbau für 40 sec. Von allen Seiten lichtgehärtet. Nach Entfernung der Matrize wurde der Aufbau noch einmal für 40 sec. lichtgehärtet. Der Aufbau wurde auf eine Höhe von 6 mm ab der marginalen Wurzelkante gekürzt und zirkulär leicht konisch (ca. 3°) mit einem zylindrischen Diamantschleifer (100 µm, Komet) ohne Ferrule Design geschliffen, bis der Aufbau mit der Begrenzung der Wurzel ohne Überstand abschloss. Die OptiPost-Stifte wurden in den vorgesehenen Gruppen mit Komposit ummantelt und in entsprechender Weise zirkulär glatt geschliffen.

Die Zähne wurden für circa 24 Std. in feuchter Atmosphäre bei beständiger Raumtemperatur von 21° C. gelagert.

Daraufhin wurden alle Probekörper im Wurzelbereich zirkulär bis zum Zahnhals mit einer Schicht Plattenwachs von 1 mm Stärke ummantelt.

Zur Halterung der Proben diente ein zylindrischer Sockel von 20 mm Höhe und 20 mm Durchmesser. Zunächst wurde eine Primärpositivform aus Palavit G hergestellt. Mit Hilfe dieser Form wurden nach Bedarf identische Negativformen aus A-Silikon (Silaplast und Silasoft) angefertigt.

Jeder Probekörper wurde mittels einer Klemme, die am Aufbau angriff, an einem Stativ hängend befestigt. Auf diese Weise wurde die Wurzel mit Wachsummantelung so positioniert, dass sie in der Mitte der Negativform in den Hohlraum ragte. Dabei wurde darauf geachtet, dass zwischen koronaler Wurzelkante und Oberkante der Negativform 2 mm Distanz verblieb, die die biologische Breite sicherstellte. Palavit G wurde nach Herstellerangaben aus

Pulver und Flüssigkeit angemischt und die Hohlform damit aufgefüllt. Nach der Aushärtung des Kunststoffes wurde der Aufbau aus der Klemme gelöst. Das Wachs zwischen Sockel und Zahn wurde ausgebrüht. Der verbliebene 1 mm starke Spaltraum wurde mit Impregum gefüllt, um das Parodont zu imitieren. Dazu wurde Impregum aus Base- und Katalysator-Paste angemischt, in das Zahnfach im Sockel gefüllt, der Zahn wieder hineingesteckt und die koronalen Überschüsse entfernt. Abbildung 9 verdeutlicht die Sockelung der Probekörper.

Bis zur Versuchsdurchführung nach 24 Stunden wurden alle gesockelten Probekörper bei beständiger Raumtemperatur von 21°C. feucht gelagert.

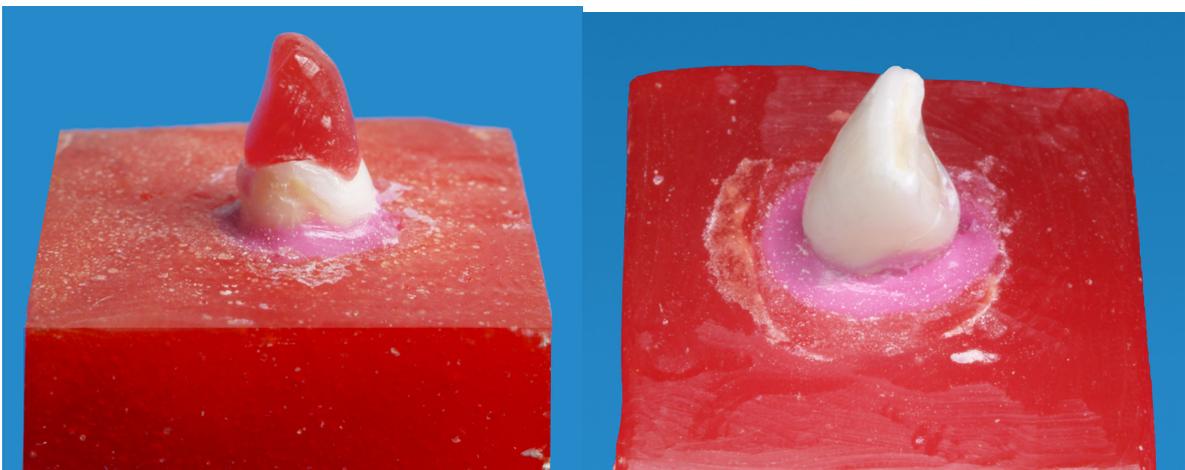
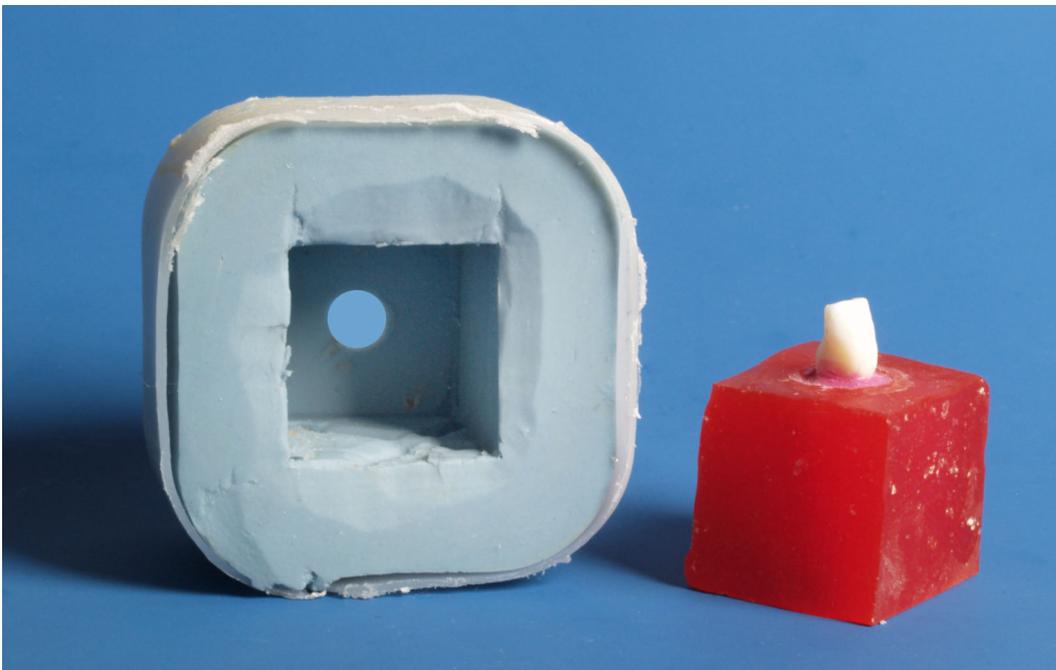


Abb. 9: Probekörper gesockelt und Parodont imitiert.

## 4.4 Versuchsdurchführung

Mit Hilfe einer Zugprüfmaschine nach DIN 51 221 der Marke Instron, Typ >>1026<< (Mass., USA) wurden die Abscherversuche durchgeführt. Der Sockel wurde in eine Spannzange am unteren Ende der Apparatur so fixiert, dass die Krafteinleitung auf die Zähne im 135°-Winkel erfolgte. Die Kraft wurde auf die Palatinalfläche des koronalen Aufbaus 2 mm unterhalb der Inzisalkante übertragen (Abb. 10). Die Kraft wurde mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/ min. solange gesteigert, bis es zum Versagen des Verbundes kam. Das Versagen war erfüllt, wenn die maximal auf das Prüfobjekt übertragene Kraft um 5% abfiel. Die Abscherkraft, welche nötig war, um den Stiftaufbau-Wurzel-Komplex zu zerstören, wurde in Newton gemessen.

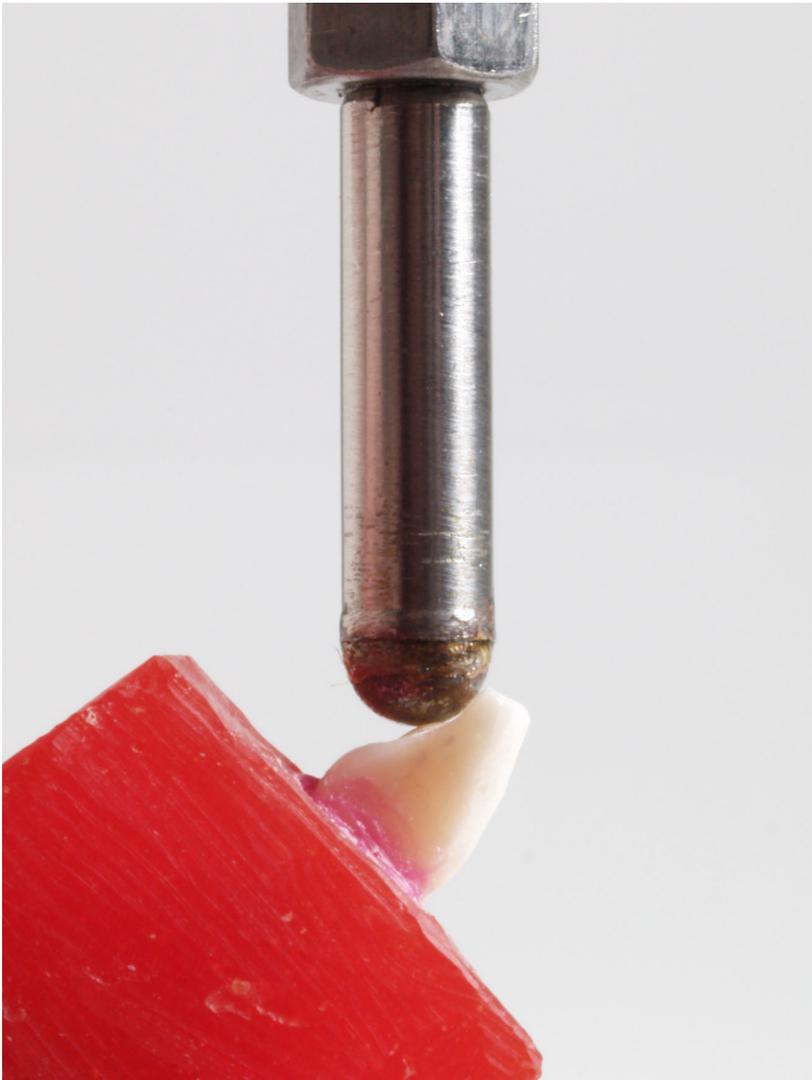


Abb. 10: Prüfkörper in der Zugprüfmaschine befestigt und für die Abscherversuche vorbereitet.

Nach dem Versagen der Stiftaufbauten wurde einerseits beobachtet, dass die Stifte aus der Wurzel herausgelöst waren, dabei die Stifte zum Teil verbogen bzw. die Aufbauten zusätzlich frakturiert, und andererseits, dass die Zahnwurzeln im zervikalen bis zum mittleren Anteil partiell frakturiert waren. Die Abbildungen 11 und 12 zeigen exemplarische Bruchmodalitäten.

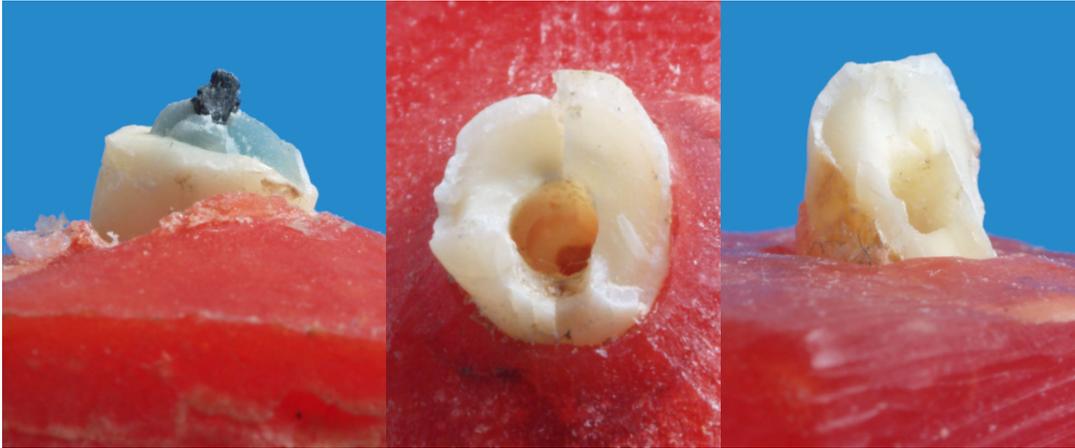


Abb. 11: Wurzel- und Aufbaufrakturen.



Abb. 12: Stift verbogen.

## 4.5. Statistische Auswertung

Die Ergebnisse wurden mit Hilfe des Programms SPSS/PC Version 10.1 berechnet und auf statistisch signifikante Differenzen geprüft. Es wurde das ANOVA-Verfahren für nichtparametrische Stichproben mit der Bonferroni-Korrektur sowie der Mann Whitney U-Test auf einem Signifikanzlevel von  $\alpha=0,05$  angewendet.

## 5 ERGEBNISSE

### 5.1 Einfluss von Wurzelfüllung bzw. Stabilisierungsstift auf die Scherfestigkeit

Ein intakter Zahn ohne Wurzelfüllung oder Wurzelstift besaß die höchste Scherfestigkeit mit durchschnittlich  $1070 \text{ N} \pm 204 \text{ N}$  (Abb. 13). Durch eine Wurzelfüllung wurde bei einer Aufbereitungsgröße auf ISO 90 die Scherfestigkeit auf durchschnittlich  $701 \text{ N} \pm 172 \text{ N}$  reduziert. Dies verhielt sich gegenüber den intakten Frontzähnen hochsignifikant ( $p < 0,001$ ).

Die Insertion eines Wurzelstiftes reduzierte die Scherfestigkeiten des Zahnes ebenfalls unabhängig von seinem Material und seiner Gestaltung (Tab. 4). Bei Verwendung eines konischen ER-Stabilisierungsstiftes aus Titan – in diesem Fall entsprach der Titanstift mit Retentionskopf aber ohne Torsionskasten dieser Situation - betrug die durchschnittliche Scherfestigkeit  $929 \text{ N} \pm 175 \text{ N}$ . Die Scherfestigkeiten mit dem Titanstift verhielten sich gegenüber den intakten Zähnen nicht signifikant und denen mit Wurzelfüllung niedrig signifikant ( $p < 0,05$ ). Die Scherfestigkeiten des zylindrischen Titanstiftes ohne Torsionskasten betrugen durchschnittlich  $310 \text{ N} \pm 38 \text{ N}$  und waren hochsignifikant niedriger als die der intakten sowie mit Wurzelfüllungen versehenen Zähnen ( $p > 0,001$ ).

Stabilisierungsstifte aus Zirkonoxidkeramik ohne Torsionskasten ergaben Scherfestigkeiten von durchschnittlich  $400 \text{ N} \pm 56 \text{ N}$  mit Phosphatzement und  $629 \text{ N} \pm 135 \text{ N}$  mit Panavia EX. Die Ergebnisse mit Karbonfaser-verstärkten Kompositstiften (FRC-Stiften) lagen mit  $597 \text{ N} \pm 113 \text{ N}$  auf demselben Level. Die Unterschiede zwischen den Scherfestigkeiten intakter Zähne und denen mit Stabilisierungsstiften aus Keramik bzw. FRC-Material waren hochsignifikant ( $p < 0,001$ ). Die Unterschied zwischen mit Wurzelfüllungen versehenen Zähnen und solchen mit nichtmetallischen Stabilisierungsstiften waren nur gegenüber den mit Phosphatzement eingesetzten Keramikstiften hochsignifikant ( $p < 0,001$ ).

