

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig – Maximilians – Universität München

Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet

**In vitro Untersuchung zur Versorgung avitaler Prothesenfeilerzähne mit
Stift–Stumpf–Aufbauten**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig – Maximilians – Universität zu München

vorgelegt von

Josef Johann Zilch

aus

Wolfratshausen

2007

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet

Mitberichterstatter Priv. Doz. Dr. Dr. Matthias Folwaczny

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Hans Aggstaller

Dekan: Prof. Dr. med. Dietrich Reinhardt

Tag der mündlichen
Prüfung: 09.10.2007

Meinen Eltern und meiner Bettina gewidmet.

1. Einleitung	9
2. Literaturübersicht	10
2.1. Endodontische Vorbehandlung tief zerstörter Zähne	10
2.2. Die Erkrankung der Pulpa und ihre Folgen	11
2.3. Endodontische Therapie	11
2.4. Postendodontische Versorgung	13
2.4.1. Endodontischer Erfolg	13
2.4.2. Wartezeiten nach endodontischer Behandlung	14
2.4.3. Folgen der endodontischen Behandlung	15
2.4.4. Definitive Versorgung	15
2.5. Stiftaufbausysteme	17
2.5.1. Konische Stifte	19
2.5.2. Zylindrokonische Stifte	20
2.5.3. Zylindrische Stifte	20
2.5.4. Aktive Stiftsysteme	20
2.5.5. Passive Stiftsysteme	21
2.6. Befestigungsmaterial	21

3. Material und Methode	24
3.1. Auswahl der Zähne	24
3.2. Probenvorbereitung	25
3.3. Verwendete Zementsysteme	27
3.3.1. Panavia® F (Kuraray, Osaka, J)	27
3.3.2. Ketac-Cem Aplicap® (3M Espe, Seefeld, D)	28
3.4. Verwendete Stifte	28
3.4.1. BKS®-System (Brasseler-Komet, Lemgo, D)	28
3.4.2. Das ER-System® (Brasseler-Komet, Lemgo, D)	28
3.5. Herstellung der Prüfgruppen	30
3.5.1. Gruppe 1 – BKS®-System i.V.m Panavia® F 2.0	30
3.5.2. Gruppe 2 – BKS®-System i.V.m. Ketac Cem®	30
3.5.3. Gruppe 3 – ER-System® i.V.m. Panavia® F 2.0	31
3.5.4. Gruppe 4 – ER-System® und Ketac Cem Aplicap®	31
3.5.5. Gruppe 5 – Retentionskasten	31
3.5.6. Fertigstellung der Proben	32
3.6. Künstliche Alterung im Kausimulator	33

3.7. Bruchlastversuch in der Materialprüfmaschine	34
3.8. Statistische Auswertung	34
3.9. Software	35
4. Ergebnisse	36
4.1. Übersicht	36
4.2. Quantitative Analyse	37
4.2.1. Gruppe 1 (BKS+Panavia)	37
4.2.2. Gruppe 2 (BKS+Ketac)	37
4.2.3. Gruppe 3 (Titan+Panavia)	37
4.2.4. Gruppe 4 (Titan+Ketac)	37
4.2.5. Gruppe 5 (Retentionskasten)	38
4.3. Statistische Auswertung	38
4.4. Qualitative Analyse	40
4.4.1. Gruppe 1: BKS®-Schraube mit Panavia® F	40
4.4.2. Gruppe 2: BKS®-Schraube mit Ketac Cem®	42
4.4.3. Gruppe 3: Titanstifte mit Panavia® F	44
4.4.4. Gruppe 4: Titanstifte mit Ketac Cem®	46

4.4.5. Gruppe 5: Retentionskasten	48
4.4.6. Zusammenfassung der qualitativen Analyse	48
5. Diskussion	49
5.1. Methodik	49
5.1.1. Auswahl und Lagerung der Zähne	49
5.1.2. Vorbereiten der Prüfgruppen	49
5.1.3. Versuchsaufbau	50
5.1.4. Künstliche Alterung und Bruchlasttest	51
5.2. Ergebnisse	52
5.2.1. Zusammenfassung der eigenen Ergebnisse	52
5.2.2. Übersicht über Ergebnisse anderer Autoren	53
5.2.3. Gegenüberstellung mit eigener Untersuchung	56
6. Zusammenfassung und Ausblick	59
6.1. Zusammenfassung	59
7. Literaturverzeichnis	61
8. Anhang	81
8.1. Material	81
8.2. Geräte	82

8.3. Software	83
9. Lebenslauf	84

1. Einleitung

Die prothetische Wiederherstellung endodontisch behandelter Pfeilerzähne stellt für den klinisch tätigen Zahnarzt eine Herausforderung dar. Ist ein reiner Stumpfaufbau mit einem Komposit beispielsweise ausreichend? Oder erfordert der Zerstörungsgrad der klinischen Krone gar eine Verankerung des Aufbaumaterials mittels eines Wurzelstiftes?

Diese und auch andere wichtige Fragen wie die Art der prothetischen Versorgung oder die Lokalisation des Zahnes hinsichtlich seiner Kaubelastung erfordern eine genaue Abwägung der Möglichkeiten.

Gerade zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz ist die Stabilisierung des oftmals stark zerstörten Zahnstumpfes mittels Wurzelstiften unumgänglich.

Hierzu bietet der Markt eine Fülle von verschiedenen Stiften und Materialien. Jeder Hersteller hat mittlerweile ein eigenes System, mitunter in verschiedenen Materialien und mit unterschiedlichen Oberflächenstrukturen.

Auch hinsichtlich der Befestigungsmaterialien ist das Angebot sehr groß: Herkömmliche Glasionomerzemente, Zinkoxidzemente oder die inzwischen in ihrer Qualität hervorragenden Kompositzemente haben mittlerweile alle großen und namhaften Hersteller in ihrem Programm.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit Wurzelstiften unterschiedlicher Geometrie, die mit verschiedenen Zementen eingesetzt wurden. Nach künstlicher Alterung im Kausimulator unter thermomechanischer Wechsellast (TMW) wurde deren Frakturfestigkeit und Frakturmodus nach extraaxialer Belastung analog der eines Prothesenhebelarmes geprüft.

2. Literaturübersicht

2.1. Endodontische Vorbehandlung tief zerstörter Zähne

In diesem Zusammenhang nehmen endodontische Therapiemaßnahmen zum Erhalt wichtiger, für die spätere prothetische Versorgung bedeutender, aber stark zerstörter Zähne, welche ohne Wurzelbehandlung extrahiert werden müssten, einen hohen Stellenwert ein. Auch und vor allem wegen des in den letzten Jahren gesteigerten Ästhetik- und Gesundheitsbewusstseins, welches sich in einer zunehmenden Prophylaxe und Fortschritten in den Behandlungskonzepten niederschlägt (Hugoson et al. 1986, Klimek et al. 1995, Schwarze et al. 1999), hat die Endodontie weltweit eine merkliche Weiterentwicklung erfahren.

Ein Vergleich der abgerechneten Extraktionen mit der Anzahl der abgerechneten Wurzelbehandlungen aus dem Jahre 1970 mit dem Jahr 2001 verdeutlicht diesen Trend. (Tabelle 1)

So hat sich in diesem Zeitraum die Anzahl der Wurzelkanalfüllungen von 3,165 auf 6,833 Millionen nahezu verdoppelt, während sich die Anzahl der Extraktionen im gleichen Zeitraum um ein Drittel von 17,186 im Jahr 1970 auf 11,659 Millionen im Jahr 2001 verringert hat (KZBV 2002).

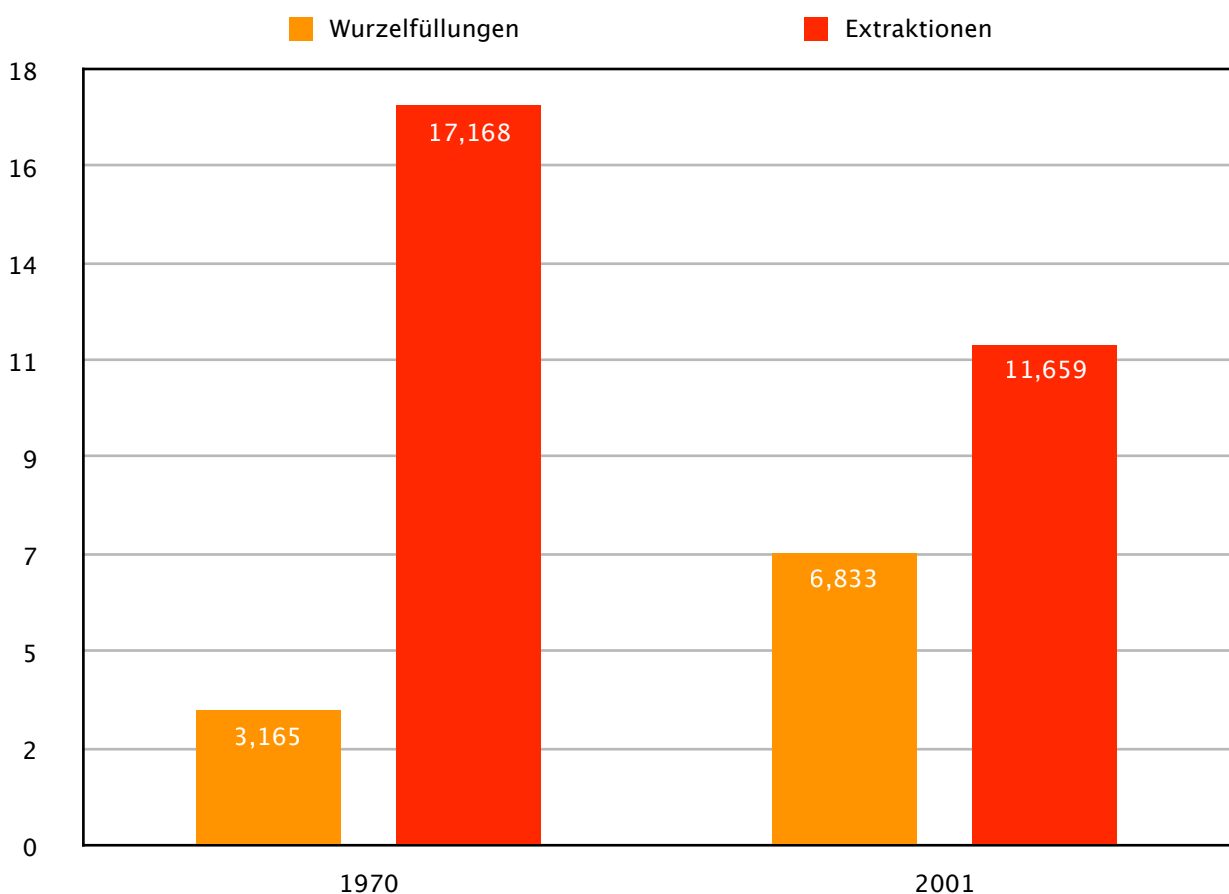


Tabelle 1: Vergleich der Extraktionen mit den Wurzelfüllungen (1970 und 2001)

2.2. Die Erkrankung der Pulpa und ihre Folgen

Die Ursachen für eine entzündliche Reaktion des Pulpengewebes sind vielfältig. Dabei spielen Stoffwechsel- und Zerfallsprodukte von Bakterien, welche bei Karies auftreten, eine Rolle dahingehend, dass durch diese Stoffe eine irreversible Entzündung der Pulpa (Pulpitis) ausgelöst werden kann (Langeland 1981). Darüber hinaus kann eine Pulpitis genauso gut durch physikalische, chemische oder toxische Irritationen entstehen. Dazu zählen Traumata, Pulpitiden aufgrund zahnärztlicher Füllungsmaterialien oder iatrogene Schädigungen, die bei der Präparation von Zähnen entstehen, sowie marginale Parodontopathien. Tatsache jedoch ist, dass 95% aller Pulpenerkrankungen auf Kariesbefall zurückzuführen sind (Schäfer 2001).

So erkannte Lin (1981), daß sobald Karies die Pulpa erreicht und sie dadurch freigelegt hat, immer eine Nekrotisierung des Kronenpulpengewebes auftritt. Ursache für eine solche Pulpennekrose oder Pulpitis ist demnach immer eine bakterielle Infektion (Schroeder 1991). Die Folgen hierzu sind für den Patienten unangenehme Schmerzzustände und apikale Entzündungen.

2.3. Endodontische Therapie

Eindeutiges Behandlungsziel muß daher die Beseitigung pathogener Keime und infizierten Pulpengewebes, sowie die Verhinderung einer bakteriellen Reinfektion sein. Infolgedessen resultiert die Erhaltung des erkrankten Zahn mit dem Effekt, dass keine weiteren Erkrankungen von diesem Zahn ausgehen können.

Wie die European Society of Endodontics (ESE) in ihren Qualitätsrichtlinien für endodontische Behandlung (1994) festgelegt hat, besteht die Wurzelkanalbehandlung in der Entfernung des vitalen und nekrotischen Pulpengewebes unter Beibehaltung des originären Wurzelkanalverlaufs mit einer von koronal nach apikal konisch verlaufenden Gestaltung, weitestgehenden Eliminierung von Mikroorganismen, wobei bei Zähnen mit einer infizierten Pulpennekrose das Pulpenwanddentin als infiziert angesehen werden muß, sowie der Erhaltung der apikalen Konstriktion als Endpunkt für eine dichte und damit dauerhaft bestehende Wurzelfüllung (ESE 1994). (Tabelle 2)

1.	Falls erforderlich Präparation einer Zugangskavität
2.	Ggf. vollständige Exkavation der Karies
3.	Abtragen des Pulpenkammerdaches
4.	Entfernung des Pulpengewebes und Darstellung der Kanaleingänge
5.	Bestimmung der Arbeitslänge
6.	Aufbereitung der Wurzelkanäle alternierend mit Spülungen
7.	Gegebenenfalls medikamentöse Einlagen
8.	Wurzelfüllung
9.	Bakteriendichter Verschuß des Zahnes

Tabelle 2: Organigramm Wurzelkanalbehandlung

Sunquist 1992 erkannte, daß eine Spülung des Wurzelkanalsystems mit chemischen Spüllösungen, ein bakteriendichter Verschuß des Wurzelkanals, sowie ein koronaler Verschuß zur neuerlichen Infektionsprophylaxe für den Erfolg einer Wurzelkanalbehandlung von Bedeutung sind.

Das Procedere einer Wurzelkanalbehandlung gliedert sich wie folgt in einzelne Behandlungsschritte:

Zuerst erfolgt die Präparation der Zugangskavität und gegebenenfalls die Exkavation von Karies. Hierbei sollte darauf geachtet werden, dass jedes Belassen von kariösem Material ursächlich für eine Bakterienverschleppung in den Wurzelkanal sein kann (Hellwig et al. 2003).

Nach Abtragen des Pulpenkammerdaches und Entfernung des Pulpengewebes erfolgt die Darstellung der Kanaleingänge. Hierbei können die dezenten Farbabstufungen der Entwicklungsfurchen auf dem Pulpenkammerboden zur Orientierung genutzt werden (Bargholz 2004).

Die Bestimmung der Arbeitslänge im Wurzelkanal kann mittels Röntgendiagnostik und endometrischen Verfahren oder digital-taktil erfolgen. Trotz der bei der Röntgendiagnostik nur arbiträr bestimmten Lage des physiologischen Foramens (Vande Voorde et al. 1969), hat sich diese Methode als Standard in der Längenbestimmung durchgesetzt. Hinsichtlich diesen Nachteils hat sich in den letzten Jahren die elektrische Längenbestimmung mehr und mehr etabliert, wobei anstelle der zuerst verwendeten, fehlerbehafteten, absoluten Widerstands- oder Impedanzmessung eine Relativmessung anhand der Impedanzen bei zwei oder mehr Messfrequenzen durchgeführt wird (Pratten et al. 1996; Lauper et al. 1996).

Die Deutsche Gesellschaft für Zahn,- Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) merkt in einer Stellungnahme hierzu an, dass mit beiden Verfahren in Kombination die genauesten Bestimmungen der Arbeitslänge möglich sind, wobei das digital-taktile Verfahren als obsolet angesehen werden muß (Voß et al. 2004).

Die Aufbereitung der Wurzelkanäle erfolgt durch schabende und/oder bohrende Instrumente, wobei seit einigen Jahren vermehrt maschinelle Aufbereitungsmethoden wie ProFile® (Dentsply DeTrey, Konstanz, D), FlexMaster® (VDW, München, D) oder ProTaper® (Dentsply DeTrey, Konstanz, D) Einzug in die Zahnarztpraxis gefunden hat. Hinsichtlich der Aufbereitungsrichtung wird zwischen der koronal-apikalen und zwischen der apikal-koronalen Methode unterschieden.

Zu der apikal-koronalen Methode, bei der erst der apikale Bereich aufbereitet und anschließend in koronaler Richtung der Kanal konisch erweitert wird, zählen die standardisierte und die Step-back-Technik. Durch die letztgenannte Technik wird eine konische Form erreicht, die das Abfüllen mit der lateralen Kondensation erleichtert (Beer und Baumann, 1997, Hellwig et al. 2003, Hülsmann 2001). Die standardisierte Technik arbeitet bei gleichbleibender Arbeitslänge mit Instrumenten aufsteigender ISO-Größe, wodurch eine schrittweise Erhöhung der Konizität erreicht wird.

Zu den koronal-apikalen Methoden, bei denen zuerst der koronale und anschließend der apikale Kanalabschnitt erweitert wird, zählen die Double-flare-Technik zum einen und die Step-down-Technik zum anderen. Beide sind dadurch charakterisiert, daß mit ihnen eine Aufbereitung stark gekrümmter Kanäle gelingt. An dieser Stelle bleibt anzumerken, dass das Ziel einer Wurzelkanalaufbereitung ist, eine vollständige Reinigung und Desinfektion des Wurzelkanals zu erreichen und

durch die substanzabtragende Formgebung die Grundlage für eine dichte und wandständige Wurzelfüllung gesetzt wird.

Darüber hinaus ist es unerlässlich, den Kanal mittels chemisch-medikamentösen Spüllösungen zu desinfizieren, da trotz der mechanischen Bearbeitung in den Dentinkanälchen Bakterien verbleiben (Bystrom et al. 1981). Barnett et al. 1985 und Hülsmann 1997 stellten schließlich fest, dass es Aufgabe der Spüllösungen sei, infiziertes Gewebe aufzulösen und abzutransportieren und gleichzeitig eine antimikrobielle Wirkung zu entfalten. Dies stellt einen wesentlichen Bestandteil der Wurzelkanalaufbereitung dar (Barnett et al. 1985). Als Spüllösungen kommen derzeit Chlorhexidindigluconat und Natriumhypochlorit (Vahdaty et al. 1993), beziehungsweise Wasserstoffperoxid (Hülsmann 1997) in Frage.

Schließlich endet die endodontische Behandlung mit dem Ziel, den aufbereiteten und desinfizierten Wurzelkanal mit einer Wurzelfüllung zu verschließen. Deren Aufgabe ist es, das gesamte Kanalsystem auf Dauer hermetisch zu verschließen, wobei ein Eindringen von Mikroorganismen und Flüssigkeiten verhindert wird (Hellwig et al. 2003). Hierbei stehen dem Behandler mehrere Möglichkeiten zur Verfügung –beispielsweise durch Guttaperchastifte in Verbindung mit einem Sealer – die aufgrund der relativ guten Biokompatibilität (Spångberg 1969, DGZMK 2000)– heute als übliches Wurzelfüllmaterial eingesetzt werden. Die Kondensation der Guttaperchastifte erfolgt vertikal oder lateral (Baumann 2001). In neuerer Zeit haben sich neben den oben genannten Techniken noch weitere Möglichkeiten der Wurzelkanalfüllung etabliert.

Zu nennen wäre zum einen das Therafil plus® System (Dentsply DeTrey, Konstanz, D), bei der die auf einen Kunststoffträger aufgebrachte Guttapercha in einem speziellen Ofen erwärmt und in den aufbereiteten Wurzelkanal eingeführt wird. Untersuchungen von einigen Autoren zur Dichtigkeit im Vergleich zur lateralen Kondensation als "Goldstandard" reichte von sehr gut bis schlecht (Hata et al. 1992, Hata et al. 1995, Lares et al. 1990). Tatsache jedoch ist, daß dieses System einfach und schnell zu handhaben ist (Drummer et al. 1994). Zum anderen kann die Guttapercha auch mittels Injektionstechniken in den Wurzelkanal eingebracht werden, wobei sie zunächst auf 70 – 90 °C (Ultrafil©, Hygienic-Systems, Ohio, USA) oder wie bei der Obtura-Methode (Obtura-Spartan, Missouri, USA) auf 200 °C erwärmt wird und anschließend mit einer speziellen Kanüle in den Wurzelkanal gefüllt wird. Barkhordar et al. (1989) konnten in diesem Zusammenhang feststellen, daß die Temperaturerhöhung 2 mm vom Apex entfernt auf der Aussenseite der Wurzel, ausgehend von der Körpertemperatur von 37 °C, mit 38,98 °C bis 39,83 °C sich nicht schädigend auswirkt.

2.4. Postendodontische Versorgung

2.4.1. Endodontischer Erfolg

Um dem Patienten eine adäquate Weiterversorgung tief zerstörter, wurzelkanalbehandelter Zähne zukommen zu lassen, spielt der endodontische Erfolg eine große Rolle. Kein Behandler würde auf

einem apikal beherrschten oder mit klinischen Symptomen behafteten Zahn eine prothetische Versorgung anstreben. Es ist daher unerlässlich, vor der Behandlung zu prüfen, ob der Zahn für eine Weiterversorgung in Frage kommt.

International wird dazu die radiologische Beurteilung des periapikalen Gewebes als standardisiertes und objektives Verfahren eingesetzt, da eine Infektion des Periapex auch unabhängig von klinischen Symptomen bestehen kann (Strindberg, 1956). Mit Hilfe der Radiologie erfolgt eine genaue Beurteilung der Qualität der Wurzelfüllung bezüglich Homogenität, Dichte, Wandständigkeit und Länge. Der entscheidende Faktor ist jedoch der Zustand des periapikalen Gewebes (Kerekes et al. 1979, Sjögren et al. 1990).

Begleitend dazu wurde von Ørstavik et. al (1986) ein "periapical index" (PAI) entwickelt, mit dem der Zustand des apikalen Gewebes in fünf Gruppen klassifiziert werden kann, wobei bei PAI 1 der Periapex als gesund angesehen werden kann und PAI 5 einer schweren Parodontitis mit Exacerbation entspricht.

Einschränkend bleibt hierzu anzumerken, dass ein Erfolg der Therapie nicht zwingenderweise durch das Nichtvorhandensein von röntgensichtbaren, apikalen Veränderungen gegeben ist und dass das Vorhandensein einer Aufhellung periapikal nicht immer Zeichen einer rezidivierend vorhandenen Infektion ist (Le Quire et. al 1977, Lee et al. 1986). Tatsache ist auch, dass 39% der Zähne mit persistierender periapikaler Aufhellung auch später im weiteren Verlauf als Misserfolg anzusehen sind (Reit et al. 1988).

2.4.2. Wartezeiten nach endodontischer Behandlung

Mittlerweile empfiehlt nun auch die Kassenzahnärztliche Vereinigung Bayerns in einem Rundschreiben (KZVB 2005), was schon seit geraumer Zeit von der amerikanischen Gesellschaft für Endodontie propagiert wird, nämlich die definitive Versorgung des endodontisch behandelten Zahnes unmittelbar durchzuführen (Ingle et al. 1994).

Auch die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK), die Deutsche Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW) und die Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) fordern in einer gemeinsamen Stellungnahme, dass die Weiterbehandlung ohne Wartezeiten vorzunehmen ist (Edelhoff et al. 2005), denn die Barrierefunktion von temporären Befestigungsmaterialien besteht nur für einen kurzen Zeitraum, so dass der Wurzelkanal nicht in dem erforderlichen Maße vor kontaminierter Mundflüssigkeit geschützt wird (Alves et al. 1998, Chailertvanitkul et al. 1996, Khayat et al. 1993, Magura et al. 1991, Vertucci et al. 1986). Durch eine sofortige Weiterversorgung kann das Risiko eines "coronal-mikroleakage" und somit der koronalen Reinfektion deutlich gesenkt werden (Leonhard et al. 1996).

Auch hinsichtlich einer eventuellen erforderlichen Verwendung eines Wurzelstiftes bleibt anzumerken, daß dies ebenso unmittelbar nach erfolgter Wurzelfüllung ohne Risiken von Undichtigkeiten der apikalen Obturation möglich ist (Bourgeois et al. 1981, Madison et al. 1984).

Kritisch ist dahingegen die Verwendung von temporären Stiften zu betrachten, bei denen neben einem erhöhtem Frakturrisiko auch eine Gefahr der Reinfektion des Wurzelkanals besteht (Saunders et al. 1994).

2.4.3. Folgen der endodontischen Behandlung

Wurde in früherer Literatur noch postuliert, dass Frakturen der klinischen Krone bei endodontisch behandelten Zähnen von einem Feuchtigkeitsverlust und dadurch sich ergebenden Dentinsprödigkeit herrühren (Helfer et al. 1972, Hansen et al. 1990), so konnte diese Ansicht in neueren klinischen Studien widerlegt werden, in denen unter anderem aufgezeigt wurde, dass sich der Feuchtigkeitsgehalt des Dentins wurzelkanalbehandelter Zähne nicht unwesentlich von vitalen Zähnen unterscheidet (Papa et al. 1994) und dass allgemein keine relevante physikalische Veränderung des Dentins stattfindet (Fusayama et al. 1969, Reeh et al. 1989, Sedgley et al. 1992, Stanford et al. 1958).