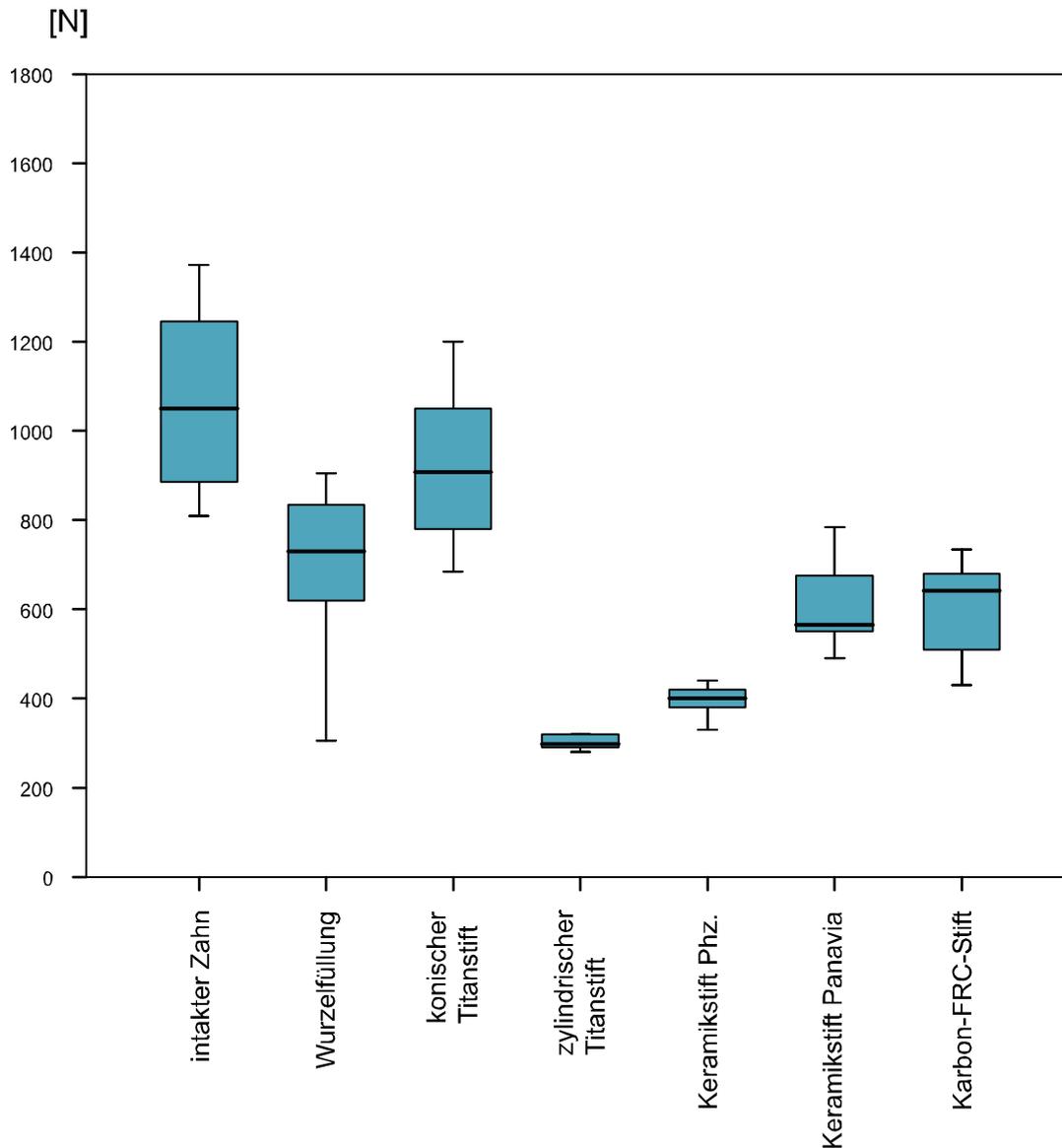


Abb. 13: Scherfestigkeiten der intakten, wurzelgefüllten und mit Stabilisierungsstiften versehenen Zähne.

	intakter Zahn	Wurzelfüllung
ER-Titan-Stabilisierungsstift	n.s.	*
zylindrischer Titanstift	***	***
ER-Keramik-Stabi.stift mit Phz.	***	***
ER-Keramik-Stabi.stift mit Panavia	***	n.s.
FRC-Stift mit Panavia	***	n.s.

Tab. 4: Signifikante Differenzen zwischen mit Stabilisierungsstiften versorgten Zähnen und den Kontrollgruppen (n.s. = nicht signifikant,  $p > 0,05$ ; \* = niedrig signifikant,  $p < 0,05$ ; \*\*\* = hoch signifikant,  $p < 0,001$ ).

## 5.2 Einfluss des Stiftmaterials auf die Scherfestigkeit

Die höchsten Scherfestigkeiten erzielten die Gruppen, die mit Wurzelstiften aus Goldlegierungen restauriert waren (Abb. 14). Die Ergebnisse der mit einem Aufbau aus Goldgusslegierung angegossenen Heraplat- und Platin-Iridium-Stifte und die in einem Stück aus Goldlegierung gegossene Einstückguss-Stiftaufbauten lagen alle auf einem Level und unterschieden sich weder mit noch ohne Torsionskasten signifikant voneinander ( $p > 0,05$ ) (Abb. 15 und 16). Ihre Scherfestigkeiten betragen für den Einstückguss aus Degulor M durchschnittlich  $1028 \text{ N} \pm 307 \text{ N}$  mit und  $921 \text{ N} \pm 121 \text{ N}$  ohne Torsionskasten. Für den Anguss an Heraplat-Stifte betragen die Werte durchschnittlich  $954 \text{ N} \pm 207 \text{ N}$  mit und  $979 \text{ N} \pm 139 \text{ N}$  ohne Torsionskasten. Für den Anguss an Platin-Iridium-Stifte wurden durchschnittlich  $1037 \text{ N} \pm 171 \text{ N}$  mit und  $990 \text{ N} \pm 214 \text{ N}$  ohne Torsionskasten gemessen.

Die Scherfestigkeiten der Titanstifte zeigten uneinheitliche Werte in Abhängigkeit von der Stiftform. Insgesamt waren die Resultate mit den Titanstiften hochsignifikant niedriger als mit den Stiften aus Goldlegierungen ( $p < 0,001$ ). Konische Titanstifte mit Retentionskopf des ER-Systems zeigten in der Gruppe der Titanstifte die besten Ergebnisse mit durchschnittlich  $878 \text{ N} \pm 213 \text{ N}$  mit und  $929 \text{ N} \pm 175 \text{ N}$  ohne Torsionskasten. Sie wurden gefolgt von den stufenförmigen OptiPost-Stiften mit durchschnittlich  $660 \text{ N} \pm 177 \text{ N}$  mit und  $686 \text{ N} \pm 190 \text{ N}$  ohne zusätzliche Ummantelung beim Aufbau. Die hoch signifikant geringsten Werte ( $p < 0,001$ ) gegenüber den beiden anderen Titanstift-Gruppen besaßen die zylindrischen Stifte ohne Torsionskasten mit durchschnittlich  $310 \text{ N} \pm 38 \text{ N}$ . Mit Torsionskasten erzielten die zylindrischen Titanstifte etwas bessere Werte mit durchschnittlich  $411 \text{ N} \pm 59 \text{ N}$  und differierten nur hochsignifikant gegenüber den konischen ER-Titanstiften.

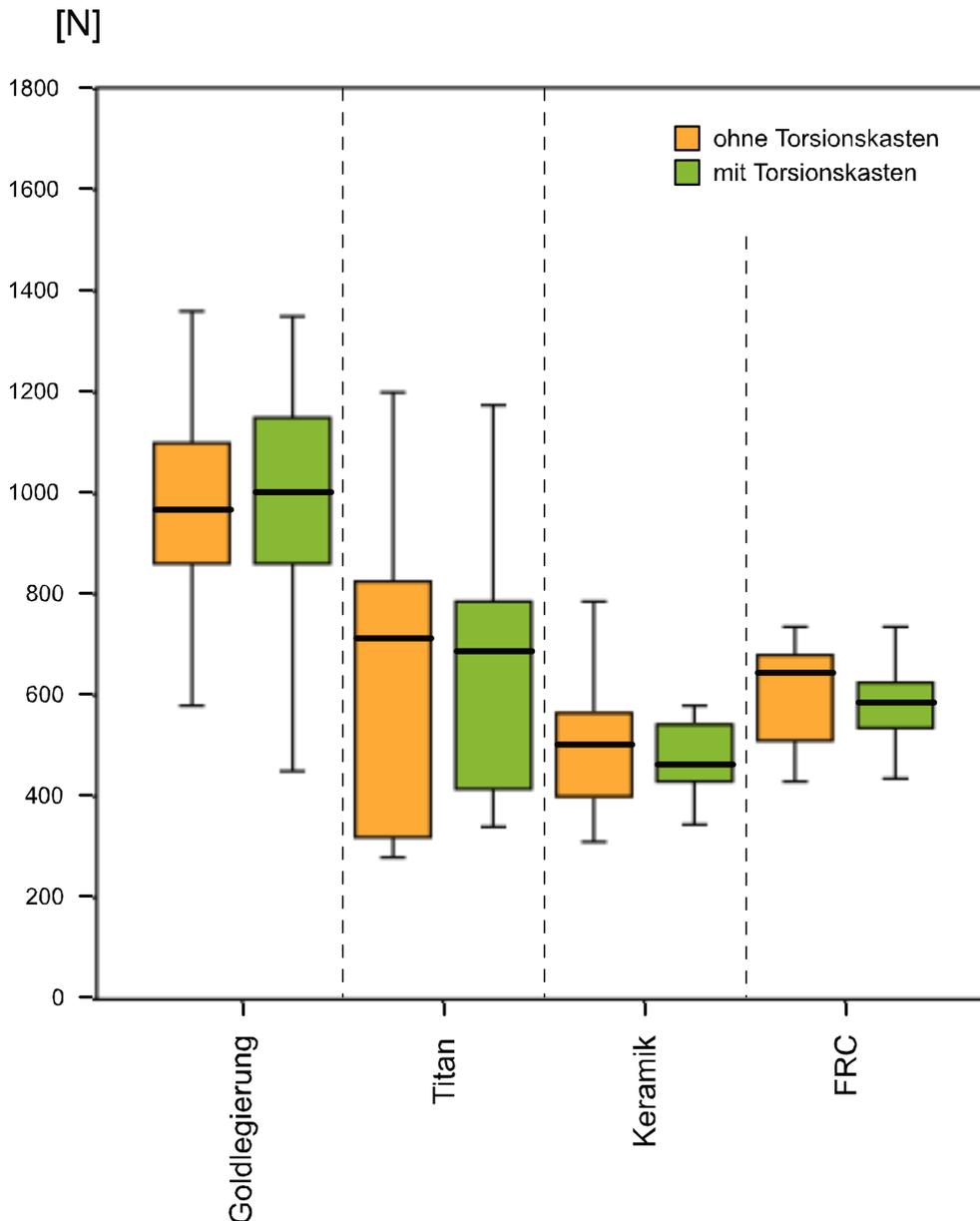


Abb. 14: Vergleich der Scherfestigkeiten der Stifte aus den verschiedenen Materialgruppen.

Die Ergebnisse der faserverstärkten Kompositstifte lagen in einem mittleren Bereich von durchschnittlich  $595 \text{ N} \pm 112 \text{ N}$  mit und  $597 \text{ N} \pm 113 \text{ N}$  ohne Torsionskasten. Sie unterschieden sich hochsignifikant ( $p < 0,001$ ) von den Stiften aus Goldgusslegierungen und nicht signifikant von den Titanstiften.

Die Keramikstifte besaßen im Vergleich der Stiftmaterialien die geringsten Scherfestigkeiten, wobei der Einfluss des Befestigungsmaterials Phosphatzement (durchschnittlich  $453 \text{ N} \pm 54 \text{ N}$  mit und  $400 \text{ N} \pm 56 \text{ N}$  ohne Torsionskasten) oder Panavia EX (durchschnittlich  $518 \text{ N} \pm 109 \text{ N}$  mit und  $629 \text{ N} \pm 135 \text{ N}$  ohne Torsionskasten) nur ohne Torsionskasten niedrig signifikant war ( $p < 0,05$ ). Die

Differenzen waren hochsignifikant ( $p < 0,001$ ) gegenüber den Stiften aus Goldlegierung, niedrig signifikant ( $p < 0,05$ ) gegenüber denen aus Titan mit Torsionskasten und nicht signifikant gegenüber den Karbonfaser-verstärkten Kompositstiften.

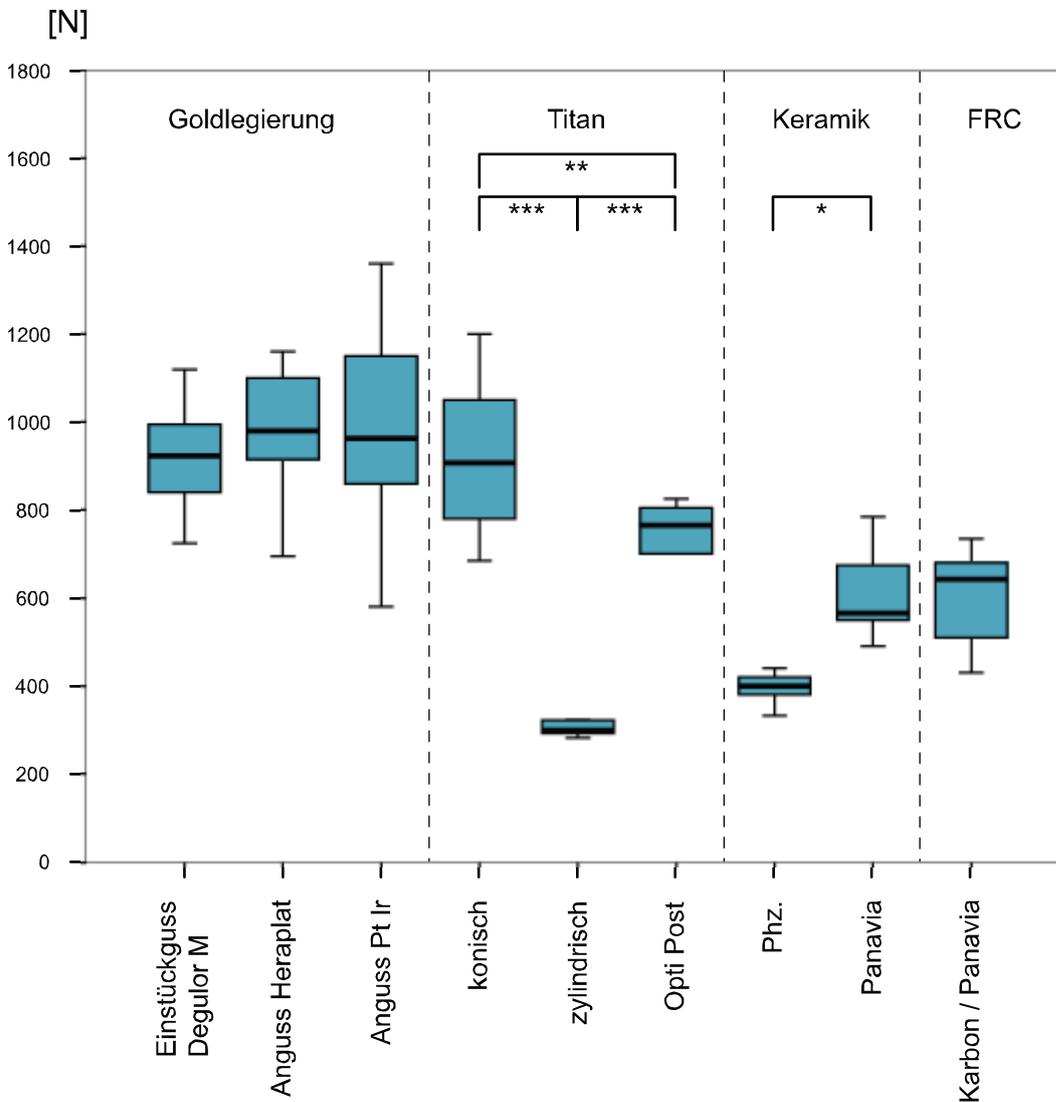


Abb. 15: Vergleich der Scherfestigkeiten von Stiften ohne Torsionskasten aus den verschiedenen Materialgruppen (\* = niedrig signifikant,  $p < 0,05$ ; \*\* = signifikant  $p < 0,01$ ; \*\*\* = hoch signifikant,  $p < 0,001$ ).