Eine vermehrte auftretende Fraktur der klinischen Krone bei wurzelkanalbehandelten Zähnen ist demnach nicht auf die vermeintliche, postendodontische Veränderung der physikalischen Eigenschaften des Dentins zurückzuführen (Sedgley et al. 1992). Vielmehr spielt der mit der endodontischen Behandlung einhergehende vermehrte Verlust an Zahnhartsubstanz eine große Rolle. So konnte Howe et al. (1990) feststellen, dass durch das Anlegen der Zugangskavität und Entfernung der Randleisten eine erhöhte Frakturanfälligkeit besteht.

Darüber hinaus besteht, bedingt durch eine Abnahme von Mechanorezeptoren, eine um den Faktor zwei gegenüber vitalen Zähnen erhöhte Druckbelastung, um einen Reiz auch als solchen zu empfinden (Randow et al. 1986).

2.4.4. Definitive Versorgung

Um einen endodontisch behandelten Zahn langfristig zu erhalten, spielt die definitive Versorgung eine zentrale Rolle. Wie oben bereits ausgeführt, sollte diese ohne Wartezeiten vorgenommen werden, so daß der endodontische Erfolg nicht in Frage gestellt werden muss. Hinsichtlich der Art der Versorgung ist daher vor jeder Behandlung kritisch zu prüfen, in wie weit der betreffende Zahn mit plastischen Materialien versorgt werden kann, oder ob große Substanzverluste –sei es durch Kariesausdehnung, Zahnhartsubstanzverlusten durch iatrogene Maßnahmen wie Präparieren der Zugangskavität– den Behandler dazu zwingen, prothetische Lösungen im Sinne von Kronen und dergleichen anzustreben.

In diesem Rahmen empfiehlt die DGZMK in ihrer o.g. Stellungnahme, die Versorgung abhängig vom Destruktionsgrad zu wählen (Edelhoff et al. 2005).

Ausgehend von einem geringen Destruktionsgrad, bei dem eine ausreichende Dicke der Restzahnhartsubstanz durch eine zentrale angelegte Zugangskavität verbleibt –wobei der Zahn mit einem Komposit unter Verwendung eines geeigneten Dentinhaftvermittlers versorgt wird (Cathro et al.

1996, Dean et al. 1998)– ist bei einem mittleren Destruktionsgrad anhand der sich darstellenden klinischen Verhältnisse abzuwägen, in wie weit auch hier eine Versorgung mit Kompositen sinnvoll erscheint.

So ist einerseits dann eine Überkronung indiziert, wenn durch labiale, orale oder proximale Defekte eine Adhäsivversorgung unmöglich ist, andererseits gilt abzuwägen, ob die verbleibende Restzahnhartsubstanz eine Kronenversorgung ohne Wurzelstift erlaubt, oder ob der Destruktionsgrad so stark ist, daß eine Stiftversorgung unabdingbar ist (Weigl et al. 2001).

Sollte eine konventionelle, nicht adhäsive Versorgungsform angestrebt werden, ist zusätzlich noch eine kritische Würdigung der Präparationsform durchzuführen, da besonders intrakoronale Kavitäten, wie z.B. für Amalgamfüllungen oder Goldinlays, dazu neigen, ungünstige Spannungsverhältnisse aufzubauen, beziehungsweise die Festigkeit im Vergleich zu unbehandelten Zähnen um nahezu zwei Drittel reduzieren (Howe et al. 1990, Reeh et al. 1989). Klinisch geht damit auch ein höheres Frakturrisiko einher (Hansen et al. 1990). Betroffen sind besonders MOD-Kavitäten, bei denen erhöhte Spannungsspitzen am Übergang der vestibulären Kronenwand zur Zahnwurzel auftreten (Hansen et al. 1990). Um dieses Phänomen zu umgehen, empfiehlt Reeh et al. die Versorgung des Zahnes mit einer höckerumfassenden Teilkrone durchzuführen, da hierbei die Festigkeit auf ca. das Doppelte des intakten Zahnes gesteigert wird. Bei der Verwendung von adhäsiv zu verarbeitenden Werkstoffen, wurden 88% der Ausgangsfestigkeit erreicht (Reeh et al. 1989).

Liegt ein starker Destruktionsgrad vor, so ist eine Versorgung mittels eines Wurzelstiftes unumgänglich (Creugers et al. 1993).

Im Falle einer Überkronung ist es für den späteren klinischen Langzeiterfolg entscheidend, ein "ferrulle-design" oder "Fassreifen-Design" anzustreben, welches eine 2 mm apikal des Stumpfaufbaumaterials im Dentin liegende Präparationsgrenze vorsieht und dadurch einen stabilisierenden Effekt auf die gesamte Stift-Stumpfkonstruktion ausübt (Barkhordar et al. 1989, Hemmings et al. 1991, Isidor et al. 1996, Milot et al. 1992, Torbjörner et al. 1995).

Abschließend bleibt anzumerken, dass bei der Verwendung von Kompositen ein adhäsiver Verbund mit Dentinbonding obligatorisch sein sollte (Perdigao et al. 1999), zumal dadurch die mechanische Festigkeit erhöht und die Gefahr des "koronal-mikroleakage" verringert wird (Bindl et al. 1999, Hernandez et al. 1994, Leonard et al. 1996, Reeh et al. 1989, Wadhvani 2000).

Durch die Adhäsivtechnik, welche in den letzten Jahren eine rasante Weiterentwicklung erfahren hat, wurde auch die Indikation für einen Stiftaufbau enger gestellt. Bestand früher die Intention, grundsätzlich den Anteil der klinischen Krone zu entfernen und diese durch einen Stift zu ersetzen oder durch Einsatz eines Stiftes die Bruchresistenz des Zahnes zu verstärken und dem Stumpfaufbaumaterial mehr Retention zu bieten (Lau 1976), fand in letzter Zeit ein Paradigmenwechsel statt. Hierzu empfiehlt Cathro et al. (1996) die Verwendung eines Stiftes, vor allem bei Frontzähnen, auf einen äquigingivalen Fall zu beschränken, bzw. auf stark zerstörte Zähne, bei denen das Stumpfaufbaumaterial und der Zahnersatz adäquat befestigt werden müssen (Smith et al. 1997).

Sørensen et al. (1984) postulierten, dass bei kleinen Substanzverlusten ein Wurzelstift nicht sinnvoll erscheint.

Die durch höckerumfassende Onlays bzw. Teilkronen aus Metallen oder Keramiken erreichte Frakturresistenz, wird als sehr gut beschrieben, wobei beide Formen ohne Wurzelstift auskommen (Reeh et al. 1989, Sørensen et al. 1984).

Weiter erfolgt keine signifikante Erhöhung der Überlebensrate von endodontisch behandelten Zähnen durch eine Insertion eines Wurzelstiftes (Guzy et al. 1979). Dies wurde durch Sørensen et al. (1984) bestätigt.

Anhand dieser Ergebnisse wird nunmehr deutlich, dass ein Wurzelstift primär als Retentionsanker für das Stumpfaufbaumaterial und die Krone dienen soll und die natürliche Zahnhartsubstanz nicht verstärkt (Attin et al. 1994, Cohen et al. 2000, Guzy et al. 1979, Mendoza et al. 1994).

Die früheren Aussagen einiger Autoren (Lau 1976, Micknick et al. 1978), die definitive Versorgung von endodontisch behandelten Zähnen immer mit Hilfe eines Wurzelstiftes durchzuführen, sollten daher unter Beachtung der klinischen Umstände kritisch beurteilt werden und ist nach jetzigem Kenntnisstand obsolet.

2.5. Stiftaufbausysteme

Bereits im 19. Jahrhundert wurde durch Richmond (1888) und Logan (1885) die ersten funktionstüchtigen Stiftsysteme entwickelt. Bei der so genannten "Richmond-" oder "Logan-Krone" waren der Stift und die Krone aus einem Stück gefertigt, wobei der Wurzelstumpf kappenförmig umfaßt wurde (Nergiz et al. 2004). Diese Art des Stiftaufbaus, bei der der Stift individuell aus Draht und Wachs ausgeformt und im Labor eine Stiftkrone hergestellt wurde, war über längere Zeit die standardmäßige Versorgung mit einem Wurzelstift. Nachteilig hierbei war jedoch, dass im Falle eines Verlustes die gesamte Stift-Stumpf-Versorgung neu angefertigt werden musste. Um dies zu umgehen, wurden Krone und Stift separat angefertigt.

Um einen dauerhaften Erfolg der Versorgung eines Zahnes mit einem Stiftaufbau zu garantieren, muß ein Stiftsystem hinsichtlich der werkstoffkundlichen und physikalischen Parameter gewisse Eigenschaften hervorbringen.

So ist es unabdingbar, dass metallische Stiftaufbausysteme aus einer korrosionsbeständigen Legierung bestehen müssen, um im Mundmilieu zu bestehen und dadurch eine Einlagerung korrosiver Partikel in die Mundschleimhaut verhindert wird (Riedling et al. 1988). Erreicht wird dies durch die Verwendung von Reintitan bei konfektionierten Stiften (Christensen 1996, Hofmann 1985a, Hofmann 1985b), welches eine große Härte und Biegefestigkeit aufweist.

Als Material bei gegossenen Stiften kommt meist eine hochgoldhaltige Legierung in Frage (Naumann 2003, Otzl et al. 2003, Rinke et al. 1999a, Rinke et al. 1999b), da zum einen die Mundbeständigkeit zum anderen die Passgenauigkeit (Herzog et al. 1990) und Bearbeitungsfähigkeit besser als die von Nihedelmetall-Legierungen ist. Dazu kommt, dass bei diesen Legierungen ein erhöhtes Korrosions- bzw. Allergierisiko besteht (Brauner 1986, Brauner et al. 1985, Steiner et al. 1998).

Als weiteres Material, welches in den letzten Jahren nicht zuletzt aufgrund des gestiegenen Ästhetikbewusstseins vermehrt Verwendung gefunden hat, ist der glasfaserverstärkte Komposit. Aufgrund der Transluzenz findet diese Art von Stift vor allem bei der Versorgung mit Vollkeramikkrönen Verwendung. Ausgestattet mit einem dentinähnlichen E-Modul ($E_{\text{Dentin}} = 13 \text{ GPa}$, $E_{\text{Glasfaserstift}} = 15 \text{ GPa}$) (Ottl et al. 2002, Marx 2003) und somit einem zahnähnlichen Biege- und Frakturverhalten, weisen solche Stifte im Gegensatz zu Metallstiften, die ein E-Modul von 210 GPa aufweisen (Marx 2003), jedoch eine geringere Stabilität auf (Sidoli et al. 1997).

Mentik et al. (1993) und Trabert et al. (1978) postulierten unter diesem Gesichtspunkt, dass der Langzeiterfolg einer prothetischen Versorgung mit einem Stift abhängig von der Retention ist. Die Retention wiederum ist abhängig von der Wahl des Befestigungsmaterials, des Designs der Oberfläche, der Form des Stiftes und der Länge bzw. Dimension des Stiftes (Standlee et al. 1978, Johnson et al. 1978).

Die Herstellung von Stiftaufbauten kann auf verschiedene Arten erfolgen.

Bei den individuellen Systemen wird der Wurzelstift dem Kanallumen angepasst. Dies erfolgt entweder direkt oder indirekt (Strub et al. 1994), wobei bei der direkten Methode der Stift im Mund des Patienten modelliert und anschließend im zahntechnischen Labor gegossen wird. Bei der indirekten Methode erfolgt die Herstellung des Stiftes ebenso im zahntechnischen Labor mit dem Unterschied, dass eine Abformung zur Herstellung eines Sägemodells genommen werden muß (Körber 1985). Als Resultat ergibt sich ein individuell, meist aus einer hochgoldhaltigen Legierung hergestellter Stift, der eine exakte Passung zwischen Stiftoberfläche und Kanalwand aufweist (Nolden 1985).

Bei halbkonfektionierten Stiftsystemen wird mittels auf das jeweilige System abgestimmten Normbohrern die Wurzelfüllung des Zahnes entfernt, der Kanal erweitert und ein auf den jeweiligen Bohrer analogisierter Wurzelstift in den Wurzelkanal eingesetzt. Der eigentliche Stumpfaufbau erfolgt dann entweder im zahntechnischen Labor, wobei hierzu der entsprechende Aufbau gegossen bzw. als Einstückguß angefertigt wird, oder der Aufbau wird direkt im Munde des Patienten nach Stiftinsertion aus plastischem Material (Komposit, Amalgam, Zemente) modelliert. Bei Zirkonoxidstiften kann zudem ein glaskeramischer Aufbau angepresst werden. Als Materialien werden von den einzelnen Herstellern Metalle, Keramiken oder in neuerer Zeit Karbonfaser und glasfaserverstärkte Komposite verwendet.

Bei den vollkonfektionierten Stiftsystemen sind sowohl Stumpfaufbau als auch Stift vorgefertigt, genormt und werden vor dem Einsetzen zeitaufwändig zurechtgeschliffen.