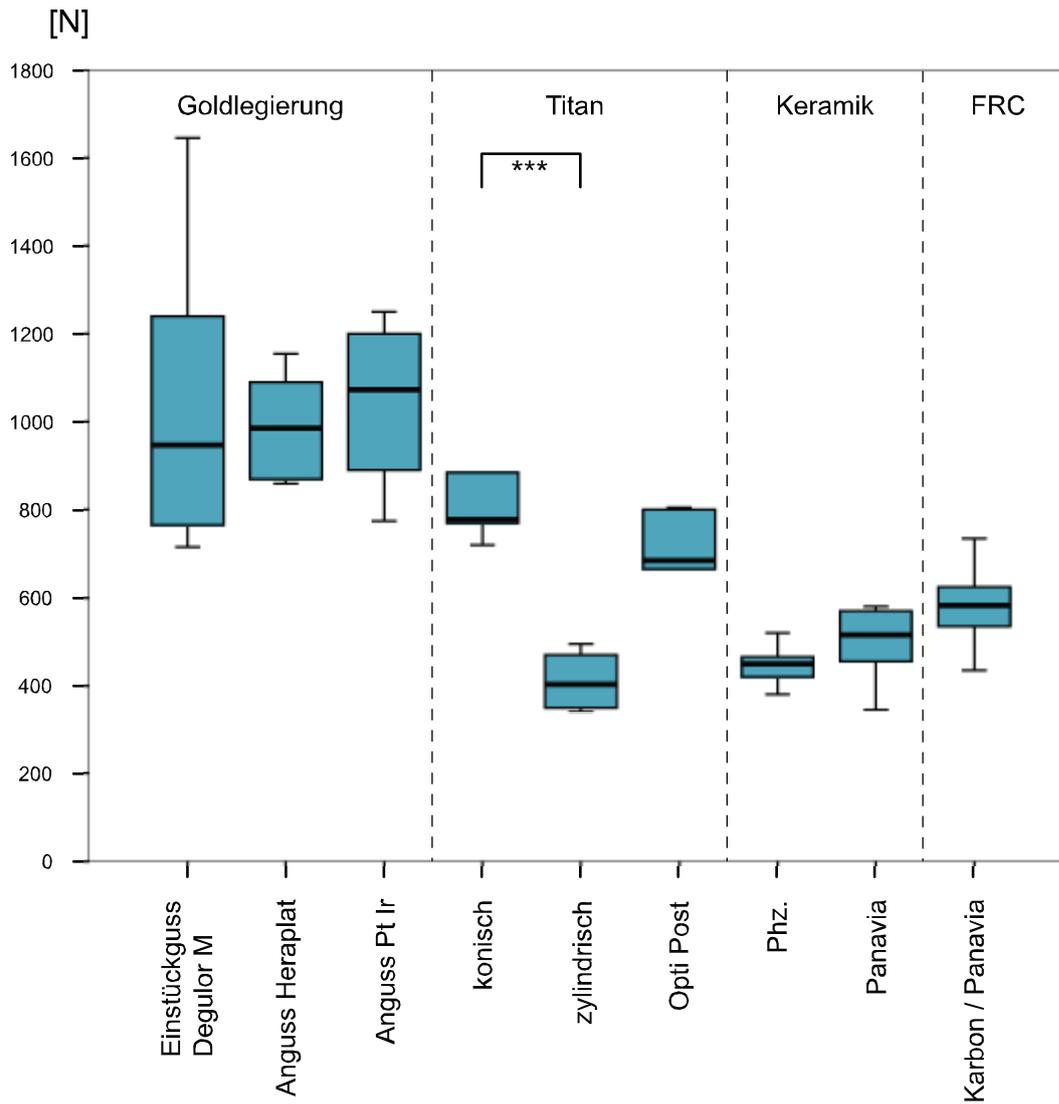


Abb. 16: Vergleich der Scherfestigkeiten von Stiften mit Torsionskasten aus den verschiedenen Materialgruppen (\*\*\*) = hoch signifikant,  $p < 0,001$ ).

### 5.3 Einfluss des Aufbaumaterials auf die Scherfestigkeit

Beim Vergleich der Scherfestigkeit von Zähnen mit natürlicher Zahnkrone und solchen mit Wurzelstiften sowie koronalen Restaurationen in Abhängigkeit vom Material erwiesen sich generell metallische Aufbauten als fast ebenso stabil wie intakte Zähne (Abb. 17). Der Unterschied zwischen intakten Zähnen und den Metallaufbauten verhielt sich nicht signifikant ( $p > 0,05$ ). Dabei war die Präparation eines Torsionskastens nicht relevant. Die Scherfestigkeiten von Zähnen mit Metallaufbauten lagen ohne Torsionskasten niedrig signifikant ( $p < 0,05$ ) und mit Torsionskasten signifikant ( $p < 0,01$ ) über denen von wurzelgefüllten Zähnen mit intakter Zahnkrone. Die Scherfestigkeiten von Zähnen mit Kompositaufbauten waren hochsignifikant ( $p < 0,001$ ) niedriger als die intakter, wurzelgefüllter oder mit Metallstiftaufbauten restaurierter Zähne.

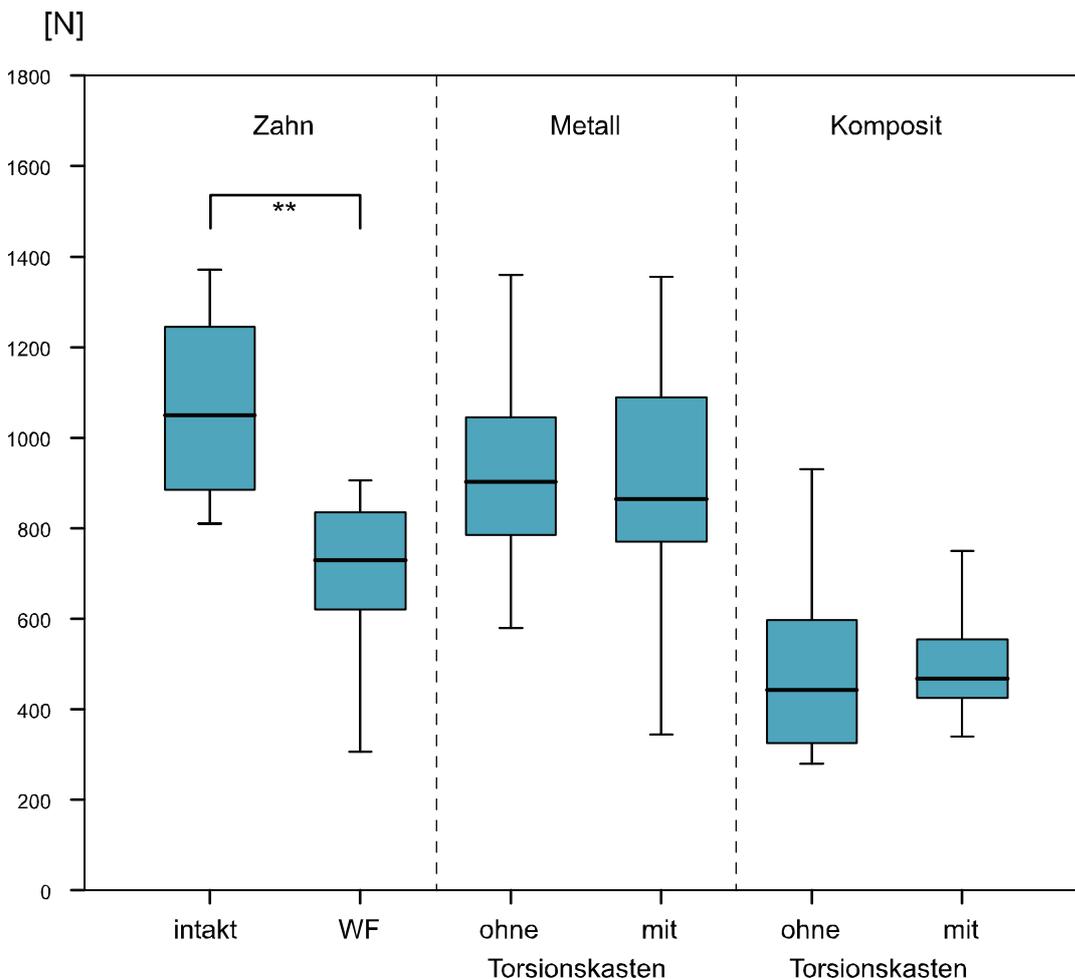


Abb. 17: Scherfestigkeiten der Stifte mit Metall- bzw. Kunststoffaufbau im Vergleich zu Zähnen mit natürlichen Zahnkronen –intakt bzw. mit Wurzelfüllung (\*\* = signifikant,  $p < 0,01$ ).

Die einzelnen Gruppen der Stiftaufbauten aus Metall bzw. Komposit ohne bzw. mit Torsionskasten werden in den Abbildungen 18 und 19 betrachtet:

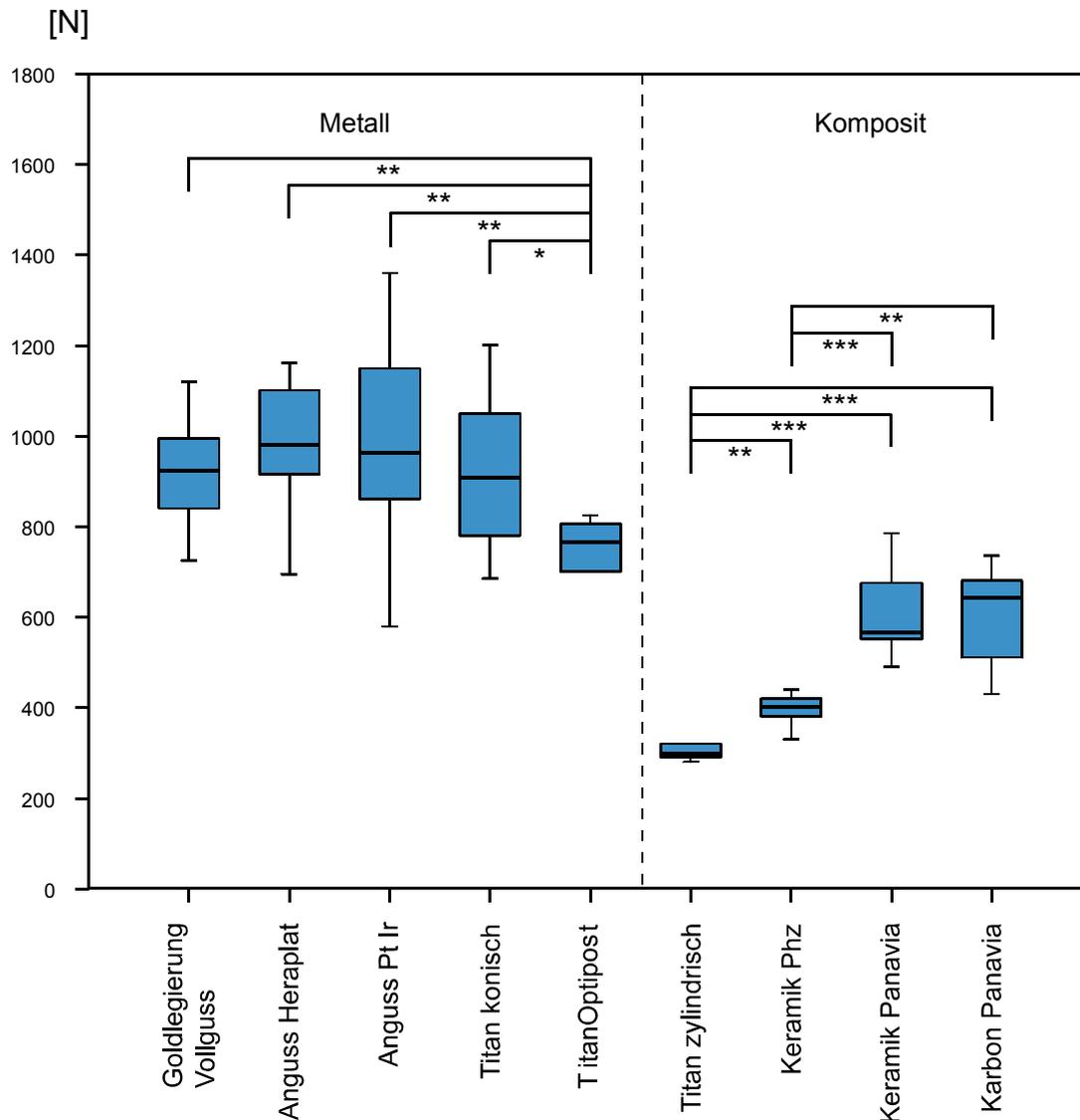


Abb. 18: Scherfestigkeiten der Stifte ohne Torsionskasten mit Metall- bzw. Kunststoffaufbau (\* = niedrig signifikant,  $p < 0,05$ ; \*\* = signifikant,  $p < 0,01$ ; \*\*\* = hoch signifikant,  $p < 0,001$ ).

Die aus Goldgusslegierung gegossenen Einstückguss-Stiftaufbauten lagen auf einem Level mit den Ergebnissen von den koronal angegossenen Heraplat- und Platin-Iridium-Stiften. Die Unterschiede zwischen diesen Gruppen erwiesen sich sowohl mit als auch ohne Torsionskasten als statistisch nicht signifikant voneinander ( $p > 0,05$ ). Titanstifte mit tannenbaumförmigem koronalen Retentionsanteil des ER-Stiftsystems und die OptiPost-Stifte wurden zu den

metallischen Aufbauten gezählt. Beide unterschieden sich unabhängig vom Retentionskasten niedrig signifikant voneinander ( $p < 0,05$ ). Die ER-Titanstifte erzielten Scherfestigkeiten, die sich nicht signifikant von den Goldgussstiften unterschieden. Der OptiPost zeigte signifikant bzw. niedrig signifikant geringere Werte gegenüber den individuellen Stiftaufbauten aus Goldlegierung sowohl mit (durchschnittlich  $660 \text{ N} \pm 177 \text{ N}$ ) als auch ohne Umkleidung (durchschnittlich  $687 \text{ N} \pm 190 \text{ N}$ ).

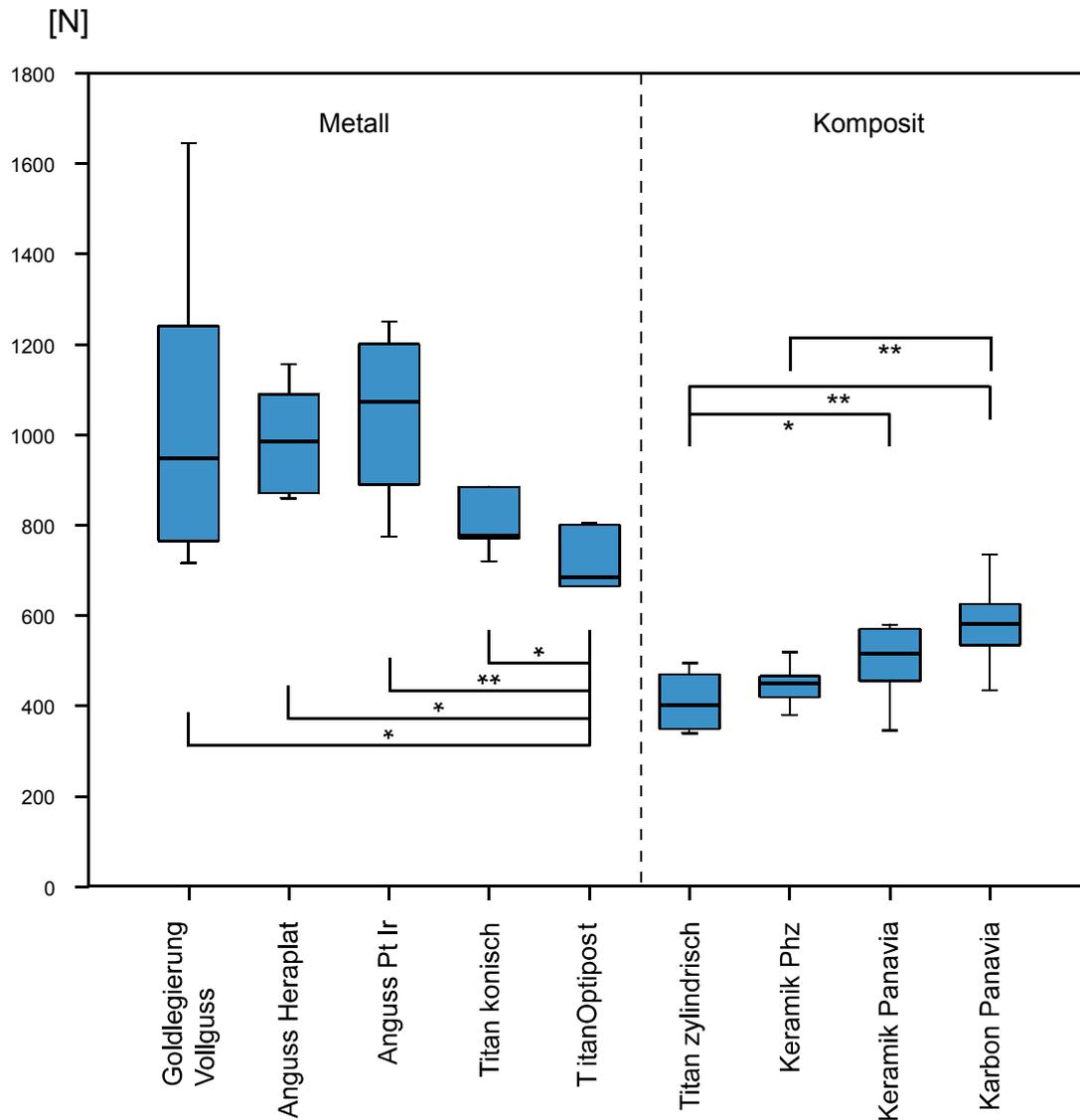


Abb. 19: Scherfestigkeiten der Stifte mit Torsionskasten mit Metall- bzw. Kunststoffaufbau (\* = niedrig signifikant,  $p < 0,05$ ; \*\* = signifikant,  $p < 0,01$ ; \*\*\* = hoch signifikant,  $p < 0,001$ ).