Die Auswahl des geeigneten Stiftes wird vom Wurzeldesign und von der Länge der Zahnwurzel bestimmt. Bestand früher die Intention eine maximale Retention des Stiftes in der Wurzel zu erreichen (Cohen et al. 1997, Cohen et al. 1998, Kurer 1986), so zielt die heutige Behandlung darauf ab, die Wurzel zu erhalten und sie bei einem Misserfolg nicht zu zerstören (Heydecke et al. 2001, King et al. 2003, Manocci et al. 2001, Martninez-Insua et al. 1998, Torbjöner et al. 1995). Bei längeren Stiften sind Wurzelfrakturen aufgrund der Schwächung der Wurzel im apikalen Bereich möglich (Attin et al. 1994).

So wird von verschiedenen Autoren empfohlen, dass der Stift mindestens $\frac{2}{3}$ der Wurzellänge oder zumindest die Länge der klinischen Krone entsprechen soll (Sørensen und Martinoff 1984a, Nergiz et al. 2004). Hierbei wird zudem ein günstiges Verhältnis Hebelarm/Lastarm erzielt (Kantor und Pines 1983).

Bei Verwendung von kürzeren Stiften hingegen können vermehrt Misserfolge durch die Lockerung der Stifte unter Funktion auftreten (Lewis und Smith 1988, Morgano und Milot 1993, Sørensen und Martinoff 1984b).

Einige Autoren empfehlen hierzu einen Wurzelfüllungsrest von 4 mm zu belassen (Donovan und Chee 1993, Lambjerg-Hansen und Asmussen 1997, Sørensen und Martinoff 1984).

Demgegenüber postulieren Heidemann und Weigl (2004), dass bei einem adhäsiv befestigten Wurzelstift in Verbindung mit einem Adhäsivaufbau unter Anlage eines "ferrule-designs", eine Stiftlänge von 3 mm als ausreichend gegen horizontal angreifenden Kräften zu sehen ist.

Hinsichtlich der Dimension des Stiftes wird empfohlen, dass der Stiftdurchmesser $\frac{1}{3}$ des Wurzel durchmessers betragen soll (Caputo und Standlee 1976, Morgano 1996, Stiefenhofer et al. 1994, Stockton 1999), bzw. die Stiftdicke so zu wählen, dass die durch einen vermehrten Dentinabtrag verursachte Schwächung der Wurzel vermieden wird (Standlee et al. 1980), denn dickere Stifte verursachen eine größere Schwächung der Wurzel, bei verhältnismäßig geringer Erhöhung der Retention (Johnson und Sakamura 1978).

Eine Einteilung der verschiedenen Stifte kann hinsichtlich deren Stiftform (konisch-zylindrokonisch-zylindrisch) und aufgrund deren Verankerung im Wurzelkanal erfolgen (aktiv-passiv),

2.5.1. Konische Stifte

Aufgrund des dem Wurzelkanal annähernd gleichen Designs und des damit verbundenen minimalinvasiven Vorgehens bei der Präparation, ist bei konischen Stiften eine maximale Stiftlänge möglich, wobei die Kaukräfte dadurch auf eine möglichst große Wurzeloberfläche übertragen werden (Dietschi et al. 1997, Lambjerg-Hansen et al. 1997, Schmage et al. 1992, Weine et al. 1991).

Darüber hinaus bestehen bei konischen Stiften die größten Belastungen am koronalen Ende (Holmes et al. 1996, Lambjerg-Hansen et al. 1997, Sørensen et al. 1990, Städtler et al. 1995).

Hinsichtlich ihres Designs weisen konische Stifte einen Konvergenzwinkel auf. Dieser hat einen Einfluss auf die koronale Keilwirkung und die Retention (Assif et al. 1989, Lambjerg-Hansen et al. 1997, Nergiz et al. 2002, Torbjörner 1995).

Um eine zufriedenstellende Retention zu erlangen und vertikale Wurzelfrakturen durch einen Keileffekt zu vermeiden, sollte der Winkel jedoch nicht größer als 4 Grad betragen (Hatzikyriakos et al. 1992, Käyser et al. 1987, Testori et al. 1993).

2.5.2. Zylindrokonische Stifte

Zylindrokonische Stifte stellen eine Kombination aus konischen und zylindrischen Stiften dar. Nur teilweise parallelisiert, weisen sie an ihrem apikalen Ende eine Konizität auf.

Anzumerken ist, dass sowohl konische und zylindrische, als auch zylindrokonische Stifte zu den passiven Stiften gezählt werden, da ihr Halt durch Friktion resultiert. Die Retention ist jedoch im Vergleich zu den aktiven, schraubbaren Systemen deutlich niedriger (Standlee et al. 1978).

2.5.3. Zylindrische Stifte

Durch ihre Konstruktion können zylindrische Stifte spannungsfreier in den Wurzelkanal eingebracht werden und erzielen im Allgemeinen eine höhere Retention (Kahn et al. 1996, Käyser et al. 1987, Testori et al. 1993).

Einschränkend bleibt jedoch anzumerken, dass zylindrische Stifte aufgrund der sich nach apikal verjüngenden Zahnwurzel kürzer gesetzt werden müssen, um der Gefahr einer Wurzelperforation vorzubeugen. Aufgründessen verteilen sich die auftretenden Kaukräfte nur ungleichmäßig und vor allem vermehrt auf die koronale Hälfte der Wurzel (Holmes et al. 1996).

2.5.4. Aktive Stiftsysteme

Im Gegensatz zu den passiven Wurzelstiftsystemen wird hierbei eine Schraube in den Wurzelkanal eingedreht und dadurch eine sehr hohe Retention erzielt (Cohen et al. 1996, Deutsch et al. 1985, Standlee et al. 1978, 1980, Caputo et al. 1976, Stockton 1999, Torbjöner et al. 1995, Kaelin et al. 1991). Zudem wurde eine große Widerstandskraft gegen Extrusion und Torsion nachgewiesen (Ruemping et al. 1976, Standlee et al. 1978, Standlee et al. 1980).

Problematisch sind hier jedoch, im Vergleich zu den passiven Systemen, die beim Eindrehen und unter Kaubelastung auftretenden unerwünschten Spannungen innerhalb der Zahnwurzel (Standlee et al. 1972, 1980, 1982, Perel et al. 1973, Zmener 1980), welche Infrakturen und Frakturen der Wurzel verursachen können (Mashak et al. 1988, Perel et al. 1973, Zmener 1980). Zmener (1980) zeigte zudem, dass von den in das Dentin geschnittenen Gewindegängen Kerbspannungen ausgehen, die das Frakturrisiko deutlich erhöhen.

Da die o.g. Problematik und die durch konische Schrauben hervorgerufene Keilwirkung im apikalen Drittel aufgrund eines fehlenden Stopps auftritt, sind diese als obsolet anzusehen (Caputo et al. 1976, Schillingburg et al. 1982).

Nergiz et al. (2004) empfiehlt hierzu die Verwendung einer zylindrischen Schraube, bzw. auf den Einsatz von Schrauben ganz zu verzichten.

2.5.5. Passive Stiftsysteme

Bei den passiven Stiften beruht der Halt im Kanal nur durch die Zementwirkung des jeweiligen Zementsystems (adhäsiv oder konventionell). Die Retention ist demnach geringer als bei aktiven Stiftsystemen (Colley et al 1968, Ruemping et al. 1976, Standlee et al. 1972, Standlee et al. 1978). Anzumerken ist, dass sowohl konische und zylindrische, als auch zylindrokonische Stifte zu den passiven Stiften gezählt werden, da ihr Halt durch Friktion resultiert. Die Retention ist jedoch im Vergleich zu den aktiven, schraubbaren Systemen deutlich niedriger (Standlee et al. 1978, Lewis et al. 1988, Morgano et al. 1993).

Abschließend bleibt anzumerken, dass in der Literatur überwiegend die Meinung vertreten wird, der Verwendung von wurzelanatoformen, konischen Stiften mit passiver Befestigung, trotz der o.g. Nachteile hinsichtlich deren Retentionswerte, den Vorzug zu geben (Assif et al. 1989b, Dietschi et al. 1997, Fernandes et al. 2002, Kaelin et al. 1991, Lambjerg – Hansen et al. 1997, Morgano 1996, Sørensen et al. 1990, Städtler et al. 1995, Weine et al. 1991).

2.6. Befestigungsmaterial

Zur Befestigung von Wurzelstiften werden konventionelle Zemente wie beispielsweise Glasionomerzemente (GIZ), Zinkoxidphosphatzemente (ZPX) oder adhäsive Zemente auf Kompositbasis verwendet.

Werkstoffkundlich gesehen bestehen GIZ aus pulverförmigem Ca–F–Al–Silikatglas und Polyacrylsäure. Die Haftfestigkeit entsteht durch ionische und kovalente Bindungen an anorganischen Zahnbestandteilen. Neben der Verwendung als Befestigungsmaterial, wird GIZ auch als Unterfüllungs- und Füllungsmaterial verwendet.

Bei den Zinkoxidphosphatzementen erfolgt die Aushärtung durch Kristallisation. Anzumerken bleibt, dass bei konventionellen Zementen der Halt des Stiftes im Kanallumen durch Friktion zustandekommt. Vorheriges Sandstrahlen oder eingefräste Unterschnitte in den Stiften, bzw. Anrauhern der Kanalwand mit einem speziellem Instrument, können den Halt verbessern (Weigl und Heidemann 2001)

Anders als bei den konventionellen Zementen entsteht der Halt des Wurzelstiftes bei adhäsiven Zementen hingegen durch Mikroretentionen.

Bereits in den fünfziger Jahren des vorigen Jahrhunderts gelang Buonocore mit der Entwicklung der Säure–Ätz–Technik und der damit verbundenen Schaffung von Mikroretentionen am Schmelz ein Quantensprung in der Zahnheilkunde (Buonocore 1955).

Aufgrund des höheren Anteils von organischen Substanzen im Wurzelzementin und der damit verbundenen größeren Hydrophilie, bereitet die Haftung von adhäsiven Zementen aufgrund ihrer Hydrophobie größere Schwierigkeiten (Frankenberger et al. 1998, Lutz et al. 1993). Darüber hinaus entsteht durch das Beschleifen eines Zahnes eine ca. 1–2 µm dicke Schmierschicht (smear layer), die sich aus denaturiertem Kollagen und Resten von Odontoblastenfortsätzen zusammensetzt.

Daher sind Dentinadhäsive notwendig, welche den Zahn konditionieren und die erforderliche Haftung des Komposit am Dentin erreichen. Hierbei werden drei verschiedene Verbundmechanismen unterschieden:

1. Die Schmierschicht bleibt erhalten und wird durch Dentinhaftvermittler (meist hydrophile Monomere) infiltriert und nach Aushärtung verstärkt (sog. Entanglement). Aufgrund der zu geringen Haftung sollte diese Form des adhäsiven Verbundes nicht mehr angewandt werden (Hellwig et al. 2003).
2. Durch das Aufbringen von Dentinhaftvermittlern mit demineralisierenden Bestandteilen (Mal-einsäure) wird die Schmierschicht nur partiell aufgelöst und das Kollagen im intertubulären Dentin durch die Eröffnung von Dentintubuli freigelegt. Die hydrophilen Monomere dringen in die Dentinkanälchen ein, während sich die Schmierschicht in Lösung befindet und bilden dadurch Retentionszapfen. Nach dem Trocknen fällt die Schmierschicht wieder aus und wird durch Monomere infiltriert (Ferrari et al. 1996, Hellwig et al. 2003, van Meerbeek et al. 1992).
3. Durch die Konditionierung mit Säuren oder Komplexbildnern (Phosphorsäure, EDTA) wird die Schmierschicht nach einer Einwirkzeit von ca. 15 – 20 sec vollständig aufgelöst. Dadurch werden die Dentintubuli eröffnet, intertubuläres Dentin demineralisiert und das Kollagenetzwerk freigelegt. Nach dem Einsickern des Dentinadhäsivs in das Dentin entsteht eine Hybridschicht aus hydrophilen Monomeren und Kollagen. Zudem bilden sich durch das Einfließen des Adhäsivs in die Dentintubuli sog "tags" (Ferrari et al. 1996, Hellwig et al. 2003, van Meerbeek et al. 1992).

In neuerer Zeit haben sich auch selbstätzende Adhäsivsysteme bewährt, welche durch Aufbringen eines sauren Primer-Adhäsiv-Gemisches eine Hybridschicht entwickeln, die die Haftung des Komposits am Zahn ermöglicht.

In der Literatur herrscht hinsichtlich der Verwendung des Befestigungsmaterials eine geteilte Meinung.

Zu Beginn der klinischen Verwendung von Kompositen konnte einerseits von mehreren Autoren im direkten Vergleich zwischen konventionellen und Kompositzementen geringere oder sogar keine Retentionswerte der adhäsiven Befestigung von Wurzelstiften festgestellt werden (Chapman et al. 1985, Mendoza et al. 1994, Radke et al. 1988, Wood 1983).

Andererseits wurde von mehreren Autoren trotz Nichtverwendens eines Adhäsivsystems in verschiedenen Studien aufgrund der mikromechanischen Eigenschaften ein deutlich höherer Retentionswert von Wurzelstiften, welche mit Kompositzementen eingesetzt wurden, als diejenigen, die mit konventionellen Zementen befestigt wurden, festgestellt (Assif et al. 1982, Duncan et al. 1998, Goldman et al. 1984, Standlee et al. 1992).

Um einen adäquaten Halt des Kompostmaterials an einem Metall zu erreichen, muß die Metalloberfläche entweder mit mechanischen Retentionen, wie beispielsweise Unterschnitten oder Retentionsperlen, versehen werden, oder mittels tribochemischer Vorbehandlung so konditioniert werden, dass ein dauerhafter Halt des Komposit garantiert ist. Hierdurch wird zudem die Haftfes-

tigkeit des Wurzelstiftes zusätzlich gesteigert. (Akisli et. al 2003, Göbel et al. 1998, Kern und Wegner 1998, Sahafi et al. 2003, Schönbrodt et al. 2003).

Hierzu werden Silikate, Salze der Kieselsäuren, bestehend aus Silikationen, die zu größeren Komplexen mittels Metallkationen verbunden sind, auf die Metalloberfläche aufgebracht. (Abb. 1) Die Verbindung mit einem Komposit erfolgt durch eine Silanhaftschrift (3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan), die, bedingt durch ihre doppelseitige Haftschrift, sowohl mit der Silikatschicht am Metall eine Kondensreaktion, als auch mit dem Kunststoff eine Kopolymerisation eingehen kann (Kerschbaum 1995).

Zu nennen wäre hierzu das auch in dieser Untersuchung verwendete Rocatec-Verfahren (3M Espe, Seefeld, D), bei dem eine Silikatschicht mit dem tribochemischen Verfahren auf die Metalloberfläche aufgebracht wird, wobei es zu einem oberflächlichen Verschmelzungsprozeß kommt (Kern et al. 1994, Meiners et al. 1990). (Abb. 2)

Da die Vorbereitung der Stifte zum Einsetzen noch am Stuhl vorgenommen wird, würde eine herstellerseitige Konditionierung der Stifte eine Ablaufoptimierung mit sich bringen. Vielversprechende Ergebnisse erzielten hierzu Edelhoff et al. 2006 mit Glasfaserstiften, die mit der "Physical-Vapour-Deposition"-Beschichtungstechnologie und einer zusätzlichen Schutzschicht gegen eine vorzeitige Aktivierung vorbereitet wurden.

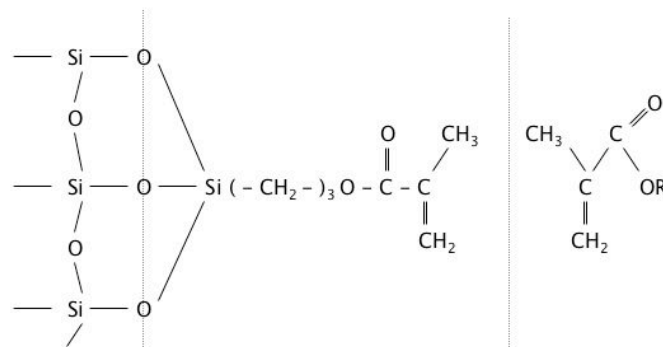


Abbildung 1: Chemische Formel der Silanhaftschrift

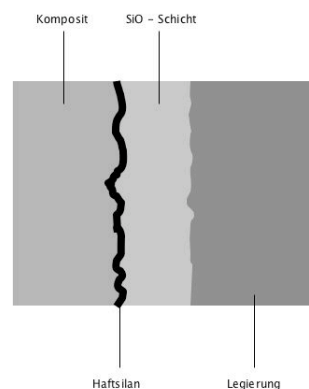


Abbildung 2: Schematische Zeichnung des Rocatec - Verfahrens

3. Material und Methode

3.1. Auswahl der Zähne

Als Versuchszähne fanden einwurzelige Zähne mit einem geraden Wurzelkanalverlauf und einer durchschnittlichen Wurzellänge von 14 mm, einer oro-vestibulären Dicke von 7 mm und mesio-distalen Dicke von 5 mm Verwendung. O.g. Zähne wurden direkt nach der Extraktion und ebenso während den einzelnen Arbeitsschritten dunkel und bei Raumtemperatur in einer 0,1% igen Thymol-Lösung gelagert. (Abb. 3)

Die in der Thymol-Lösung gelagerten Zähne wurden zur Vorbereitung mit handelsüblichen Gracey-Küretten und mit Ultraschall von Konkrementen und Weichgewebe gesäubert. Im Anschluss daran erfolgte eine genaue Vermessung, um eine möglichst gleichbleibende Länge bzw. Dicke einzuhalten



Abbildung 3: Verwendeter Prüfwurzelzahn



Abbildung 4: Prüfwurzelzahn mit abgetrennter Krone

3.2. Probenvorbereitung



Abbildung 5: Organigramm Versuchsablauf

Daraufhin wurde bei allen Zähnen ca. 1 mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze die Krone mit rotierenden, diamantierten Schleifinstrumenten (Brasseler-Komet, Lemgo, D) entfernt. (Abb. 4) Nach Entfernung der Krone erfolgte eine Entfernung des restlichen Pulpengewebes und eine Wurzelkanalbehandlung. Zur endodontischen Behandlung fanden Hedström- und K-Feilen, sowie Fingerspreader (alle VDW, München, D) Verwendung. (Abb. 6) Darüber hinaus wurden die Zähne mit dem auf der "Crown-Down"-Methode basierenden ProFile®-System (Dentsply DeTrey, Konstanz, D) maschinell aufbereitet. (Abb. 7) Hierzu wurde zuerst mit den roten bzw. blauen "Orifice-Shapern" das obere Kanaldrittel erweitert. Anschließend erfolgte die Erweiterung 3–4 mm vor der apikalen Konstriktion mit ISO 30 bzw. ISO 25 Instrumenten mit einer Konizität von 6 %. Auf voller Arbeitslänge wurde im Anschluss daran der Kanal mit Feilen mit einer Konizität von 4 % bis zu einer ISO-Größe von 40 erweitert.

Um eine Verblockung des Dentinkanals mit Dentinspänen zu vermeiden, wurde der Wurzelkanal zwischen den einzelnen Aufbereitungsschritten mit einer 1% igen Natriumhypochlorit-Lösung für 30 sec gespült und mit einer Hedströmfeile rekapituliert.

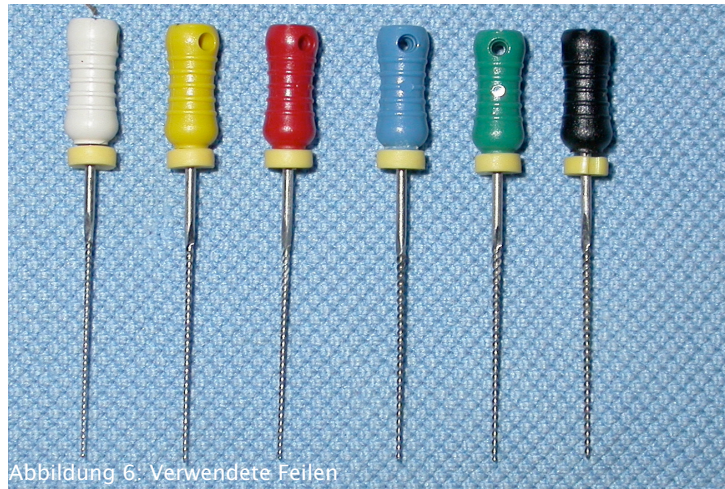


Abbildung 6: Verwendete Feilen



Abbildung 7: Feilen des ProFile®-System

Im Anschluss daran wurde der Wurzelkanal mit Papierspitzen (Roeko, Lengnau, D) getrocknet und mit Guttaperchaspitzen (Roeko, Lengnau, D) in Verbindung mit Sealpex® (Kerr-Hawe, Salerno, I), einem eugenolfreier Wurzelkanalsealer auf polymerer Calciumhydroxidbasis, unter Verwendung der lateralen Kondensationstechnik abgefüllt. (Abb. 8)

Hierzu wurde der vorher mit dem "tug-back"-Test ermittelte Masterpoint-Guttaperchastift mit einer kleinen Menge Sealer beschickt und mit vorsichtigen Pumpbewegungen in den Kanal bis zum Erreichen der Arbeitslänge eingeführt und mit einem Fingerspreader lateral kondensiert. Nach dem letztmöglichen Guttaperchastift wurden diese mit einem heißen Kugelstopfer abgetrennt.

Die Einteilung erfolgte in 5 Gruppen mit jeweils zehn Zähnen. Die 1. und 2. Gruppe wurde mit dem BKS-System® (Brasseler-Komet, Lemgo, D) versorgt, wobei bei Gruppe 2 als Befestigungsmaterial Ketac-Cem Aplicap® (3M Espe, Seefeld, D) angewandt wurde, bei Gruppe 1 Panavia® F 2.0 (Kuraray Co. Ltd, Osaka, J). Die 3. und 4. Gruppe wurde mit dem ER-System (Brasseler-Komet, Lemgo, D) versorgt. Als Befestigung diente bei Gruppe 4 Ketac-Cem Aplicap® (3M Espe, Seefeld, D) und bei Gruppe 3 Panavia® F 2.0 (Kuraray Co. Ltd, Osaka, J). Die intraradikäre Stiftlänge betrug bei



Abbildung 8: Verwendete Guttapercha- und Papierspitzen

den Proben 1–4 8 mm, die extraradikuläre Kopflänge bei den Proben 1 und 2 4,5 mm und bei den Proben 3 und 4 5,5 mm.

In Gruppe 5 wurde anstelle eines Wurzelstiftes ein in oro-vestibulärer 3 mm breiter, in mesio-distaler Richtung 2 mm breiter und 2 mm tiefer Retentionskasten angelegt.

3.3. Verwendete Zementsysteme

3.3.1. Panavia® F (Kuraray, Osaka, J)

Panavia® F 2.0 ist ein auf Methacrylat basierendes, flouridfreisetzendes und dualhärtendes Zementsystem mit einem breiten Anwendungsgebiet. Hinsichtlich seines Einsatzgebietes empfiehlt der Hersteller die Befestigung von endodontischen Stiften, Metallkronen und -brücken, Vollkeramikbrücken und keramischen Einlagefüllungen. Die Komponenten sind ein aus zwei Flüssigkeiten bestehender, selbstätzender Primer (ED-Primer®), einem Alloy-Primer®, welcher als Haftvermittler für Metalle dient und aus zwei Pasten bestehender Zement. (Abb. 9)

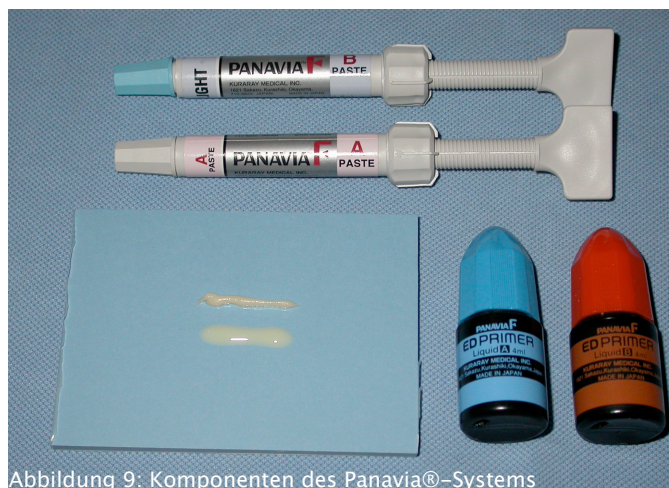


Abbildung 9: Komponenten des Panavia®-Systems

3.3.2. Ketac-Cem Aplicap® (3M Espe, Seefeld, D)

Ketac-Cem Aplicap® ist ein konventioneller Glasionomerzement, der laut Hersteller als Befestigungszement empfohlen wird. Darunter fällt auch die Zementierung von Wurzelstiften. (Abb. 10)



Abbildung 10: Ketac-Cem® Aplicap

3.4. Verwendete Stifte

3.4.1. BKS®-System (Brasseler-Komet, Lemgo, D)

Das BKS®-System ist ein aktives, zylindrisches, schraubbares Stiftsystem. Hierbei wird eine Wurzelschraube in ein in den Wurzelkanal vorgeschchnittenes Gewinde eingeschraubt. Die BKS®-Schraube besteht aus Reintitan.

Der Inhalt des BKS®-Systems besteht aus dem Kanalformer zur Präparation des Kanals und Entfernung der Wurzelfüllung, dem Gewindeschneider, dem "Schraubensetter" zum Einbringen der Schraube und aus den unterschiedlichen Wurzelschrauben.