Zu den vier Gruppen mit Kompositaufbau wurden die zylindrischen Titanstifte, die Keramik- und FRC-Stifte gezählt. Die niedrigsten Werte zeigten die zylindrischen Titanstifte und die mit Phosphatzement eingesetzten Keramikstifte, die ohne

Torsionskasten niedrig signifikant voneinander differierten ( $p < 0,05$ ). Die mit Panavia eingesetzten Keramik- und Karbonstifte unterschieden sich ohne Torsionskasten hochsignifikant ( $p < 0,001$ ) und mit Torsionskasten die Keramikstifte niedrig ( $p < 0,05$ ) und die Karbonstifte signifikant ( $p < 0,01$ ) von den zylindrischen Titanstiften. Die Scherfestigkeiten der mit Panavia befestigten Keramikstifte ohne Torsionskasten waren hochsignifikant und die FRC-Stifte signifikant den mit Phosphatzement eingesetzten Keramikstiften überlegen. Mit Torsionskasten bestanden nur zwischen mit Phosphatzement eingesetzten Keramikstiften und Karbonstiften signifikante Differenzen ( $p < 0,01$ ).

## 5.4 Einfluss des Torsionskastens auf die Scherfestigkeit

Der Torsionskasten hatte auf die Scherfestigkeiten der drei Gruppen individuell gegossener Wurzelstifte aus Goldlegierungen keinen signifikanten Einfluss ( $p > 0,05$ ) (Abb. 20). Die Platin-Iridium-Stifte mit angegossenem Aufbau erzielten mit Torsionskasten leicht höhere Werte.

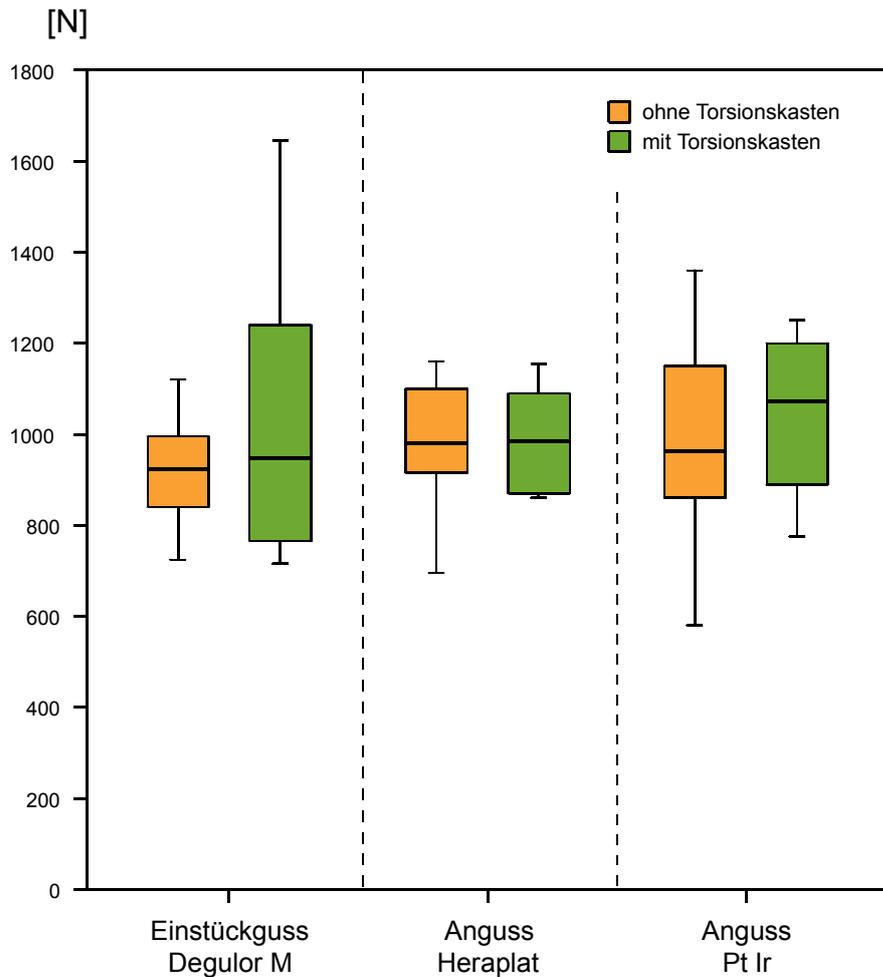


Abb. 20: Scherfestigkeiten der individuellen Stiftaufbauten aus Goldlegierungen. Zwischen den Gruppen mit und ohne Torsionskasten bestanden keine signifikanten Differenzen.

Das Präparationselement Torsionskasten zeigte lediglich in der Gruppe der zylindrischen Stifte einen hochsignifikanten Einfluss (Abb. 21). Die Präparation

eines Torsionskastens steigerte die Scherfestigkeiten der zylindrischen Titanstifte signifikant von durchschnittlich  $310 \text{ N} \pm 38 \text{ N}$  auf  $411 \text{ N} \pm 59 \text{ N}$ . Bei den Optipost-Stiften war die Präparationsform des Plateaus vorgegeben, so dass kein zusätzlicher Torsionskasten angelegt werden konnte; der Unterschied bestand hier in dem Einfluss der Kunststoffummantelung.

Die Scherfestigkeiten der ER-Titanstifte mit und ohne Torsionskasten verhielten sich hochsignifikant überlegen gegenüber den jeweiligen zylindrischen Stiften ohne Torsionskasten ( $p < 0,001$ ). Im Vergleich zu den OptiPost besaßen die ER-Titanstifte ohne Retentionskasten niedrig signifikant bessere Werte ( $p < 0,05$ ).

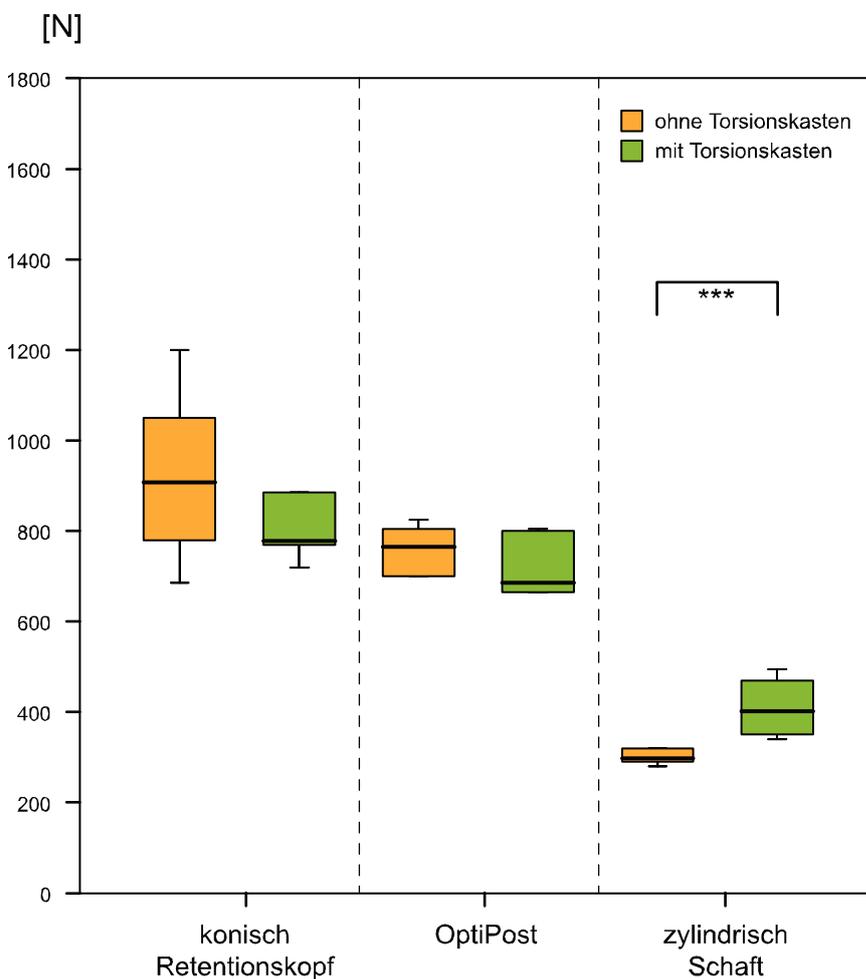


Abb. 21: Scherfestigkeiten der Titanstifte mit und ohne Torsionskasten (\*\*\*) = hochsignifikant,  $p < 0,001$ ).

Die Präparation eines Torsionskastens veränderte die Scherfestigkeiten der Keramikstifte nur bei Verwendung von Panavia niedrig signifikant ( $p < 0,05$ ), bei

Verwendung von Phosphatzement und Kohlenfaser-verstärkten Kompositstifte mit Panavia nicht signifikant ( $p > 0,05$ ) (Abb. 22).

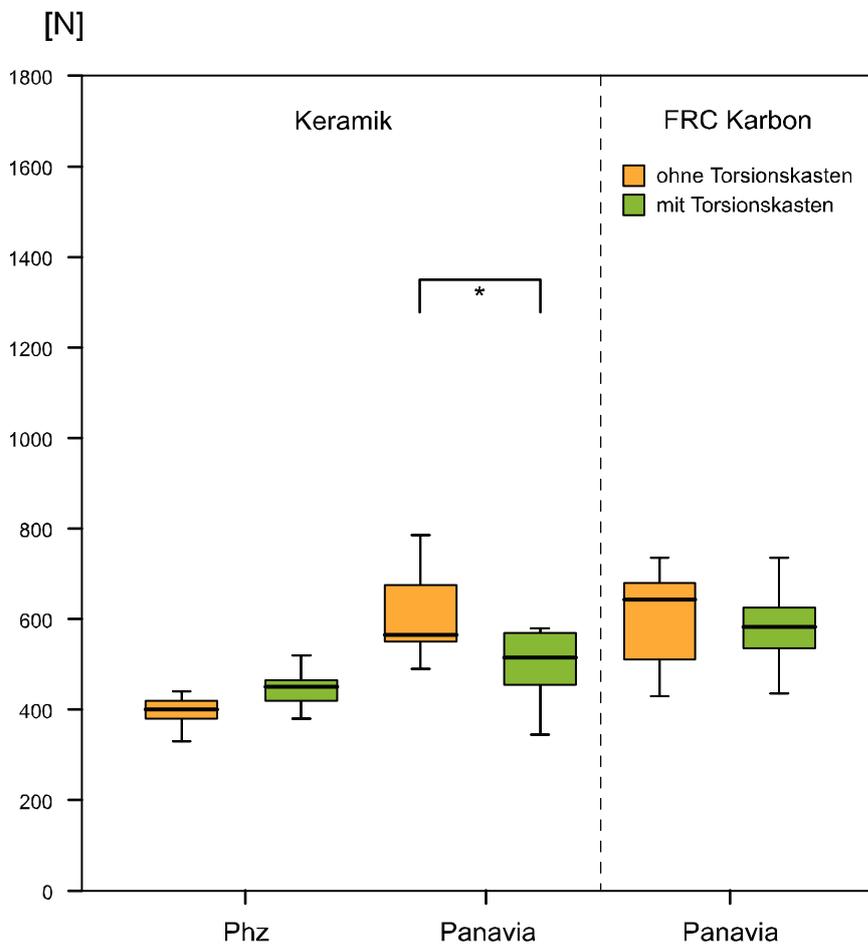


Abb. 22: Scherfestigkeiten der Keramik- und FRC-Stifte (\* = niedrig signifikant,  $p < 0,05$ ).

## 5.5 Einfluss der Wurzelstiftform auf die Scherfestigkeit

Zum Vergleich der Scherfestigkeit von den Wurzelstiftformen konisch oder zylindrisch gegenüber den Zähnen ohne Wurzelstift wurden die Gruppen unabhängig von ihrem Material zusammengefasst (Abb. 23). Berücksichtigt wurde der Parameter Torsionskasten. Als zylindrische Stiften wurden das gestufte Optipost-System, die zylindrischen Titanstifte und die Karbonfaser-verstärkten Kompositstifte des ComposiPost-Systems.

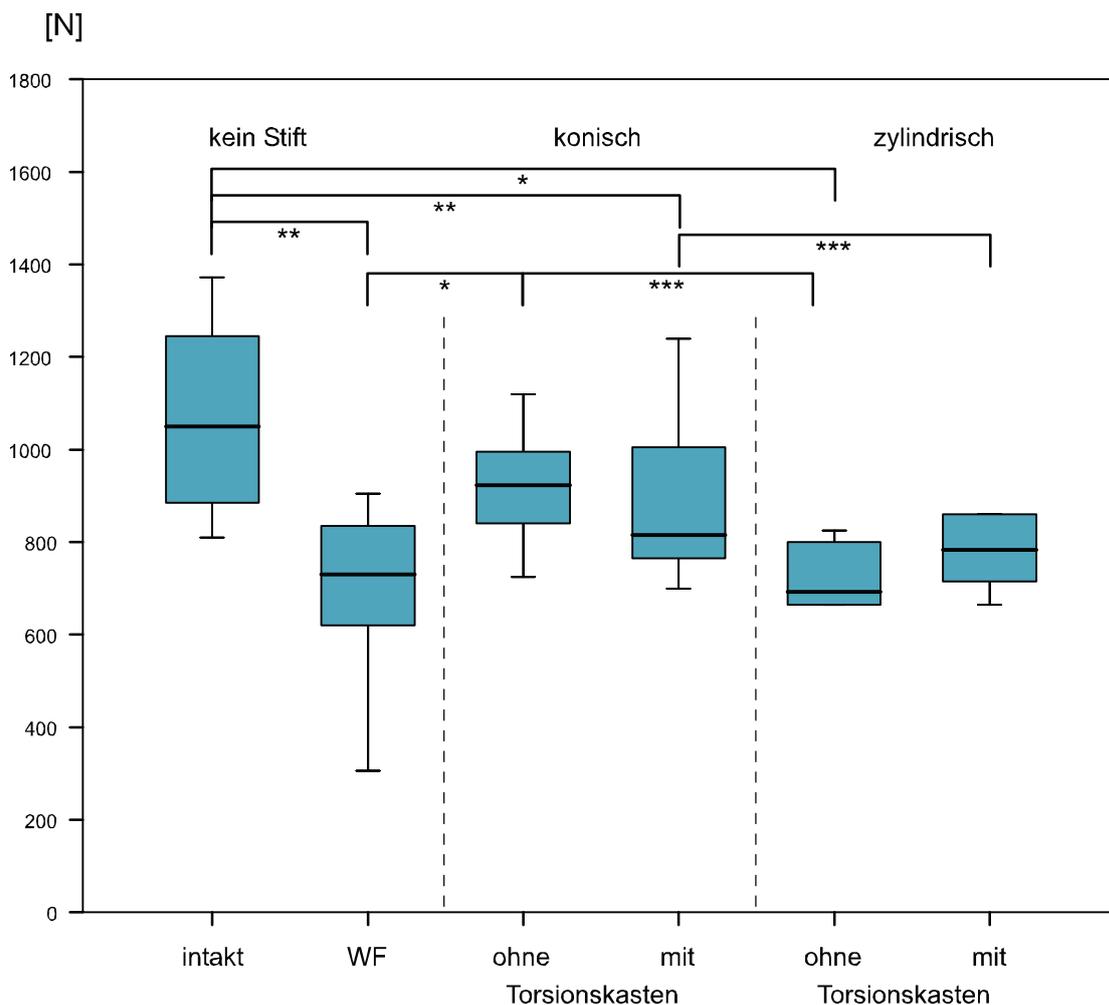


Abb. 23: Scherfestigkeiten der konischen und zylindrischen Stiftformen im Vergleich zu intakten und wurzelgefüllten Zähnen (\* = niedrig signifikant,  $p < 0,05$ ; \*\* = signifikant  $p < 0,01$ ; \*\*\* = hoch signifikant,  $p < 0,001$ ).

Die zylindrischen Stiften schnitten gegenüber den konischen Stiften unabhängig vom Retentionskasten hochsignifikant schlechter ab ( $p < 0,001$ ). Die Differenzen gegenüber den intakten Zähnen waren niedrig signifikant für die konischen Stifte

mit Torsionskasten ( $p < 0,05$ ) und signifikant für die zylindrischen Stifte ohne Torsionskasten ( $p < 0,01$ ). Im Vergleich der wurzelgefüllten Zähne mit Zahnkrone präsentierten die konischen Stifte ohne Retentionskasten niedrig signifikant bessere Werte ( $p < 0,05$ ). Ansonsten unterschieden sich konische bzw. zylindrische Stifte nicht signifikant von den beiden Kontrollgruppen ( $p > 0,05$ ).