In der vorliegenden Untersuchung wurden Schrauben mit der Farbkennzeichnung "rot", mit einer Stiftlänge von 8,5 mm und einer Kopflänge von 4 mm, sowie einem Kopfdurchmesser von 1,5 mm und einem Wurzeldurchmesser von 1 mm verwendet. (Abb. 11)

3.4.2. Das ER-System® (Brasseler-Komet, Lemgo, D)

Das ER-System® ist ein passives, konisches Stiftsystem mit einem Steigungswinkel der Konizität 2,1°. Das System besteht aus einem Pilotbohrer zur Entfernung der Wurzelfüllung, einem Erweiterer zur Wurzelkanalerweiterung und Schaffung des Stiftbettes, einem diamantierten Aufrahinstrument und den Wurzelstiften, die sowohl aus Reintitan, als auch aus Platin-Iridium, Heraplat, Permador, ELD, CAST, Zirkonoxidkeramik, sowie aus Glasfaserverstärktem Komposit erhältlich sind.

In der vorliegenden Untersuchung wurden Wurzelstifte aus Reintitan mit der Farbkennzeichnung "rot", einer Stiftlänge von 9 mm, einer Stiftkopflänge von 4,5 mm, einem Kopfdurchmesser von 2,8 mm und einem Wurzeldurchmesser von 1 mm verwendet (Abb. 12).



Abbildung 11: BKS®-Schraube



Abbildung 12: Titanstift ER®-System

3.5. Herstellung der Prüfgruppen

3.5.1. Gruppe 1 – BKS®-System i.V.m Panavia® F 2.0

Mit dem Kanalformer aus dem BKS-System® (Brasseler-Komet, Lemgo, D) wurde die Wurzelfüllung jeweils bis auf einen Rest von 4 mm Länge entfernt und der Kanal dadurch zur Aufnahme der Schraube vorgeformt. Nachdem vorher mit dem zur Schraube passenden Gewindeschneider das Gewinde im Wurzelkanal geschnitten wurde, der Wurzelkanal nochmals mit Natriumhypochlorit gesäubert, desinfiziert und mit Papierspitzen (Roeko, Lengnau, D) getrocknet wurde, erfolgte im Anschluß daran das Einzementieren der Schraube. Hierzu wurde die Schraube mit 70 % igen Ethanol desinfiziert und getrocknet.

Um einen besseren Verbund zwischen des Befestigungskomposits und der Titanschraube zu erhalten, wurden eine tribochemische Konditionierung durchgeführt. Hierbei wird eine visuell kontrollierbare Silikatschicht mittels Strahlkorn unter Strahldruck von mind. 2,8 bar aufgebracht (Rocatec®, 3M, Espe, Seefeld, D). Um eine ohne mechanische Unterschnitte auskommende Basis für die chemische Verbindung zwischen Metall und Komposit zu schaffen, wurde zudem ein Haftsilan (Espesil®, 3M, Espe, Seefeld, D) aufgetragen.

Als Befestigungsmaterial diente hierbei Panavia® F 2.0. Dazu wurde zuerst das gemäß den Herstellerangaben gemischte Adhäsivsystem ED Primer® (Kuraray Co Ltd, Osaka, J) auf den Stumpf und in den Kanal mit einem Pinsel einmassiert und mit ölfreier Luft und Papierspitzen getrocknet. Schließlich erfolgte die Insertion der Schraube, welche vorher mit den nach Herstellerangaben vermischten Pasten A und B bestrichen wurde, mit dem BKS®-Schraubensetter (Brasseler-Komet, Lemgo, D). Abschließend wurden die Überreste mit einem Wattepellet (Roeko, Lengnau, D) entfernt und der Befestigungskunststoff lichtgehärtet.

Unter Verwendung des Dentinhaftvermittlers Solobond® plus wurde der Stumpf mit Rebilda® DC aufgebaut (beide Voco, Cuxhaven, D).

3.5.2. Gruppe 2 – BKS®-System i.V.m. Ketac Cem®

Analog zu Gruppe 1 wurde bei den Zähnen in Gruppe 2 für die Vorbereitung zum Einsetzen der Schraube verfahren.

Hierzu wurde die Schraube mit 70 % igen Ethanol desinfiziert, getrocknet und mit dem nach Herstellerempfehlung angerührten GIZ Ketac-Cem Aplicap® (3M Espe, Seefeld, D) beschickt und in den Kanal mittels des BKS®-Schraubensetter (Brasseler-Komet, Lemgo, D) eingedreht. Die Überschüsse wurden mit einem Wattepellet (Roeko, Lengnau, D) entfernt.

Nach Aushärtung des Zementes wurden die Stümpfe wiederum unter Verwendung des Dentinhaftvermittlers Solobond® plus mit Rebilda® DC aufgebaut (beide Voco, Cuxhaven, D).

3.5.3. Gruppe 3 – ER-System® i.V.m. Panavia® F 2.0

Bei den Stümpfen der Gruppe 3 wurde zuerst mit dem zum ER-System® gehörenden Pilotbohrer (beide Brasseler Komet, Lemgo, D) die Wurzelfüllung bis auf einen Wurzelfüllungsrest von 4 mm entfernt. Mit dem Erweiterer (Brasseler Komet, Lemgo, D) erfolgte die Verbreiterung des Wurzelkanals und zugleich die Präparation des Stiftbettes. Um einen besseren Verbund zwischen Stift und Kanalwand zu erreichen wurde mit dem Aufrauinstrument (Brasseler Komet, Lemgo, D) die Kanalwand aufgeraut und der vorbereitete Wurzelkanal mit Natriumhypochlorit nochmals gespült.

Nach Trocknung des Kanals mit Papierspitzen (Roeko, Lengnau, D) und Desinfektion des ER-Stiftes® (Brasseler Komet, Lemgo, D) mit 70 % igen Ethanol, sowie der tribochemischen Vorbehandlung mit Rocatec® und der Silanisierung mittels Espesil® (beide 3M Espe, Seefeld, D) wurde im Anschluß daran das Adhäsivsystem ED Primer® (Kuraray Co Ltd, Osaka, J) –gemischt nach Herstellerangaben– auf den Stumpf und in den Kanal mit einem Pinsel einmassiert und mit ölfreier Luft sowie Papierspitzen getrocknet. Nach Anmischen der beiden Pasten A und B (Kuraray Co Ltd, Osaka, J) wurden die Stifte mit ebensolcher beschickt, in den Kanal eingebracht und die Überschüsse mit einem Wattepellet (Roeko, Lengnau, D) entfernt. Anschließend wurden die Stümpfe zum Zwecke der Aushärtung des Kunststoffes lichtgehärtet.

Auch bei dieser Gruppe wurden die Stümpfe mit Rebilda® DC i.V.m. Solobond® plus aufgebaut (beide Voco, Cuxhaven, D).

3.5.4. Gruppe 4 – ER-System® und Ketac Cem Aplicap®

Analog zu Gruppe 3 wurde bei Gruppe 4 zum Vorbereiten der Stümpfe für die Stiftinsertion vorgefahren.

Nach Trocknung des Kanals mit Papierspitzen (Roeko, Lengnau, D) und Desinfektion des ER-Stiftes® (Brasseler Komet, Lemgo, D) mit 70 % igen Ethanol wurde der GIZ Ketac Cem Aplicap® (3M Espe, Seefeld, D) nach Herstellerangaben aktiviert und durchgemischt, der Stift mit ebensolchen beschickt, in den Kanal eingebracht und die Überschüsse mit einem Wattepellet (Roeko, Lengnau, D) entfernt.

Nach Aushärtung erfolgte der Stumpfaufbau mit Solobond® plus als Dentinhaftvermittler und Rebilda® DC als Aufbaukomposit (beide Voco, Cuxhaven, D).

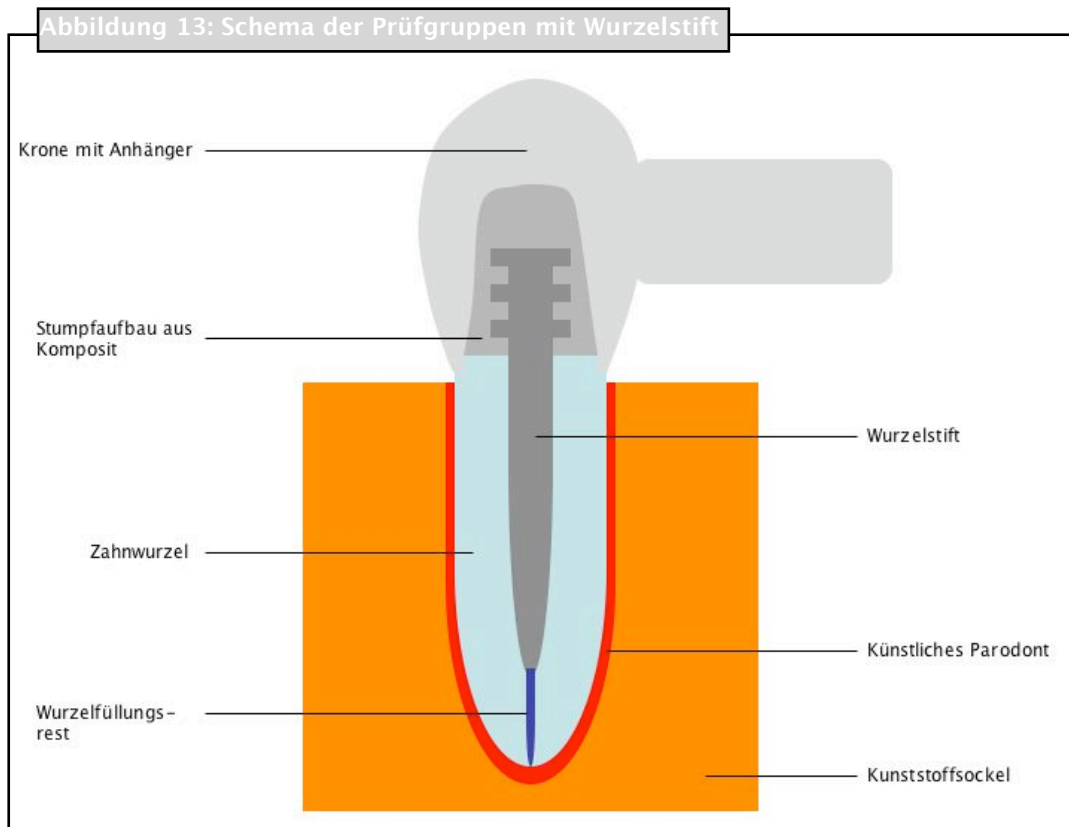
3.5.5. Gruppe 5 – Retentionskasten

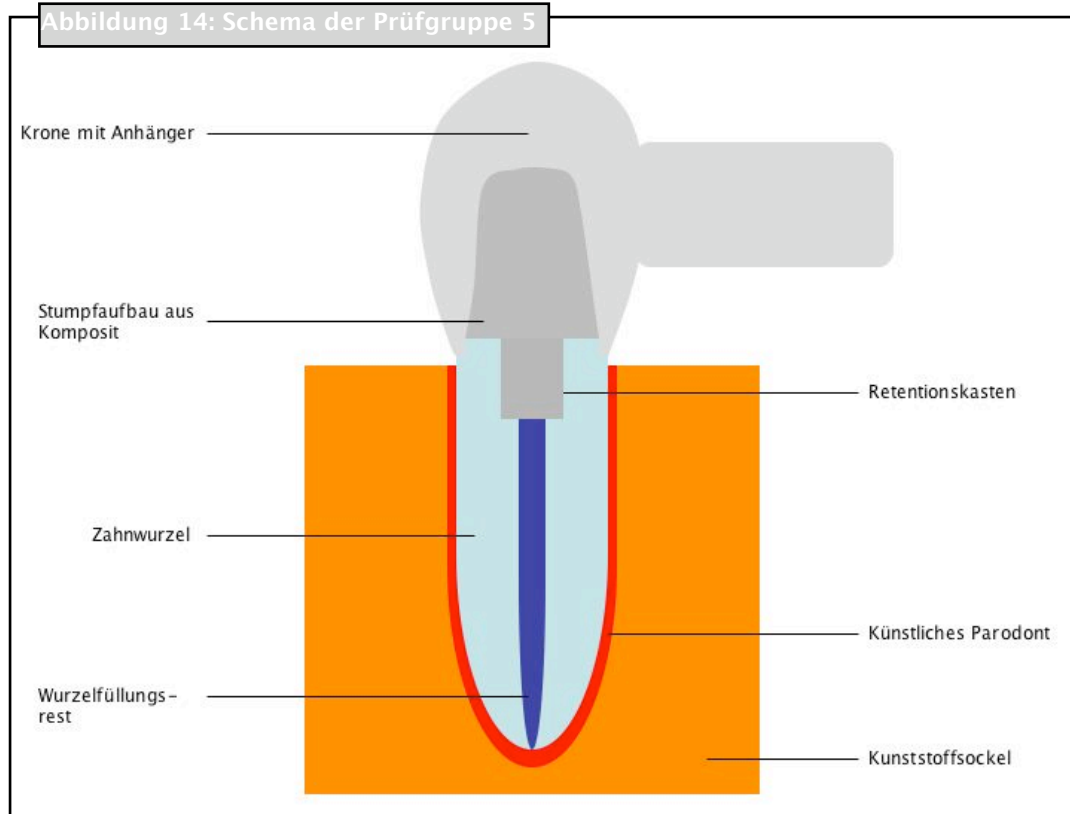
Mit Hilfe von rotierenden Diamanten (Brasseler-Komet, Lemgo, D) wurde ein in oro-vestibulärer 3 mm und in mesio-distaler Richtung 2 mm breiter und 2 mm tiefer Retentionskasten angelegt.

Unter Verwendung des Dentinhaftvermittlersystems Solobond plus® (Voco, Cuxhaven, D) erfolgte daraufhin der Stumpfaufbau mit Rebilda® DC (Voco, Cuxhaven, D).

3.5.6. Fertigstellung der Proben

Alle 50 Proben wurden mit rotierenden, diamantierten Schleifinstrumenten (Brasseler Komet, Lemgo, D) beschliffen. Um den stabilisierenden "ferulle effect" zu erreichen, wurde zirkulär eine Hohlkehle 1,5 mm apikal des Aufbaus mit einer Tiefe von 0,8 mm in der Zahnhartsubstanz angelegt. Nach der Präparation betrug die Höhe des Aufbaus bei allen Zähnen 5 mm. Im Anschluß daran wurden die so präparierten Stümpfe mit einem Polyätherabformmaterial (Impregum penta®, 3M Espe, Seefeld, D) abgeformt. Nach der für Impregum penta® (3M Espe, Seefeld, D) vom Hersteller empfohlenen Rückstellzeit wurden alle Abformungen mit einem Superhartgips (Octa-Stone®, Heraeus-Kulzer, Hanau, D) ausgegossen. Die so entstandenen Gipsstümpfe wurden mit Lubritex® (Whip Mix Co., Louisville, USA) isoliert. Mit Kronen- und Brückenwachs (Yeti, Engen, D) erfolgte die Modellation der Kronen mit Anhänger, wobei die Anhänger 9 mm lang, 7 mm breit und 4 mm dick waren. Das Überführen der Wachsmodellation in Metall geschah mit Hilfe der "Lost-Wax-Technique". Hierzu wurden die Kronen in der Einbettmasse Fuji-Vest® (GC Europe, Leuven, B) eingebettet und gemäß den Herstellerangaben im Ofen auf die erforderliche Gießtemperatur erwärmt. Parallel dazu wurde das Trainingsmetall (Heraeus-Kulzer, Hanau, D) in dem Druck-Guß-Gerät Combilab® (Heraeus-Kulzer, Hanau, D) bis zur erforderlichen Gießtemperatur erhitzt und die Kronen gegossen. Nach vorhergehendem Abkühlen, Abtrennen der Gusstifte und Aufpassung der Kronen auf die Gipsstümpfe, wurden alle 50 Kronen mit dem Befestigungszement Ketac Cem Aplicap® (3M Espe, Seefeld, D) definitiv auf die Probenstümpfe einzementiert. Um ein künstliches Parodont zu schaffen, wurden die Stümpfe im nächsten Arbeitsschritt mit Aquasil® Ultra mono (Dentsply DeTrey, Konstanz, D) auf der Wurzeloberfläche mit einer 0,5 mm dicken Schicht einge-





strichen. Nach erfolgter Abbindung des additionsvernetzenden Silikons wurden die Stümpfe in einen Kunststoffsockel (Palapress vario®, Heraeus-Kulzer, Hanau, D) montiert. (Abb. 13 und 14)

3.6. Künstliche Alterung im Kausimulator

Mit Hilfe des Kausimulators (Willytec, München, D) wurde eine 5-jährige klinische Funktion durch thermomechanische Wechsellast (TMW) mit folgenden Parametern simuliert:

- jeweils 30 s Umspülung mit 54° C bzw. 4°C destilliertem Wasser (Absaugdauer jeweils 15 s)
- 1,2 Mio. Zyklen
- Zyklenfrequenz: 1,2 Hz
- Hubhöhe: 3 mm
- Endhöhe: 2,5 mm
- V_{ab} : 10 mm/s
- V_{Hub} : 70 mm/s
- E_{kin} : 250×10^{-6} J

Die Belastung der Prüfgruppen erfolgte auf dem Kronenanhängerbauwerk, wobei der Abstand zwischen Zahnmitte und Belastungspunkt 6 mm betrug und durch eine kleine Vertiefung, welche mittels einer Hartmetallfräse (Brasseler Komet, Lemgo, D) eingefräst wurde, markiert wurde.

3.7. Bruchlastversuch in der Materialprüfmaschine

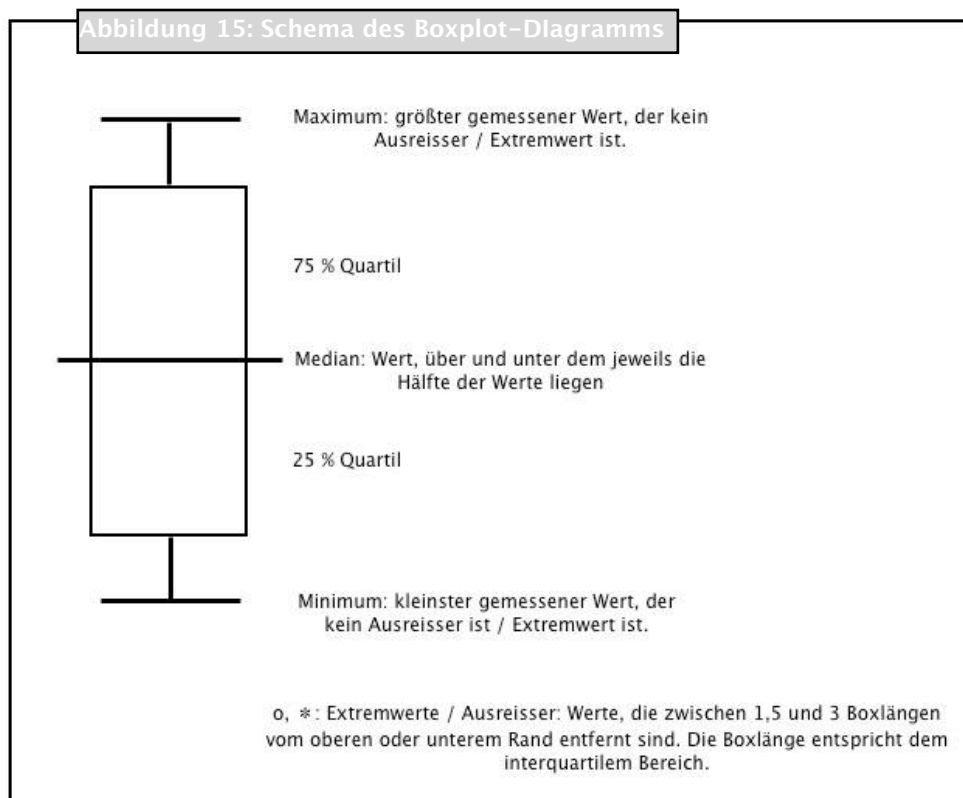
Diejenigen Proben, welche den Kausimulator unbeschadet überstanden hatten, wurden im Anschluß daran in einer Materialprüfmaschine (Zwick, Ulm, D) bis zum Versagen linear belastet. Hierzu ein Druckstempel der Materialprüfmaschine auf der Markierung des Anhängers platziert. Für alle Zähne wurde die maximale Kraft bis zum Versagen und die Versagensart (Fraktur, Dezentementierung) protokolliert. Der Punkt für die Bruchlast wurde vom Prüfer mittels akustischer und visueller Überwachung kontrolliert, wobei auf Knackgeräusche und Bewegungen geachtet wurde. Die Steuerung der Universalprüfmaschine erfolgte über einen PC mit einer Test-Software (Test-Xpert, Zwick, Ulm, D) welche zudem auch das Spannungsdehnungsdiagramm aufzeichnete.

3.8. Statistische Auswertung

Die auf diese Weise erhaltenen Bruchwerte wurden unter Zuhilfenahme des Statistikprogramms SPSS 13.0 für Windows (SPSS-Inc., Chicago, USA) ausgewertet.

Als Darstellungsform wurde das Boxplot-Diagramm gewählt. (Abb.15)

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit dem Mann-Whitney-U-Test um die Ergebnisse auf statistisch signifikante Unterschiede hin zu untersuchen.



3.9. Software

Die Textverarbeitung dieser Arbeit gelang mit Pages 1.0.2. (Apple Computers Inc., Cupertino, U-SA). Die Zeichnungen wurden mit Adobe® Photoshop® (Adobe Systems Inc., San Jose, USA) angefertigt. Die graphische Darstellung der Versuchsergebnisse erfolgte mit Excel for Mac (Microsoft, Redmond, USA)

4. Ergebnisse

4.1. Übersicht

Folgende Tabelle zeigt die für die Prüfgruppen gemessenen Werte, deren Maximal- und Minimalwerte, deren Mittelwert, sowie deren Standardabweichung.

Tabelle 3: Übersicht über die ermittelten Werte

System	BKS	BKS	Titan	Titan	Retentionskasten
Zement	Panavia	Ketac	Panavia	Ketac	
	1	2	3	4	5
1	600	267	662	142	
2	1078	319	287	210	
3	343	336	356	205	
4	425	366	278	154	
5	307	350	391	158	
6	441	252	414	-	
7	-	281	-	146	
8	702	403	380	254	
9	258	260	602	194	
10	751	-	329	660	
MW	545	315	411	236	
Stand.abw	264	53	134	163	
Min	258	252	278	142	
Max	1078	403	662	660	

Fraktur der Krone aller Proben bereits im Kausimulator

BKS: BKS-Schraubensystem

Titan: ER-Titanstiftsystem

Panavia: Panavia F 2.0

Ketac: Ketac Cem

MW: arithmetischer Mittelwert

Stand.abw: Standardabweichung

Min: kleinster Wert

Max: größter Wert

4.2. Quantitative Analyse

(Abb. 16)

4.2.1. Gruppe 1 (BKS+Panavia)

Diese Gruppe weist mit einem arithmetischen Mittelwert von 545 N die höchsten Frakturwerte sowohl innerhalb der BKS-Schraubensysteme, als auch aller Prüfgruppen auf. Der Maximalwert beträgt 1078 N, der Minimalwert liegt bei 258 N, die Standardabweichung 258. Anzumerken ist, dass bei Probe 7 bereits während der Kausimulation mit TMW der Schraubenkopf zusammen mit dem Kompositaufbau und der Krone mit Anhänger frakturierte und diese Probe beim Bruchlastversuch nicht mehr berücksichtigt wurde.

4.2.2. Gruppe 2 (BKS+Ketac)

Bei einem Maximalwert von 403 N und einem Minimalwert von 252 N beträgt bei dieser Prüfgruppe der Mittelwert 315 N. Die Standardabweichung beträgt 53. Zudem ist der gemessene Maximalwert der geringste der Prüfungsgruppen. Analog wie bei Probe 7 der Gruppe 1 frakturierte der Schraubenkopf von Probe 10 zusammen mit dem Kompositaufbau und Auslegerkrone im Kausimulator, sodass auch diese Probe zur weiteren Analyse nicht mehr berücksichtigt wurde.

4.2.3. Gruppe 3 (Titan+Panavia)

Mit einem Mittelwert von 411 N weist diese Gruppe die höchsten Frakturwerte innerhalb der Titanstifte, sowie die zweithöchsten aller Prüfgruppen auf. Der gemessene Maximalwert beträgt 662 N, der Minimalwert liegt bei 278 N. Die Standardabweichung beträgt 134. Der Minimalwert ist der größte der gemessenen Prüfungsgruppen. Bei Probe 7 erfolgte eine Dezementierung des Stiftes zusammen mit dem Kompositaufbau und Auslegerkrone bereits während der Kausimulation. Zur weiteren Verwendung im Bruchlastversuch wurde diese Probe nicht mehr berücksichtigt.

4.2.4. Gruppe 4 (Titan+Ketac)

Diese Gruppe weist mit ihrem Mittelwert von 236 die geringsten Frakturwerte auf. Der Minimalwert ist mit 142 N der geringste der Messreihen, der Maximalwert beträgt 660 N. Die Standardabweichung beträgt 163. Bei Probe 6 erfolgte eine Dezementierung des Titanstiftes zusammen mit dem Kompositaufbau und Auslegerkrone bereits im Kausimulator. sodass auch diese Probe zur weiteren Analyse nicht mehr berücksichtigt wurde.

4.2.5. Gruppe 5 (Retentionskasten)

Bei allen 10 Proben frakturierte die Krone zusammen mit dem Kompositaufbau bereits nach ca. 600.000 Zyklen während der Kausimulation.