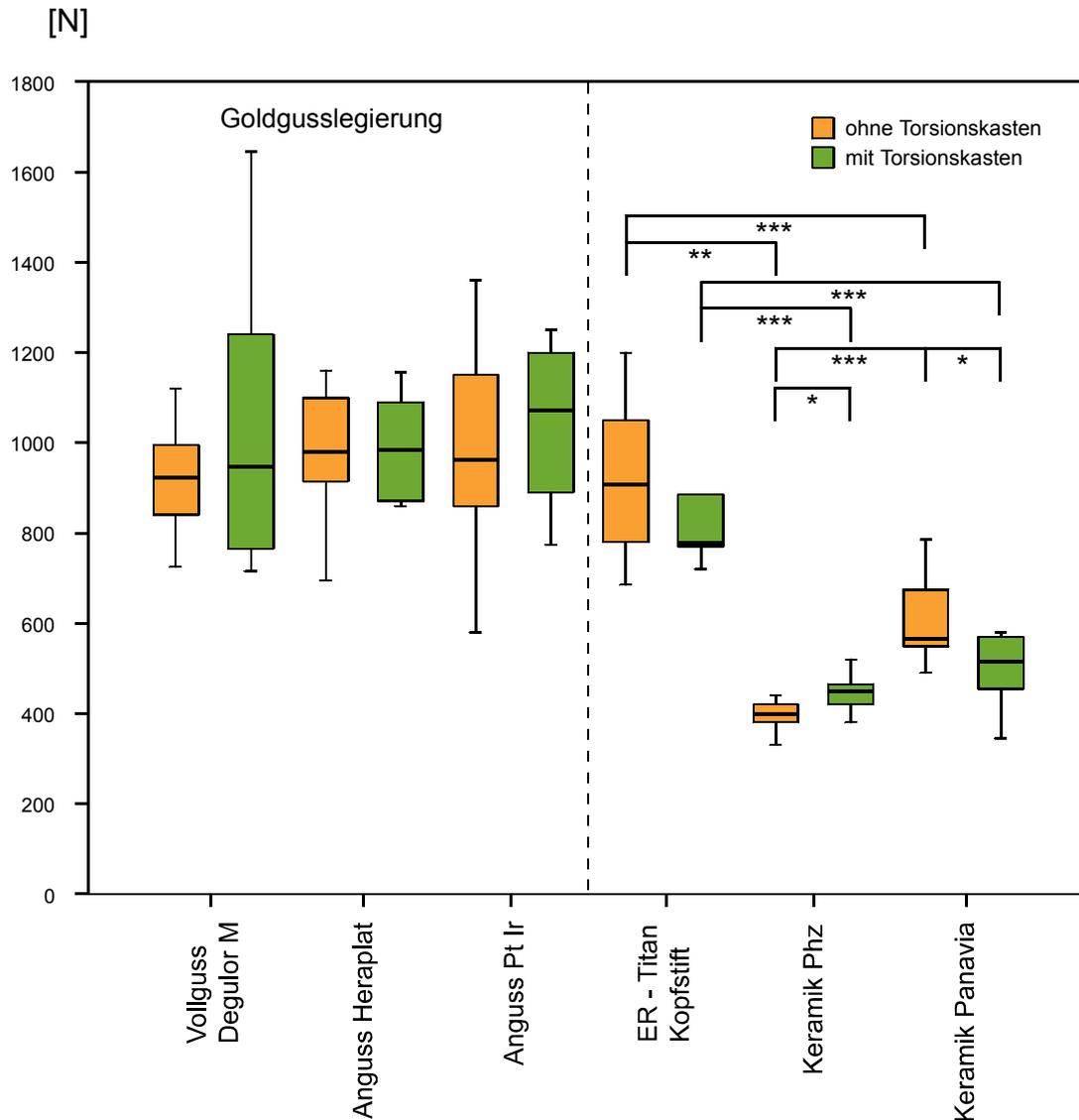


Abb. 24: Scherfestigkeiten der konischen Stifte (\* = niedrig signifikant,  $p < 0,05$ ; \*\* = signifikant  $p < 0,01$ ; \*\*\* = hoch signifikant,  $p < 0,001$ ).

Innerhalb der konischen Stifte (Abb. 24) zeigten die metallischen Stifte einheitliche Werte, die sich unabhängig vom Torsionskasten nicht signifikant voneinander unterschieden ( $p > 0,05$ ). Dagegen zeigten die Zirkonkeramikstifte unabhängig vom verwendeten Befestigungszement und Präparation des Torsionskasten signifikant bzw. hochsignifikant niedrigere Werte gegenüber den ebenfalls vofabrikzierten

Titanstiften mit Retentionskopf. Die Keramikstifte, die mit Phosphatzement eingesetzt waren, besaßen niedrig signifikant höhere Scherfestigkeiten mit Torsionskasten als ohne, während die Keramikstifte, die mit Panavia eingesetzt waren, mit Torsionskasten niedrig signifikant niedrigere Werte aufwiesen.

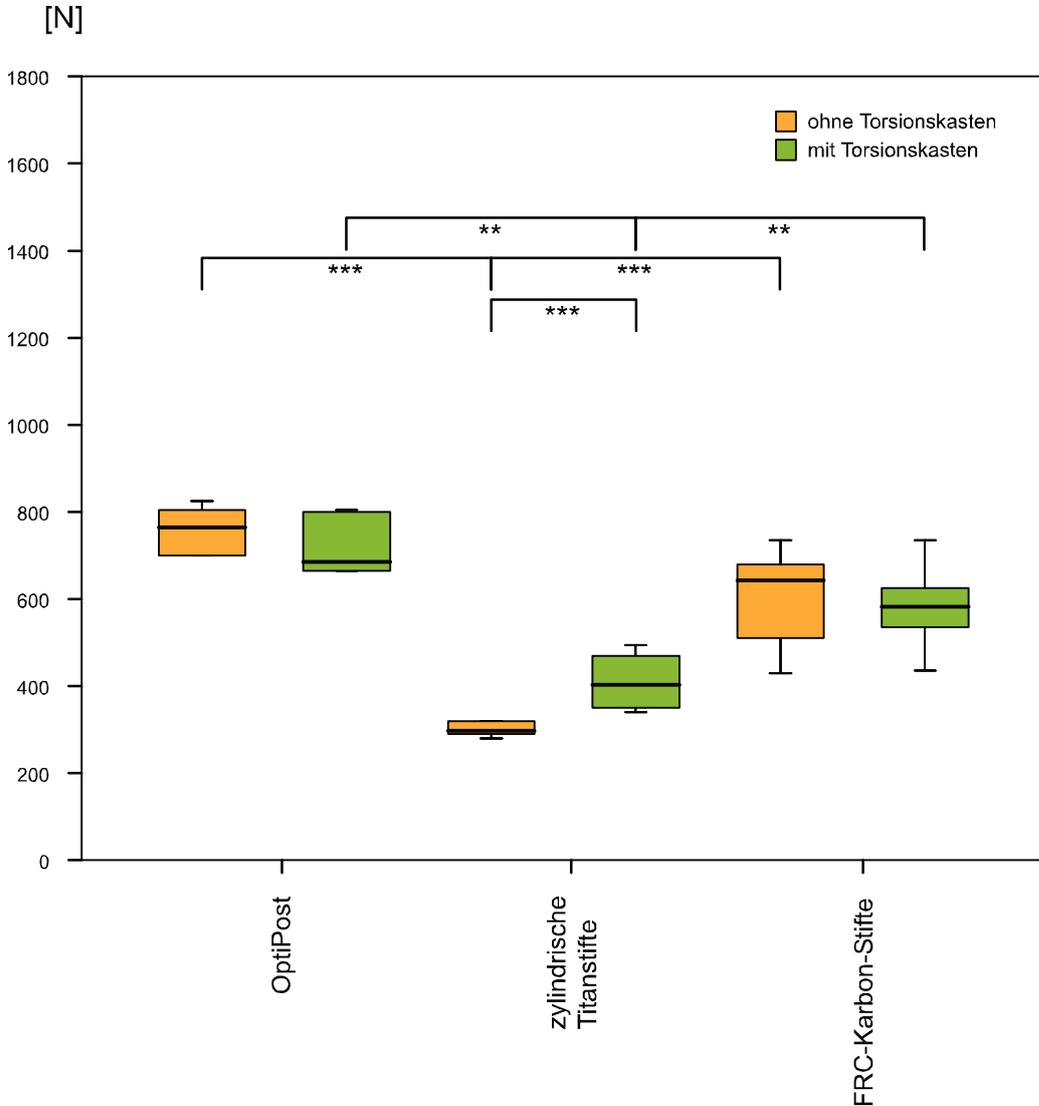


Abb. 25: Scherfestigkeiten der zylindrischen Stifte (\*\* = signifikant,  $p < 0,01$ ; \*\*\* = hoch signifikant,  $p < 0,001$ ).

Die Ergebnisse der zylindrischen Stifte stellten sich uneinheitlich dar (Abb. 25). Die Scherfestigkeiten der Karbonfaser-verstärkten Kompositstifte mit und ohne Torsionskasten unterschieden sich nicht signifikant von den OptiPost-Titanstiften ( $p > 0,05$ ). Dagegen lagen die Werte der zylindrischen Titanstifte mit und ohne Torsionskasten signifikant bzw. hochsignifikant unter denen der FRC- und OptiPost-Stifte. Ohne Torsionskasten verhielten sich die Scherfestigkeiten der zylindrischen Stifte hochsignifikant niedriger als mit Torsionskasten ( $p < 0,001$ ).

## 5.6 Scherfestigkeitsergebnisse der nichtmetallischen Stifte

Nichtmetallische Schaftstifte aus Zirkonoxidkeramik und Karbonfaser-verstärktem Komposit zeigten bei Verwendung eines Befestigungskomposits relativ homogene Scherfestigkeiten auf einem Level von 600 N (Abb. 26). Die Präparation eines Torsionskastens reduzierte die Scherfestigkeiten von Keramikstiften, die mit Panavia eingesetzt waren, niedrig signifikant ( $p < 0,05$ ) und, die mit Phosphatzement befestigt waren, bei Berücksichtigung des Frakturwertes im Zahn signifikant ( $p < 0,01$ ).

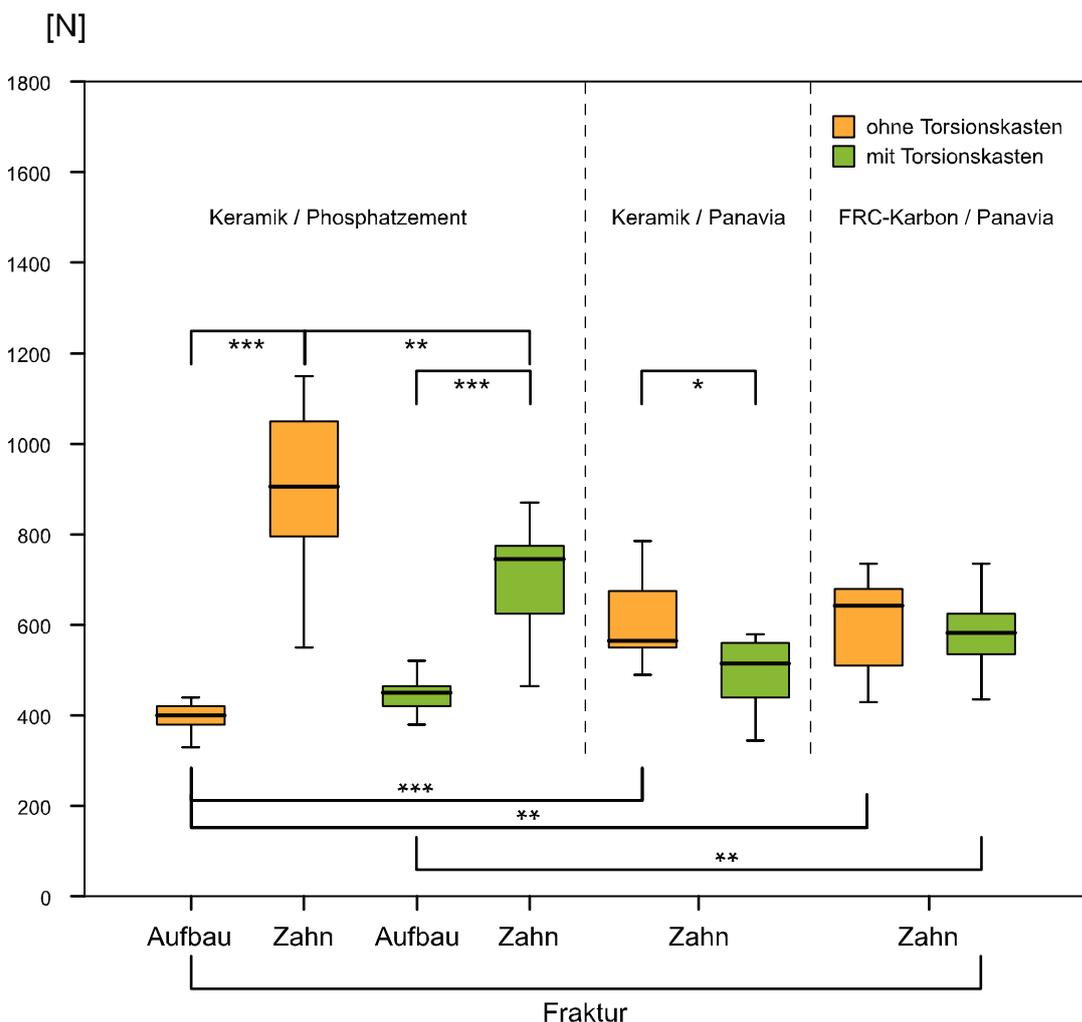


Abb. 26: Scherfestigkeiten von Zirkonoxidkeramik- und Karbonfaser verstärkten Stiften mit und ohne Torsionskasten und unter Berücksichtigung des Frakturmodus (\* = niedrig signifikant,  $p < 0,05$ ; \*\* = signifikant  $p < 0,01$ ; \*\*\* = hoch signifikant,  $p < 0,001$ ).

Bei den Abscherversuchen mit Phosphatzement inserierten Keramikstiften trat das Versagen im Gegensatz zu allen übrigen Gruppen, in denen generell Wurzel- oder Stiffbrakturen beobachtet wurden, zunächst innerhalb des Aufbaus und erst bei weiterer Belastung innerhalb der Zahnwurzel auf. Daher wurden die Ergebnisse getrennt für die beiden unterschiedlichen Frakturmöglichkeiten ausgewertet. In der Gruppe ohne Torsionskasten lagen die Ergebnisse bei Fraktur im Aufbau bei durchschnittlich  $400 \text{ N} \pm 56 \text{ N}$ , während die Fraktur im Zahn erst bei hochsignifikant höheren Werten von durchschnittlich  $905 \text{ N} \pm 176 \text{ N}$  auftraten ( $p < 0,001$ ). In der Gruppe mit Torsionskasten betrug die Scherfestigkeit bei Fraktur im Aufbau durchschnittlich  $450 \text{ N} \pm 54 \text{ N}$  und ließ sich bis zur Fraktur im Zahn auf durchschnittlich  $745 \text{ N} \pm 131 \text{ N}$  steigern. Diese Differenz verhielt sich ebenfalls hochsignifikant ( $p < 0,001$ ).

Die Gruppen von Keramik- und FRC-Stiften, die mit Panavia EX inseriert wurden, frakturierten sowohl mit als auch ohne Präparation eines Torsionskastens jeweils in der Restzahnschubstanz, wobei gleichzeitig auch der Aufbau abgeschert wurde, so dass für diese Gruppen nur jeweils ein Messwert notiert wurde. Die Ergebnisse betragen für Keramikstifte, die mit Panavia EX befestigt wurden, durchschnittlich  $629 \text{ N} \pm 135 \text{ N}$  ohne und  $516 \text{ N} \pm 109 \text{ N}$  mit Torsionskasten. Der Einfluss des Faktors Befestigungsmaterial war für die Zirkonoxidkeramikstifte bei Berücksichtigung der Werte, die zur Zahnfraktur führten, nicht signifikant unabhängig vom Torsionskasten ( $p > 0,05$ ).

Die Karbonfaser-verstärkten Kompositstifte waren alle mit Panavia EX inseriert worden. Ihre Scherfestigkeiten von durchschnittlich  $597 \text{ N} \pm 113 \text{ N}$  ohne und  $595 \text{ N} \pm 112 \text{ N}$  mit Torsionskasten differierten nicht signifikant von den mit Panavia EX eingesetzten Keramikstiften ( $p > 0,05$ ).

## 6 DISKUSSION

Das Versuchsdesign entspricht üblichen Methoden zur In vitro-Untersuchung der Belastbarkeit von Restaurationen (SORENSEN & ENGELMAN 1990, FAN et al. 1995, KERN et al. 1995, COHEN et al. 1996, OTTL et al. 2002, JANSSEN & HÜLSMANN 2003, NOTHDURFT et al. 2003). Die Belastung bis zum Bruch war allerdings unphysiologisch und wurde in dieser Art durchgeführt, um die verschiedenen Wurzelstiftsysteme und –materialien unter Maximalbedingungen zu vergleichen. Alternativ hätte die mechanische Wechselbelastung angewendet werden können, bei dieser Methode werden nur physiologische Kaukräfte eingesetzt und so die Kausituation besser simuliert (ISIDOR et al. 1996, COHEN et al. 1997, ROSENTRITT et al. 2000, RATHKE et al. 2001, STRUB et al. 2001). Bei solchen Versuchsanordnungen wird durch mechanische und gleichzeitig thermische Wechselbelastung eine künstliche Alterung erzeugt. Allerdings dauert der Versuchsdurchgang pro Probekörper unter diesen Bedingungen erheblich länger, so dass die Vielzahl der in der vorliegenden Arbeit verglichenen Gruppen und Parameter nicht hätten durchgeführt werden können. Außerdem müssten die Zähne überkront werden, so dass die einzelnen relevanten Parameter nicht mehr hätten differenziert werden können.

Die Belastungssituation im 135°-Winkel führte dazu, dass anders als beim axialen Abzugsversuch die Wurzelstifte nicht direkt aus dem Kanal gelöst wurden, sondern ein Zusammenspiel der verschiedenen Faktoren Zerstörungsgrad der Zahnschubstanz, Stiftsystem, Stift- und Befestigungsmaterial, Stumpfpräparation und Stumpfaufbaumaterial die Scherfestigkeit beeinflusste (SORENSEN & ENGELMAN 1990, FAN et al. 1995, OTTL et al. 2001, STRUB et al. 2001, SAHAFI et al. 2003, NAUMANN 2003, FOKKINGA et al. 2004). Dieses war beabsichtigt, sollte doch die Stabilität des gesamten Stift-Stumpfaufbaus geprüft werden (KERN et al. 1995, JANSSEN & HÜLSMANN 2003). Im Gegensatz zu den Ergebnissen von Abzugsfestigkeitsuntersuchungen wurden in der vorliegenden Arbeit Unterschiede hinsichtlich der Stiftmaterialien und der Effizienz des Torsionskastens festgestellt. Bei solchen Untersuchungen werden die Zähne auch mit Kronen versehen (ISIDOR et al. 1996, STRUB et al. 2001, OTTL et al. 2002, JANSSEN & HÜLSMANN 2003, NOTHDURFT et al. 2003). In dieser Arbeit wurden die Stumpfaufbauten nicht überkront, um einen zusätzlichen Faktor zu vermeiden. Außerdem hätte eine Krone mit Ferrule Design die Unterschiede

zwischen den verschiedenen Stiffaufbauten weniger deutlich gezeigt (SHILLINGBURG & KESSLER 1982, ISIDOR et al. 1999). Dieser Faktor ist allerdings wiederum bei der Bewertung der Ergebnisse zu berücksichtigen, denn die Relevanz der Festigkeit des Stiffaufbaus und die Wahrscheinlichkeit zu seinem Versagen wird unter klinischen Bedingungen durch eine Überkronung mit ausreichend breitem Ferrule Design relativiert.

Die verglichenen Stiftsysteme besaßen nicht alle die gleichen Durchmesser und Längen. Dies war systembedingt (SHILLINGBURG & KESSLER 1982, KAELIN & SCHÄRER 1991). Entscheidungskriterien bei der Wahl der Stiftgrößen war die Eignung für die untersuchten großen Oberkieferfront- bzw. Eckzähne. Die Vergleichbarkeit war allerdings bei den zylindrischen Titanstiften und den OptiPost-Stiften durch ihre geringeren Längen als die übrigen Gruppen eingeschränkt. Streng genommen hätte der Vergleich der Stiftmaterialien bei identischer Stiftform bzw. der Vergleich der Stiftformen für jedes Material durchgeführt werden müssen. Es sollten aber die Systeme untersucht werden, die auch dem praktisch tätige Zahnarzt auf dem Markt zur Auswahl standen.

Gerade die schlechten Ergebnisse des zylindrischen Systems und die hinter dem vergleichbaren Titanstift zurückbleibenden Ergebnisse des gestuft-zylindrischen Systems sind durch die reduzierte Stiftlänge zu erklären (SORENSEN & MARTINOFF 1984, LEWIS & SMITH 1988, MORGANO & MILET 1993). Frühere Untersuchungen haben bestätigt, dass die Stiftlänge eine größere Relevanz auf die Festigkeit der Stifte hatte als der Stiftdurchmesser (NERGIZ et al. 2002a). Bei geringer Stiftlänge entsteht ein ungünstiger Hebelarm im Vergleich zur Kronenhöhe, wodurch starke Belastungen auf den koronalen Wurzelanteil ausgeübt werden, bis hin zur Fraktur, und der Stiffaufbau sich leichter aus dem Kanal löst. Dies wurde durch die vorliegenden Ergebnisse bestätigt. Durch die zylindrische Stiftform entstand in dem sich apikal verjüngenden Zahn eine ungünstige Spannungsverteilung, was die ungünstigen Bruchmodalitäten in der Zahnwurzel trotz kurzem Stift und sein nicht alleiniges Dezementieren erklärt (ISIDOR et al. 1996, COHEN et al. 1997). Die Überlegenheit der konischen Stiftform wurde in Übereinstimmung zu anderen Untersuchungen bestätigt und sollte dazu führen, dass sich die konische Form für Wurzelstifte durchsetzt (HOFMANN 1985, SCHMAGE et al. 1992, HOLMEZ et al. 1996, DIETSCHI et al. 1997, LAMBJERG-HANSEN & ASMUSSEN 1997, NERGIZ et al. 1997).

Das bessere Abschneiden der doppelt-zylindrischen ComposiPost-Stifte ist durch ihre größere Stiftlänge zu erklären, außerdem entsprach die doppelt-zylindrische Form eher einem zylindro-konischen Stift und ermöglichte es überhaupt nur, den Stift auf eine vergleichbare Länge wie die konischen Stifte zu inserieren. Dies könnte auch der Grund dafür sein, dass der ComposiPost ähnliche Festigkeitswerte erreichte wie konische FRC-Stifte (KAELIN & SCHÄRER 1991, NERGIZ et al. 2002b, QUALTROUGH et al. 2003).

Aktuell wäre auch die Untersuchung von Glasfaser-verstärkten Kompositstiften interessant, die sich derzeit bei den Praktikern großer Beliebtheit erfreuen (TORBJÖRNER et al. 1996, SIDOLI et al. 1997, ISIDOR et al. 1999, MANNOCCI et al. 2001, SCHÖNBRODT et al. 2003, MONTICELLI et al. 2004). Diese werden inzwischen u.a. als DentinPost in der vergleichbaren konischen Form des ER-Systems angeboten, standen aber zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung noch nicht zur Verfügung (NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004, SCHÖNBRODT et al. 2003, SEN et al. 2005).

Zu bedenken ist, dass der empfohlene Indikationsbereich für FRC-Schaftstifte der endodontisch behandelte Zahn mit moderatem koronalen Zerstörungsgrad ist (EDELHOFF et al. 1998, HALFT et al. 2002, DGZMK-Stellungnahme 2003, NAUMANN 2003, NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004). Die Defektgröße in dieser Untersuchung entsprach dem Fehlen der gesamten klinischen Krone, so dass Schaftstifte mit Kompositaufbau für diese Indikation eigentlich nicht geeignet waren. FRC- und Keramik-Schaftstifte wurden trotzdem in dieser Weise untersucht, da dies der gängigen Praxis entsprach (CHRISTENSEN 2000). Keramikstifte hätten ebenso durch Anpressen eines individuellen Keramikaufbaus koronal ergänzt werden können (SIMON & PAFFRATH 1995, RINKE & HÜLS 1999a, ROSENTRITT et al. 2000, STRUB et al. 2001, NERGIZ & SCHMAGE 2004). Alternativ hätten beide, FRC- und Keramik-Stifte, mittels eines geteilten Aufbaus aus Presskeramik koronal restauriert werden können. Die Nutzung eines festeren Werkstoffs für den koronalen Aufbau verspricht Vorteile, denn mit den Metallaufbauten wurden deutlich höhere Werte erzielt. Bei den Systemen mit Kompositaufbau stellte der Aufbau den Schwachpunkt dar, der entweder zerbrach oder den Bruch bzw. das Verbiegen des Stiftaufbaus nicht verhinderte (NAUMANN 2003, PFEIFFER et al. 2006b).

Die Befestigung zahrfarbener Stifte mit Komposit hat sich inzwischen durchgesetzt (KER & THOMPSON 1994, MANNOCCI et al. 1999, DÉRAND & DÉRAND 2000, NAUMANN 2000, VICHI et al. 2002, MAGNI et al. 2007). Das erschwerte Herauslösen der mit Phosphatzement eingesetzten Keramikstifte kann so erklärt werden, dass die Zementpartikel zunächst zerbrachen und sich dann noch im Kanal verkeilten (MARXKORS & MEINERS 1982).

Die geringeren Scherfestigkeiten der faserverstärkten Kompositstifte gegenüber den Metallstiften verwunderte nicht, da sie aufgrund ihrer erhöhten Elastizität leichter verbogen und auch in Biegefestigkeitsuntersuchungen die niedrigsten Werte zeigten (ROSENTRITT et al. 2000, RATHKE et al. 2001, JANSEN & HÜLSMANN 2003, KING et al. 2003, PFEIFFER et al. 2006b). Keramikstifte frakturierten nicht trotz ihrer hohen Sprödigkeit, dafür verursachen sie häufiger Wurzelfrakturen. Die metallischen Stifte verbogen nicht bzw. nur minimal, da die untersuchten Stifte einen eher großen Durchmesser entsprechend ISO 90 hatten (KAELIN & SCHÄRER 1991, MORGANO 1996, MORGANO & BRACKETT 1999). Bei geringerem Durchmesser wäre dies anders zu erwarten gewesen, da die größte Belastung am marginalen Stift-Stumpfbereich auftritt (DE SORT 1983, LAUER et al. 1994, MORGANO 1996). Die Stifte zerstörten beim Herausbrechen eher die Zahnwurzel, als selbst zu zerbrechen, da sie stabil genug waren und der koronale Wurzelstumpfbereich gerade durch die Präparation konischer Stifte geschwächt wurde, so dass hier die Versagensstelle auftrat (FERNANDES & DESSAI 2001, HEYDECKE et al. 2001, DGZMK-Stellungnahme 2003). Der Frakturmodus hängt mit dem Versuchsdesign dieser Studie zusammen. Aber auch unter physiologischen Bedingungen treten starke Belastungen im marginalen Wurzelstumpfbereich auf, so dass Wurzelfrakturen als horizontales Herausbrechen marginaler stumpfanteile oder Längsfrakturen beobachtet werden (ROSENTRITT et al. 2000, BEETKE et al. 2003, GEURTSEN et al. 2003). Künftige Studien sollten ein größeres Augenmerk auf die Beurteilung der Frakturmodalitäten legen.

Hinzuweisen ist beim Anguss auf eine geeignete Kombination von Stift- und Angusslegierung, dem in dieser Arbeit durch die Wahl einer Hochgoldlegierung auf vorfabrizierte Edelmetallstifte Rechnung getragen wurde. Der Anguss an Titan oder einer Cobalt-Chrom-Legierung an einen Edelmetallstift ist ungeeignet, da es im marginalen Übergangsbereich zwischen Anguss und Stift zu einer

Korngrößenänderung des Metallgefüges und damit zu einer Sollbruchstelle im Stift kommt (BRAUNER 1986, NERGIZ 1989, WIRZ 1994, STEINER et al. 1998, PFEIFFER et al. 2004). In Übereinstimmung zu anderen Autoren wurden keine Unterschiede hinsichtlich der Qualität zwischen dem individuellen Einstückguss und dem Anguss auf verschiedene vorgefabrizierte Edelmetallstifte festgestellt, so dass die Wahl des Systems durch die klinische Situation und dem Wunsch des Patienten, z.B. nach Palladiumfreiheit, vorgenommen werden kann (RINKE & HÜLS 1999 a und b, STRUB et al. 2001, OTTL et al. 2002, NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004).

Die Präparation eines Torsionskastens wird nicht nur zum Rotationsschutz des Stiftaufbaus empfohlen, sondern auch zur Vermeidung einer Keilwirkung von konischen Stiften und zur Verstärkung in dem marginalen Übergangsbereich zwischen Wurzel und Krone, in dem der Stiftaufbau am meisten belastet wird (DE SORT 1983, HOFMANN 1985 a und b, BUTZ et al. 2001, NAUMANN 2003, NERGIZ & SCHMAGE 2003 und 2004, PFEIFFER et al. 2003). Als Schutz gegen Rotation und Keilwirkung konnte er in dieser Arbeit keinen Effekt zeigen, weil die Aufbauten nicht auf Rotation oder axial Richtung Apex belastet wurden. Dass der Torsionskasten auch als Stiftverstärkung beim Scherfestigkeitstest keinen Effekt zeigte, könnte zum einen mit der ausreichenden Stabilität der konischen Wurzelstifte aus Metall und Keramik erklärt werden. Zum anderen muss berücksichtigt werden, dass sowohl die Präparation für einen konischen Stift als auch für den Torsionskasten die im marginalen Wurzelbereich verbleibende Zahnschubstanz schwächt, so dass dieser Bereich die Schwachstelle darstellte, die zum Versagen des Systems führte (SORENSEN & ENGELMAN 1990, FAN et al. 1995, LAMBJERG-HANSEN & ASMUSSEN 1997, STOCKTON 1999, HEYDECKE et al. 2001, NERGIZ et al. 2002a). Klinisch wird sich die Situation durch die Umfassung und Überdeckung dieses Bereiches durch die Krone anders darstellen, denn das Präparationselement Torsionskasten gilt als bewährt (SHILLINGBURG & KESSLER 1982, HOFMANN 1985, COHEN et al. 2002, MÖLLERSTEN et al. 2002). In jüngster Zeit wird jedoch ein minimalinvasives Vorgehen diskutiert. Durch die vorliegenden Ergebnisse mit Stabilisierungsstiften wird unterstrichen, dass das Aufbaumaterial Komposit keine ausreichende Festigkeit besitzt, um zur Füllung des Torsionskastens zu dienen (NERGIZ &

PLATZER 1991 und 1995, COHEN et al. 1997, CHRISTENSEN 2000, AKISLI et al. 2002 und 2003, DGZMK-Stellungnahme 2003).

Die beschriebenen Ergebnisse stimmten mit den aus der Literatur begründeten Erwartungen überein (ROSENTRITT et al. 2000). Jegliche Art von Substanzverlust schwächt den Zahn (DGZMK-Stellungnahme 2003). Demzufolge entsprach es der aktuellen Sichtweise, dass Wurzelstifte die Zähne nicht stabilisieren, sondern schwächen und dass ihre ursprüngliche Stabilität durch die Restauration nicht wieder vollständig hergestellt werden kann. Entsprechend verwunderte es nicht, dass wurzelgefüllte Zähne mit oder ohne Stiftaufbau schwächer als intakte waren (KERN et al. 1995, OTTL et al. 2002). Überraschend war, dass die Wurzeln mit konischen, metallischen Stiftaufbauten des ER-Systems höhere Festigkeiten aufwiesen, als die nur endodontisch aufbereiteten und wurzelgefüllten Zähne. Gegenüber dieser Gruppe wäre ein weiteres Absinken der Scherfestigkeiten zu erwarten gewesen, wie es die zylindrischen Titanstifte und die nicht-metallischen konischen Stifte präsentierten. In Übereinstimmung mit ROSENTRITT et al. (2000) waren konfektionierte konische Titankopfstifte den individuellen Gussstiften ebenbürtig. Keramik- und FRC-Stifte sollten nach allgemeiner Übereinstimmung mit Kompositzement eingeklebt werden, jedoch konnte dies nicht – wie allgemein angenommen – ihre Festigkeit steigern (DIETSCHI et al. 1997, DUNCAN & PAMEIJER 1998, MILLER et al. 1998, SCHÖNBRODT et al. 2003, SCHMAGE et al. 2006).

Praktische Konsequenzen, ob eher hohe Scherfestigkeitswerte mit Metallstiften zum Preis der ungünstigen Bruchmodi zu präferieren sind oder mittlere Scherfestigkeitswerte mit faserverstärkten Kompositstiften und restaurierbaren Bruchmodi akzeptabel wären, müssen weitere Untersuchungen verifizieren (FERNANDES & DESSAI 2001, RATHKE et al. 2001, HEYDECKE et al. 2001 und 2002, MÖLLERSTEN et al. 2002, JANSEN & HÜLSMANN 2003, NAUMANN 2003). Durch diese Untersuchung sollte darauf hingewiesen werden, dass präfabrizierte, konische Titanstifte und individuell gegossene Stiftaufbauten aus Goldlegierung ihre Berechtigung zur langfristig erfolgreichen Restauration von Zähnen mit ausgedehnten koronalen Restaurationen behalten haben und zahnfarbene FRC-Stifte nur eine limitierte Festigkeit erzielen können (MORGANO & BRACKETT 1999, RINKE & HÜLS 1999a und b, ROSENTRITT et al. 2000, MÖLLERSTEN et al. 2002).

## 7 SCHLUSSFOLGERUNGEN

- Die Scherfestigkeit von Zähnen konnte durch Restaurationen mit Wurzelfüllungen, Wurzelstiften und Aufbauten nicht mehr auf den intakten Zustand wiederhergestellt werden. Da Stabilisierungsstifte keinen Nutzen brachten, sollten sie nicht verwendet werden.
- Das Stiftmaterial hatte einen signifikanten Einfluss auf die Scherfestigkeit. Individuelle Stift-Stumpf-Aufbauten aus Goldgusslegierung und konische Titanstifte mit Retentionskopf waren überlegen und sollten bei vollständigen koronalen Defekten präferiert werden. Keramik- und faserverstärkte Kompositstifte erzielten zwar akzeptable Ergebnisse, sollten aber für die getestete Indikation zurückhaltend eingesetzt werden.
- Der koronale Stumpfaufbau aus Metall, d.h. durch individuellen Guss oder koronale Gestaltung vorgefertigter Stifte, steigerte die Stabilität des restaurierten Zahnes so erheblich, dass er gegenüber Kunststoffaufbauten bei fehlender klinischer Krone bevorzugt werden sollte.
- Die konische Stiftform hat sich bewährt und sollte sich durchsetzen.
- Keramikstifte zeigten gegenüber faserverstärkten Kompositstiften keine Vorteile, weshalb letztere aufgrund ihrer Materialeigenschaften bevorzugt werden sollten.

## 8 ZUSAMMENFASSUNG

Für koronal stark zerstörte, endodontisch behandelte Zähne werden eine Vielzahl von Wurzelstiftsystemen zur Restauration angeboten. Dabei unterscheiden sich die Systeme hinsichtlich diverser Parameter: Stift- und Aufbaumaterial, Stiftform, Torsionskasten und Befestigungsmaterial. In dieser Arbeit sollte der Einfluss der einzelnen Parameter beim Scherfestigkeitstest von Zähnen, die mit Stift und Aufbau rekonstruiert wurden, in vitro evaluiert werden. Die Ergebnisse sollten hinsichtlich folgender sechs Fragestellungen ausgewertet werden:

- Wie beeinflussten Wurzelfüllung oder -stift die Scherfestigkeit im Vergleich zu intakten Zähnen?
- Welchen Einfluss hatte das Stiftmaterial: Goldgusslegierung, Titan, Zirkonoxidkeramik oder faserverstärktes Komposit?
- Welchen Einfluss hatte das Aufbaumaterial: Metall oder Kunststoff?
- Wie relevant war der Torsionskasten?
- Welchen Einfluss hatte die Stiftform: konisch oder zylindrisch?
- Wie verhielten sich nicht-metallische Stiftmaterialien?

200 menschliche Frontzähne ähnlicher Dimensionen wurden für diese Untersuchung verwendet. 20 Gruppen zu je 10 Zähnen wurden gebildet, wovon eine Gruppe intakt blieb und eine endodontisch aufbereitet und wurzelgefüllt wurde, als Kontrollgruppen. Alle übrigen 180 Zähne wurden dekapitiert und endodontisch auf ISO-Größe 90 aufbereitet und wurzelgefüllt. Nach einer Woche wurden die Wurzelkanäle revidiert und für die Aufnahme der verschiedenen Wurzelstiftsysteme präpariert:

- 12 Gruppen für das konische Erlanger Wurzelstiftsystem (Komet) in Größe II, Länge 12 mm. Diese gliederten sich wiederum in je 2 Gruppen für Einstückguss-Stiftaufbauten aus Goldlegierung (Degulor M), Anguss-Stiftaufbauten an Heraplat- und Platin-Iridium-Stifte aus Goldlegierung und 4 Gruppen mit Zirkonoxidkeramikstiften,
- 2 Gruppen für das zylindrische Vario passiv-Stiftsystem (Komet) in Größe I in Form von Titanstiften mit gerilltem Schaft,
- 2 Gruppen für das gestuft-zylindrische OptiPost-Stiftsystem (Komet) in Größe OK1 in Form von vorfabrizierten Titanstiften inklusive koronalem Titanaufbau,

- 2 Gruppen für die doppelt-zylindrischen Karbonfaser-verstärkten Kompositstifte CompositPost (RTD) in Größe 2, 12 mm Länge.

Bei jeweils der Hälfte der Gruppen wurden Torsionskästen von 2 mm Tiefe mit dem Plateaubohrer des ER-Stiftsystems präpariert. Alle Metallstifte und zwei Gruppen der Keramikstifte wurden mit feinkörnigem Phosphatzement (Ivoclar Vivadent) inseriert. Die übrigen Keramikstifte und die faserverstärkten Kompositstifte wurden mit Panavia EX (Kuraray) eingesetzt. Die Titan-, Keramik- und faserverstärkten Kompositstifte erhielten koronale Aufbauten aus Komposit (Culmat LC). Die Zähne ruhten danach in feuchter Atmosphäre für 24 Stunden.

Die Proben wurden gesockelt, wobei eine geringe parodontale Beweglichkeit imitiert wurde. Dann erfolgten die Abscherversuche (Instron-Maschine) im 135° Winkel mit einer Vorschubbewegung von 0,5 mm/min bis zur Fraktur. Die Scherfestigkeitswerte wurden notiert und statistisch ausgewertet (ANOVA/ Bonferroni-Korrektur bzw. Mann Whitney U-Test,  $\alpha=0,05$ ).

Die Ergebnisse zeigten, dass intakte Zähne mit um die 1000 N die höchsten Scherfestigkeiten besaßen, die durch keine Restaurationsmethode wieder erreicht werden konnten. Wurzelgefüllte Zähne besaßen eine signifikant geringere Scherfestigkeit um 700 N. Alle metallischen, konischen Wurzelstifte, individuell aus Goldlegierung gegossene und präfabrizierte aus Titan, boten gute Scherfestigkeitswerte von durchschnittlich 900 N, dagegen lieferte der zylindrische Titanstift die schlechtesten Werte von durchschnittlich 300 bis 400 N. Demzufolge sollten zylindrische Titanstifte vermieden werden. Nicht-metallische Stiftmaterialien erzielten Ergebnisse auf einem Level von 600 N Scherfestigkeit für die Karbonfaser-verstärkten Kompositstifte und von 400 bis 500 N für die Zirkonoxidkeramikstifte, wobei die Verwendung des Kompositzementes homogenere Werte erbrachte. Dementsprechend wiesen metallische koronale Aufbauten eine signifikant höhere Festigkeit als Kunststoffaufbauten auf. Der Torsionskasten war hinsichtlich der Scherfestigkeit nicht relevant. Dieses Ergebnis sollte jedoch nicht überbewertet und in die Klinik übertragen werden.

Insgesamt wurde bestätigt, dass endodontische und Wurzelstiftpräparationen die Stabilität des Zahnes schwächten. Wenn die Insertion eines Wurzelstiftes zur Restauration des Zahnes unumgänglich und eine zuverlässige Scherfestigkeit erforderlich sind, bewährten sich konische, individuell gegossene Stift-Stumpfaufbauten aus Goldgusslegierung oder entsprechende konische,

präfabrizierte Titanstifte mit Retentionskopf. Wenn diese Stiftaufbauten jedoch versagten, wurden häufiger Zahnschrägfrakturen beschrieben, die in der Folge zum Verlust der Zahnwurzel führen würden. Keramik und faserverstärkte Komposit-Stifte, die mit Kompositzement inseriert waren, boten Ergebnisse auf einem mittleren Niveau, wobei die Faserstifte bevorzugt werden sollten, aufgrund der höheren Wahrscheinlichkeit abzurechen und eine Neuversorgung des Zahnstumpfes zuzulassen. Die Überlegenheit der konischen Stiffform gegenüber der zylindrischen hinsichtlich der Scherfestigkeit wurde herausgearbeitet. Konische, individuell gegossene Stift-Stumpfaufbauten aus Edelmetalllegierung oder vorfabrizierte Titankopfstifte sind für Indikationen mit ausgedehntem koronalen Substanzverlust unter Abwägung der benötigten Stabilität des Stiftaufbaus und seinem Risiko der Wurzelschwächung geeignet.

## 9 Literaturverzeichnis

1. **Akisli I** (1999) Die Haftung von verschiedenen Aufbaumaterialien an unterschiedlich konditionierten Titan-Oberflächen. *Zahnmed Diss Köln*
2. **Akisli I, Özcan M, Nergiz I** (2002) Resistance of core materials against torsional forces on differently conditioned titanium posts. *J Prosthet Dent* 88:367-374
3. **Akisli I, Özcan M, Nergiz I** (2003) Effect of surface conditioning techniques on the resistance of resin composite core materials on titanium posts. *Quintessence Int* 34:766-771
4. **Assif D, Aviv I, Himmel R** (1989) A rapid dowel core construction technique. *J Prosthet Dent* 61:16-17
5. **Ayad, MF, Rosenstiel, SF, Salama, M** (1997) Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. *J Prosthet Dent* 77/2:116-121
6. **Barbenhauserheide K, Freesmeyer W** (2004) Untersuchungen zur mechanischen Belastbarkeit verschiedener Stiftstumpfaufbausysteme. 53. Jahrestagung der DGZPW, 13.-16.05.2004 in Kiel Abstractband S. 60-61 Nr. P29
7. **Beetke H, Hülsmann M, Attin T** (2003) Zahninfraktionen – Ein Überblick. *Endodontie* 12:147-162
8. **Blass H** (1953) Die Geschichte des Stifzahn und der Richmondkrone von ihren Anfängen bis in die Gegenwart und Untersuchungen über ihre derzeitige Verwendbarkeit. *Med Diss Berlin*
9. **Bohren H** (1958) Über die Retentionsfähigkeit einiger Stiftformen. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 68:61-63
10. **Brauner H** (1986) Elektrochemische Korrosionsmessungen an Stiftaufbauten. *Dtsch Zahnärztl Z* 41:1009-1014
11. **Brauner H, Hofmann M** (1985) Korrosionsuntersuchungen an Stiftaufbauten. *Dtsch Zahnärztl Z* 40:1132-1136
12. **Butz F, Lennon ÁM, Heydecke G, Strub JR** (2001) Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: An in vitro study. *Int J Prosthodont* 14:58-64

13. **Caputo A, Standlee JP** (1976) Pins and posts-why, when and how. *Dent Clin N Am* 20/2:300-311
14. **Chan F, Harcourt JK, Brockhurst PJ** (1993) The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts with various cements. *Aust Dent J* 38/1:39-45
15. **Chang J, Nguyen T, Duong JH, Ladd GD** (1998) Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent* 79/5:503-507
16. **Christensen GJ** (1993) Posts, cores, and bond. *JADA* 124:86-88
17. **Christensen GJ** (1996) Posts: necessary or unnecessary? *JADA* 127/18:1522-1526
18. **Christensen GJ** (2000) Building up tooth preparations for full crowns – 2000. *JADA* 131:505-506
19. **Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch AS** (1996) Four different core materials measured for fracture strength in combination with five different designs of endodontic posts. *J Prosthet Dent* 76/5:487-495
20. **Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS** (1997) Cyclic fatigue testing of five endodontic post designs supported by four core materials. *J Prosthet Dent* 78:458-464
21. **Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS** (1998) Retention of three endodontic posts cemented with five different dental cements. *J Prosthet Dent* 79/5:520-525
22. **Cohen BI, Volovich Y, Musikant BL, Deutsch AS** (2002) Comparison of torsional resistance for natural human teeth. *J Dent Res* 81:A-174 No. 1256
23. **Coli P, Alaeddin S, Karlsson S** (1999) In vitro dentin pretreatment: surface roughness and adhesive shear bond strength. *Eur J Oral Sci* 107:400-413
24. **Colley IT, Hampson EL, Lehman ML** (1968) Retention of post crowns. *Br Dent J* 124: 63-69
25. **Cooney J, Caputo A, Trabert K** (1986) Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent* 55:540-546
26. **Courtade GL, Timmermanns JJ** (1979) Stiftverankerungen in der konservierenden und prothetischen Zahnheilkunde. *Quintessenz Berlin* 19-43

27. **de Cleen MJH** (1994) Richtlinien zur Restauration wurzelbehandelter Zähne. *Endodontie* 4:289-297
28. **Dérاند P, Dérand T** (2000) Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 13/2:131-135
29. **DeSort KD** (1983) The prosthetic use of endodontically treated teeth: Theory and biomechanics of post preparation. *J Prosthet Dent* 49: 203-206
30. **DGZMK-Stellungnahme** (2003) Aufbau endodontisch behandelter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 58:199-201
31. **Dietschi D, Romelli M, Goretti A** (1997) Adaption of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 10/6:498-507
32. **Donovan TE, Chee WWL** (1993) Endodontically treated teeth: A summary of restorative concerns. *J Can Dent Assoc* 21:49-56
33. **Duncan JP, Pameijer CH** (1998) Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 80:423-428
34. **Edelhoff D, Yildirim M, Fischer H, Spiekermann H, Rübber A** (1998) Wurzelstifte und individuelle Stumpfaufbauten aus Keramik- Erste klinische Erfahrungen mit dem CosmoPost-System. *Quintessenz* 49:257-265
35. **Edelhoff D, Abuzayeda M, Yildirim M, Spiekermann H, Marx R** (2000) Adhäsion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 55:617-623
36. **Fan P, Nicholls JI, Kois JC** (1995) Load fatigue of five restoration modalities in structurally compromised premolars. *Int J Prosthodont* 8/3:213-220
37. **Fehér A, Egger B, Lüthy H, Schumacher M, Loeffel O, Schärer P** (1999) ISO-Zementevaluation und klinische Untersuchung von Zirkonoxidstiften. *Acta Med Dent Helv* 4:201-209
38. **Fernandes AS, Dessai GS** (2001) Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: A review. *Int J Prosthodont* 14:355-363
39. **Fleissner P** (1996) Optimierung von Oberflächen bei Wurzelstiften. *Diplomarbeit, Fachhochschule Aalen*
40. **Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NHJ** (2004) A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core-systems. *Int J Prosthodont* 17:476-482

41. **Geurtsen W, Schwarze T, Günay H** (2003) Diagnosis, therapy, and prevention of the cracked tooth syndrome. *Quintessence Int* 34:409-417
42. **Goldstein G, Hudis SI, Weintraub DE** (1986) Comparison of four techniques for the cementation of posts. *J Prosthet Dent* 55/2:209-211
43. **Gutmann J** (1992) The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 67/4:458-467
44. **Halft M, Koeck B, Utz K** (2002) Problematik der Restauration wurzelgefüllter Zähne. *Zahnärztl Mitt* 92/10:1156-1162
45. **Herzog M, Czirjak K** (1990) Untersuchungen zur Passgenauigkeit gegossener Stiftaufbauten aus Nichtedelmetall. *Dtsch Zahnärztl Z* 45:260-263
46. **Heydecke G, Butz F, Strub JR** (2001) Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent* 29:427-433
47. **Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR** (2002) Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 8:438-445
48. **Hoffmann-Axthelm W** (1973) Die Geschichte der Zahnheilkunde. *Quintessenz Berlin* 266
49. **Hofmann M** (1985a) Das ER–Stiftsystem zum Aufbau marktoter Zähne (I-III). *Quintessenz* 36:1-24
50. **Hofmann M** (1985b) Das ER-Stift-Wurzelaufbausystem, Materialkundliche Untersuchungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 40:1169-1178
51. **Hofmann M** (1988a) Retention durch Wurzelkanalstifte. *Dtsch Zahnärztl Z* 43:819-828
52. **Hofmann M** (1988b) Der geteilte Stiftaufbau. *Die Quintessenz* 39:2093-2100
53. **Holmes DC Diaz-Arnold AM, Leary JM** (1996) Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 75:140-147
54. **Hommeze GMG, Coppens CRM, De Moor RJG** (2002) Periapical health related to the quality of coronal restorations and root fillings. *Int Endod J* 35:680-689

55. **Hudis SI, Goldstein GR** (1986) Restoration of endodontically treated teeth: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 55:33-38
56. **Isidor F, Brøndum K** (1992) Intermittent loading of teeth with tapered, individual cast or prefabricated parallel-sided posts. *Int J Prosthodont* 5:257-261
57. **Isidor F, Ödman P, Brøndum K** (1996) Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 9/2:131-136
58. **Isidor F, Brøndum K, Ravnholt G** (1999) The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 12:78-82
59. **Janssen U, Hülsmann M** (2003) Das Bruchverhalten endodontisch verankerter Aufbauten mit den Wurzelstiftsystemen Luscent-Anchor und Perma-tex im In-vitro-Test. *Dtsch Zahnärztl Z* 58:331-336
60. **Kaelin D, Schärer P** (1991) Aufbausysteme in der Kronen- und Brückenprothetik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 101:457-463
61. **Kern M, Pleimes AW, Strub JR** (1995) Bruchfestigkeit metallischer und vollkeramischer Stiftkernaufbauten. *Dtsch Zahnärztl Z* 50:451-453
62. **Kern M, Thompson VP** (1994) Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 71/5:453-461
63. **Kern M, Simon M, Strub J** (1998) Erste klinische Erfahrungen mit Wurzelstiften aus Zirkonoxidkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 53:266-268
64. **King PA, Setchell DJ, Rees JS** (2003) Clinical evaluation of a carbon fibre reinforced carbon endodontic post. *J Oral Rehabil* 30:785-789
65. **Kitasako Y, Burrow M, Nikaido T, Harada N, Inokoshi S, Yamada T, Takatsu T** (1995) Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation. *Dent Mater* 11:298-304
66. **Kurer PF** (1986) Das Kurer Anker-System. *Quintessenz Verlag Berlin, Chicago, London, São Paulo, Tokio* 13-24, 47-60
67. **Lambjerg-Hansen H, Asmussen E** (1997) Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 24:882-887
68. **Lauer HC, Ottl P, Weigl P** (1994) Mechanische Belastbarkeit verschiedener Stiftaufbau-Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:985-989
69. **Lewis R, Smith BGN** (1988) A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J* 165:95-97

70. **Lloyd P, Palik JF** (1993) The philosophies of dowel diameter preparation. A literature review. *J Prosthet Dent* 69/1:32-36
71. **Magni E, Mazzitelli C, Papacchini F, Radovic I, Goracci, C, Coniglio I, Ferrari M** (2007) Adhesion between fiber posts and resin luting agents: A microtensile bond strength test and an SEM investigation following different treatments of the post surface. *J Adhes Dent* 9:195-202
72. **Mannocci F, Ferrari M, Watson TF** (1999) Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal post. *J Adhesive Dent* 2:153-158
73. **Mannoci F, Ferrari M, Watson TF** (2001) Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: A confocal microscopic study. *J Prosthet Dent* 85:284-291
74. **Mannocci F, Sheriff M, Watson TF, Vallittu PK** (2006) Penetration of bonding resins into-fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. *International Endodontic J* 38:46-51
75. **Marshak BL, Helft H, Filo R** (1988) Factors mitigating against the use of dowels in endodontically treated teeth. *Quintessence Int* 19:417-421
76. **Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U** (1998) Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 80:527-532
77. **Marxkors R** (1997) OptiPost – ein optimiertes Wurzelstiftsystem. *Quintessenz* 48/2:261-278
78. **Marxkors R, Meiners H** (1982) Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. *Carl Hanser Verlag München* 69-70
79. **Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R** (1997) Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosth Dent* 78/1:10-14
80. **Menghini P, Merlati G, Tentrup A** (2000) Wurzelstifte und Aufbaumaterialien. Einfluss der Silanisierung des Substrates. *Quintessenz* 51:61-66
81. **Miller BH, Nakajima H, Powers JM, Nunn ME** (1998) Bond strength between cements and metals used for endodontic posts. *Dent Mater* 14:312-320
82. **Millstein PL, Yu H, Hsu CS, Nathanson D** (1987) Effects of cementing on retention of a prefabricated screw post. *J Prosthet Dent* 57:171-174

83. **Miyazaki M, Oshida Y, Onose H** (1999) Dentin bonding systems: factors affecting bond strength. Modern trends of adhesive dentistry. *Adhesive dentistry forum, Tsurumi, Yokohama, Japan*
84. **Moll JFP, Howe DF, Svare CW** (1978) Cast gold post and core and pin-retained composite resin bases. A comparative study in strength. *J Prosthet Dent* 40/5:642-644
85. **Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA** (2002) A comparison of strengths of five core and post-and-core systems. *Quintessence Int* 33/2:140-149
86. **Monticelli F, Goracci C, Ferrari M** (2004) Micromorphology of the fiber post-resin core unit: a scanning electron microscopy evaluation. *Dent Mater* 20:176-183
87. **Morgano S** (1996) Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 75/4:375-380
88. **Morgano S, Brackett SE** (1999) Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 82/6:643-657
89. **Morgano SM, Milot P** (1993) Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent* 70:11-16
90. **Morgano S, Hashem A, Fotoohi S, Rose L** (1994) A nationwide survey of contemporary philosophies and techniques of restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 72:259-267
91. **Nathanson D, Ashayeri N** (1990) New aspects of restoring the endodontically treated tooth. *Alpha Omega Scientific* 83:76-80
92. **Naumann M** (2000) Kleben oder Zementieren ? *Zahn Prax* 4:298-300
93. **Naumann M** (2003) Wann Wurzelstifte indiziert sind – Klassifikation und Therapiekonzept. *Quintessenz* 54:931-938
94. **Nergiz I** (1989) Werkstoffliche und physikalische Untersuchungen an Wurzelstiften nach dem Erlanger Wurzel-Aufbau-System. *Zahnmed Diss Erlangen*
95. **Nergiz I, Platzer U** (1991) Retention von Kunststoffaufbauten an silanisierten Titan-Wurzelstiften. *Dtsch Zahnärztl Z* 46:410-411
96. **Nergiz I, Platzer U** (1992) Haftfestigkeit von Wurzelstiften bei Befestigung mit Glaspolyalkenoatzement in konditionierten Wurzelkanälen. *Dtsch Zahnärztl Z* 47:708-710

97. **Nergiz I, Schmage P** (2003) Erlanger Wurzelaufbausystem. Gebr. Brasseler, Lemgo, Verlag Brackmann. Löhne, ISBN Nr 3-922911-02-1, 2. Aufl.
98. **Nergiz I, Schmage P** (2004) Wurzelstifte im Wandel der Zeit. *Endodontie J* 1:10-17
99. **Nergiz I, Schmage P, Platzer U** (1993) Abzugskraftmessungen bei Wurzelstiften mit verschiedenen Oberflächen. *Dtsch Zahnärztl Z* 48:661-664
100. **Nergiz I, Schmage P, Platzer U:** (1997) Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. *J Prosthet Dent* 78/5:451-457
101. **Nergiz I, Schmage P, Özcan M, Platzer U** (2002a) Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. *J Oral Rehabil* 29/1:28-35
102. **Nergiz I, Schmage P, Özcan M, Platzer U** (2002b) Bond strengths of five tapered root posts regarding the post surface. *J Oral Rehabil* 29:330-335
103. **Newburg RE, Pameijer CH** (1976) Retentive properties of post and core systems. *J Prosthet Dent* 36/6:636-643
104. **Nothdurft FP, Gernet W, Pospiech PR** (2003) In-vitro-Untersuchungen zu vollkeramischen Stiftaufbauten aus Zirkonoxid. *Dtsch Zahnärztl Z* 58:451-456
105. **Øilo G, Jørgensen KD** (1978) The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehabil* 5:377-389
106. **Ottl P, Hahn L, Lauer HC, Fay M** (2002) Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil* 29:175-183
107. **Ottl P, Piwowarczyk A, Wohlfeil M, Lauer HC** (2004) In-vitro-Studie zum Frakturverhalten von karbonfaserverstärkten, keramischen und palladiumfreien Stiftaufbausystemen nach Wechselbelastung. 53. Jahrestagung der DGZPW, 13.-16.05.2004 in Kiel Abstractband S. 64-65 Nr. P34
108. **Paul SJ, Schärer P** (1997) Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. *J Oral Rehabil* 24:8-14
109. **Pfeiffer P, Schmage P, Nergiz I, Platzer U** (2004) Bending resistance of prefabricated titanium posts following molten cast core attachment. *Operative Dentistry* 29:404-409

110. **Pfeiffer P, Schulz A, Nergiz I, Schmage P** (2006a) Yield Strength of Zirconia and Glass Fiber-reinforced Posts. *Journal Oral Rehabil* 33:70-74
111. **Pfeiffer P, Schmage P, Schulz A, Nergiz I** (2006b) Bending Resistance of Unit Cast Posts-and-Cores compared to Noble Posts Following Molten Cast Core Attachment. *Journal Oral Rehabil* 33:125-30
112. **Qualtrough AJE, Chandler NP, Purton DG** (2003) A comparison of the retention of tooth-colored posts. *Quintessence Int* 34/3:199-201
113. **Rathke A, Heintze SD, Zappini G** (2001) Cyclic loading on incisors restored with different post systems. *J Dent Res* 80:705 Nr 1431
114. **Reichenbach E** (1953) Klinik und Herstellungsmethoden der Stiftkronen. *Dtsch Zahnärztekalendar*
115. **Rinke S, Hüls A** (1999a) Postendodontische Frontzahnversorgung. *Quintessenz* 50:893-903
116. **Rinke S, Hüls A** (1999b) Postendodontische Seitenzahnversorgung. Praxisbezogene Kriterien zur Material und Systemauswahl. *Quintessenz* 50/10:1035-1047
117. **Robbins JW** (1990) Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. *JADA* 120:558-566
118. **Rosenstiel F, Land MF, Crispin BJ** (1998) Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 80:280-301
119. **Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G** (2000) Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 27:595-601
120. **Rosin M, Wilkens M, Splieth C, Stéffen H, Meyer G** (2003) Einfluss des Zementtyps auf die Retention von Wurzelstiften. *Quintessenz* 54:975-981
121. **Ruetz J** (1946) Die unlösbare Stiftzahnverankerung. *Paul Haupt Verlag*
122. **Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K** (2003) Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts to titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent* 5:153-162
123. **Schmage P, Nergiz I, Platzer U** (1992) Messungen der Zementfuge bei Wurzelstiften mit verschiedenen Oberflächen. *Dtsch Zahnärztl Z* 47:785-788
124. **Schmage P, Nergiz I, Czajkowska A, Platzer U** (2003) Retentive Strength of Root Posts Influenced by Endodontic Treatment. *J Dent Res* 82:B-53 Nr 0327

125. **Schmage P, Sohn J, Nergiz I, Özkan M** (2004) Various conditioning methods for root canals influencing the tensile strength of titanium posts. *J Oral Rehabil* 31:890-894
126. **Schmage P, Sohn J, Özcan M, Nergiz I** (2006) Effect of surface treatment of titanium posts on the tensile bond strength. *Dental Materials* 22:189-94
127. **Schmeißner H** (1983) Vergleichende Belastungsversuche an Stumpfaufbauten mit unverschraubbarer und verschraubbarer Stiftverankerung. *Dtsch Zahnärztl Z* 38:163-166
128. **Schönbrodt M, Schmage P, Nergiz I, Platzter U** (2003) Haftfestigkeit zahnfarbener Wurzelstifte in Abhängigkeit von der Oberflächenbehandlung und dem Befestigungskomposit. *Dtsch Zahnärztl Z* 58:55-59
129. **Schmidseder J** (1998) Die Merkwürdige Geschichte der falschen Zähne. Reihe: Ästhetische Zahnmedizin, 15. Auflg. *Thieme Stuttgart* 1-6
130. **Sen H, Schmage P, Platzter U, Nergiz I** (2005) Retentive Bond Strength of Conventional and Radiopaque FRC Posts. *J Dent Res* 84A :IADR Abstr 0667
131. **Shillingburg HT, Kessler JC** (1982) Restauration von wurzelbehandelten Zähnen. *Quintessenz Verlag Berlin, Chicago, Rio de Janeiro, Tokio* 13-44
132. **Sidoli GE, King PA, Setchell DJ** (1997) An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 78: 5-9
133. **Signore A, Benedicenti S, Barone M, Kaitas V** (2001) Chemische und biomechanische Eigenschaften konfektionierter faserverstärkter Kunststoffwurzelstifte. *Zahn Prax* 4:344-351
134. **Simon M, Paffrath J** (1995) Neue Perspektiven zur vollkeramischen Stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne. *Quintessenz* 46:1-17
135. **Smith CT, Schumann N** (1997) Restoration of endodontically treated teeth: A guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 28:457-462
136. **Sorensen J, Martinoff JT** (1984) Intracoronar reinforcement and coronal coverage. a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 51/6:780-784
137. **Sorensen JA, Engelman MJ** (1990a) Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 63:529-536
138. **Sorensen JA, Engelman MJ** (1990b) Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 64:419-424

139. **Spang H** (1991) Wiederherstellen von Zähnen mit Radix-Ankern. Grundlagen und Anwendung. *Quintessenz Verlag Berlin, Chicago, London, São Paulo, Tokio* 15-31,85-116
140. **Standlee JP, Caputo A** (1992) Endodontic dowel retention with resinous cements. *J Prosthet Dent* 68/6:913-917
141. **Städtler P, Wimmersdorf M, Shookoi H, Wernisch J** (1995) Die Kraftübertragung von vorgefertigten Wurzelkanalstiften anhand von Photoelastischen Stressanalysen. *Schweiz Mschr Zahnmed* 105:1418-1424
142. **Steiner N, Nergiz I, Niedermeier W** (1998) Korrosion an Stiftaufbau-Systemen bei Verwendung unterschiedlicher Legierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 53:211-214
143. **Stegaroiu R, Yamada H, Kusakari H, Miyakawa O** (1996) Retention and failure mode after cyclic loading in two post and core systems. *J Prosthet Dent* 75:506-511
144. **Stockton LW** (1999) Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent* 81/4:380-385
145. **Stockton Lavelle CLB, Suzuki M** (1998) Are posts mandatory for the restoration of endodontically treated teeth? *Endod Dent Traumatol* 14:59-63
146. **Strub JR, Pontius O, Koutayas S** (2001) Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 28:120-124
147. **Tjan AN, Tjan AL, Greive J** (1987) Effects of various cementation methods on the retention of prefabricated posts. *J Prosthet Dent* 58/3:309-313
148. **Torbjörner A, Karlsson S, Ödman P** (1995) Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosth Dent* 73/5:439-444
149. **Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A** (1996) Carbon fiber reinforced root canal posts. *Eur J Oral Sci* 104:605-611
150. **Trabert K, Caputo A, Hanson E** (1975) Effects of cement type and thickness on retention of serrated pins. *J Dent Res* 41:163-166
151. **Utter J, Miller B, Wong B** (1997) The effect of cementing procedures on retention of prefabricated metal posts. *JADA* 128:1123-1127
152. **Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M** (2002) An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater* 18:495-502

- 153. Watanabe E, Yatani H, Yamashita A, Ishikawa K, Suzuki K** (1999) Effects of thermocycling on the tensile bond strength between resin cement and dentin surfaces after temporary cement application. *Int J Prosthodont* 12/3:230-235
- 154. Weine FS, Wax AH, Wenckus CS** (1991) Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. *J Endodont* 17:293-297
- 155. Wirz J** (1994) Titan - ein Werkstoff der modernen Prothetik. *Quintessenz* 45:731-739
- 156. Wirz J, Johner M, Pohler O** (1979) Zahnaufbauten mit nichtedelmetallhaltigen Schrauben und Stiften. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 89:1162-1187
- 157. Wiskott AHW, Belser UC, Scherrer, S** (1999) The effect of film thickness and surface texture on the resistance of cemented extracoronal restorations to lateral fatigue loading. *J Prosthet Dent* 12/3:255-262
- 158. Wood WW** (1983) Retention of posts in teeth with nonvital pulps. *J Prosthet Dent* 49:504-506

## 10 Danksagung

Für die freundliche Überlassung des Themas sowie die Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit möchte ich Herrn **Prof. Dr. Ibrahim Nergiz** herzlich danken.

Frau **Prof. Dr. Ursula Platzer** gilt mein Dank für die Möglichkeit zur Promotion an der Universität Hamburg.

Frau **Dagmar Claußen** (Diplom-Fotografin) und Herrn **Thomas Thimian** (RTA) danke ich für die Hilfe bei den Fotografien und der grafischen Gestaltung.

Herrn **Wolfgang Beldner**, Universität Köln danke ich für die Hilfe bei der Durchführung der Scherfestigkeitsversuche.

Der Firma **Komet**, Lemgo danke ich für die Überlassung der Materialien.

## 11 Lebenslauf

### Ovid Vasut

geboren am 14. 02. 1967 in Klausenburg, Rumänien

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: ledig

#### Schul- und Berufsausbildung:

1973 bis 1976	Grundschule in Neustadt, Rumänien
1976 bis 1978	Grundschule St. Josef in Menden, Sauerland
1978 bis 1987	Gymnasium Walburgis in Menden, Sauerland
1987	Abschluß: Abitur
1989 bis 1997	Zahnmedizinstudium an der Universität zu Köln
1997	Abschluß: Staatsexamen

#### Beruflicher Werdegang:

1987 bis 1989	Bundeswehr
1997 bis 1999	Assistenzarztzeit in der Praxis Dr. Op de Hipt in Bonn-Beuel
seit 2000	niedergelassen in eigener Praxis in Köln

## **12 Erklärung**

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Hamburg, 17. 08. 2008