4.3. Statistische Auswertung

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit dem Mann-Whitney-U-Test um die Ergebnisse auf statistisch signifikante Unterschiede hin zu untersuchen. (Abb. 16) Die Auswertung der gewonnenen Daten ergab nicht zwischen allen Gruppen statistisch signifikante Unterschiede.

BKS-Panavia vs. BKS-Ketac

Die statistische Auswertung ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. (p-Wert: 0.31)

BKS-Panavia vs. Titan-Panavia

Bei beiden Testgruppen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. (p-Wert: 0.27)

BKS-Panavia vs. Titan-Ketac

Die Auswertung der Werte ergab eine signifikant höhere Belastbarkeit der BKS-Panavia Stifte. (p-Wert: 0.02)

BKS-Ketac vs. Titan-Panavia

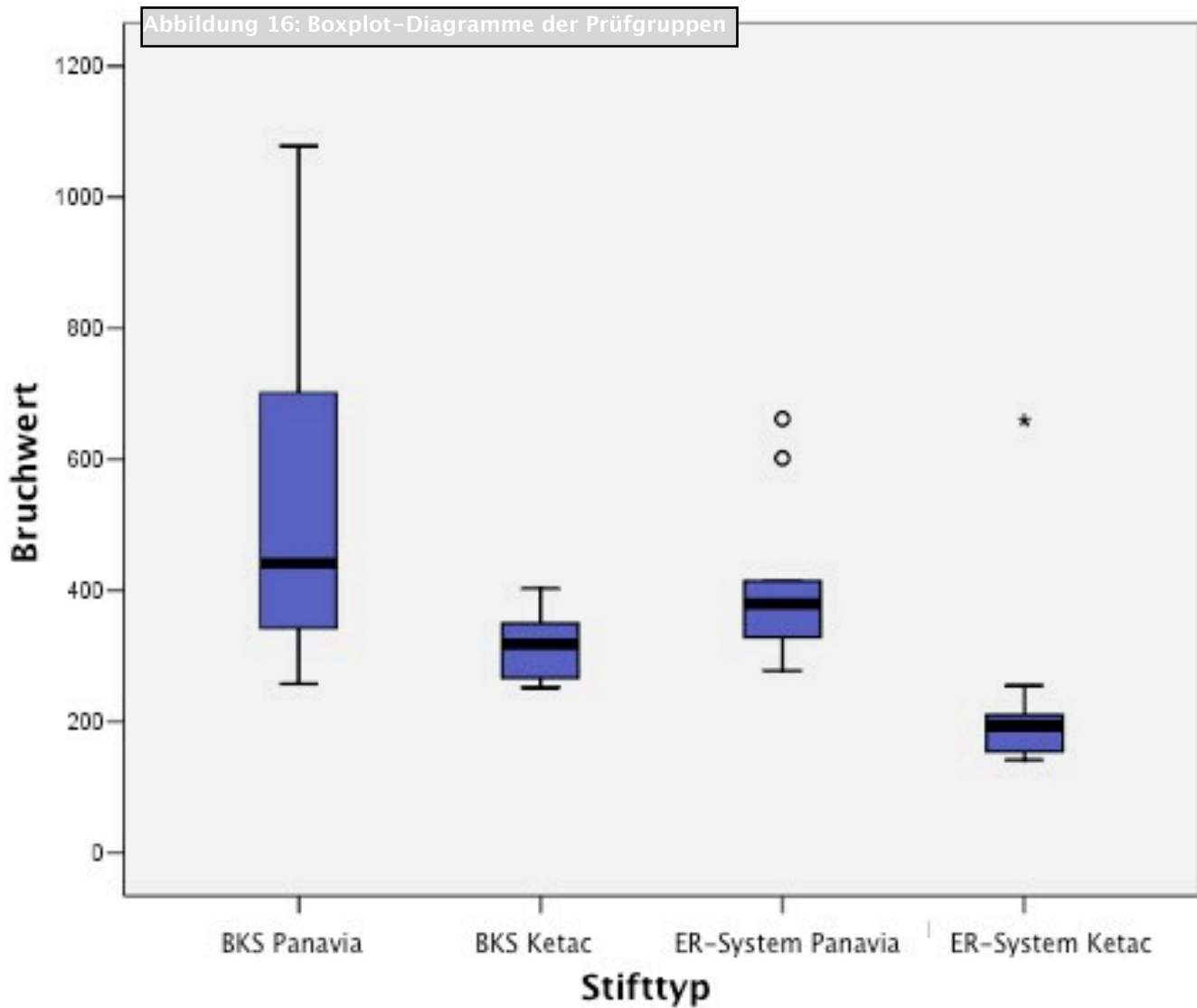
Unter diesen Gruppen konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. (p-Wert: 0.58)

BKS-Ketac vs. Titan-Ketac

Kein statistisch signifikanter Unterschied konnte zwischen diesen beiden Gruppen festgestellt werden. (p-Wert: 0.06)

Titan-Panavia vs. Titan-Ketac

Die statistische Auswertung ergab eine signifikant höhere Frakturfestigkeit der Titan-Panavia Stifte im Vergleich zu den Titan-Ketac-Stiften. (p-Wert: 0.03)



4.4. Qualitative Analyse

4.4.1. Gruppe 1: BKS®-Schraube mit Panavia® F

Die in dieser Gruppe häufigste Versagensart mit fünf Proben (3, 4, 5, 6 und 10) war die Stiftdezementierung in Kombination mit der Verbiegung des Stiftes und zusätzlich der Dezementierung der Krone mitsamt Stumpfaufbau (Abb. 17). Bei Probe 3 frakturierte der Zahn sowohl längs, als auch quer (Abb. 19 und 20)

Als weitere Versagensarten konnten eine Zahnlängsfraktur in Kombination mit einer Dezementierung der Krone ohne Aufbau (Probe 1), eine Schraubkopffraktur mit einer Dezementierung der Krone mit Aufbau (Probe 2, Abb. 18), ein Längshaarriss in Verbindung mit einer Dezementierung des Stiftes und der Krone mitsamt Aufbau (Probe 8) sowie ein Längshaarriss (Probe 9) dokumentiert werden.

Probe 7 versagte bereits im Kausimulator mit einer Schraubkopffraktur nach ca. 750.000 Zyklen.

Tabelle 4: Versagsmuster Gruppe 1

Zahn				Stift				Krone		Nr.
Fraktur längs	Fraktur quer	Haarriss längs	Haarriss quer	Dezement.	SKF ¹	Fraktur	Verbogen	Dezement. mit Aufbau	Dezement. ohne Aufbau	
x									x	1
					x			x		2
x	x			x			x	x		3
				x			x	x		4
				x			x	x		5
				x			x	x		6
SKF bereits nach TMW										7
		x		x				x		8
		x								9
				x			x	x		10

¹ = Schraubkopffraktur



Abbildung 17: Schraubenzementierung



Abbildung 18: Schraubekopffraktur



Abbildung 19: Frakturierter Zahn



Abbildung 20: Detailaufnahme von Abb. 19

4.4.2. Gruppe 2: BKS®-Schraube mit Ketac Cem®

Das häufigste Versagensmuster in dieser Prüfgruppe war die Stiftdezementierung in Kombination mit einer Verbiegung des Stiftes und einer Kronendezementierung mitsamt Stumpfaufbau (Proben 1, 3, 5, 6, 7 und 9), (Abb. 21 und 22). Bei Probe 3 fand sich zusätzlich zu vorher genannten Versagensmustern eine Zahnquerfraktur und ein Längshaarriss, bei Probe 6 ein Längshaarriss und bei Probe 9 eine Zahnlängsfraktur. Als weitere Versagensarten konnten eine Stiftdezementierung kombiniert mit einer Kronendezementierung mitsamt Aufbau (Probe 2), eine Zahnquerfraktur (Probe 4), (Abb. 23 und 24) sowie eine Zahnlängsfraktur kombiniert mit einer Stift-Stumpfaufbau- und Kronendezementierung (Probe 8) festgestellt werden.

Bei Probe 10 entstand eine Schraubenkopffraktur bereits während der thermomechanischen Wechsellast im Kausimulator.

Tabelle 5: Versagensmuster Gruppe 2

Zahn				Stift				Krone		Nr.
Fraktur längs	Fraktur quer	Haarriss längs	Haarriss quer	Dezement.	SKF ¹	Fraktur	Verbogen	Dezement. mit Aufbau	Dezement. ohne Aufbau	
				x			x	x		1
				x				x		2
	x	x		x			x	x		3
	x									4
				x			x	x		5
		x		x			x	x		6
				x			x	x		7
x				x				x		8
x				x			x	x		9
SKF bereits nach TMW										10

¹ = Schraubenkopffraktur



Abbildung 21: Verbogene Schraube



Abbildung 22: Detailaufnahme von Abb. 21



Abbildung 23: Zahnquerfraktur



Abbildung 24: Detailaufnahme von Abb. 23

4.4.3. Gruppe 3: Titanstifte mit Panavia® F

In dieser Gruppe versagten alle Proben mit einer Stiftdezementierung in Kombination mit einer Kronen- Stumpfaufbaudezementierung (Abb. 25 und 26), bei den Proben 3, 5, 6 und 8 zusätzlich noch mit einer Zahnlängsfraktur. In Probe 1 konnte ein Längshaarriss beobachtet werden (Abb. 27 und 28)

Probe 7 überstand die künstliche Alterung im Kausimulator nicht. Nach ca. 600.000 Zyklen versagte diese mit einer Stiftdezementierung.

Tabelle 6: Versagensmuster Gruppe 3

Zahn				Stift				Krone		Nr.
Fraktur längs	Fraktur quer	Haarriss längs	Haarriss quer	Dezement.	SKF ¹	Fraktur	Verbo- gen	Deze- ment. mit Auf- bau	Deze- ment. ohne Aufbau	
		x		x				x		1
				x				x		2
x				x				x		3
				x				x		4
x				x				x		5
x				x				x		6
Dezementierung des Stiftes bereits während TMW										7
x				x				x		8
				x				x		9
				x				x		10

¹ = Schraubenkopffraktur



Abbildung 25: Verbogener Stift im Sockel



Abbildung 26: Stiftdezementierung



Abbildung 27: Zahnlängshaarriss



Abbildung 28: Zahnlängshaarriss

4.4.4. Gruppe 4: Titanstifte mit Ketac Cem®

Ähnlich wie in Gruppe 3 versagten in Gruppe 4 alle Proben mit einer Stiftdezementierung in Kombination mit einer Kronen- Stumpfaufbaudezementierung, bei den Proben 3, 4, 5 und 7 wurde im Bruchbelastungstest zusätzlich noch der Stift verbogen (Abb. 29–32). Die Proben 1 und 8 weisen zu der vorher genannten Versagensart noch eine Zahnquerfraktur, die Proben 4 und 7 eine Zahnlängsfraktur auf.

Bei Probe 6 dezementierte sich der Stift mitsamt Krone und Aufbau bereits während der Kausimulation unter thermomechanischer Wechsellast.

Tabelle 7: Versagsmuster Gruppe 4

Zahn				Stift				Krone		Nr.
Fraktur längs	Fraktur quer	Haarriss längs	Haarriss quer	Dezement.	SKF ¹	Fraktur	Verbogen	Dezement. mit Aufbau	Dezement. ohne Aufbau	
	x			x				x		1
				x				x		2
				x			x	x		3
x				x			x	x		4
				x			x	x		5
Dezementierung des Stiftes bereits während der TMW										6
x				x			x	x		7
	x			x				x		8
				x				x		9
				x				x		10

¹ = Schraubenkopffraktur



Abbildung 29: Dezementierte Krone



Abbildung 30: Detailaufnahme von Abb. 29



Abbildung 31: Detailaufnahme von Abb. 29



Abbildung 32: Kronenzementierung

4.4.5. Gruppe 5: Retentionskasten

Alle Prü fzahne, die mit einem Retentionskasten versorgt wurden, versagten bereits während der thermomechanischen Wechsellast im Kausimulator.

Hierbei frakturierte bei allen Proben der Aufbau mitsamt der Krone am Übergang zum Retentionskasten (Abb. 33).



Abbildung 33: Krone mit Retentionskasten

4.4.6. Zusammenfassung der qualitativen Analyse

Nach der thermomechanischen Wechsellast konnten gesamt 36 Proben dem Bruchbelastungstest unterzogen werden. Vier Proben versagten schon im Kausimulator durch Schraubekopffraktur (zwei Proben) und Stiftdezementierung (zwei Proben). Bei 16 Proben (40 %) konnte als häufigste Versagensart die Stiftdezementierung in Kombination mit einer Kronen–Stumpfaufbau–Dezementierung dokumentiert werden, wobei bei 14 Proben der o.g. Versagensart zusätzlich eine Stiftverbiegung festgestellt wurde.

Bei 11 Proben entstand eine Zahnlängsfraktur, bei sieben Proben eine Zahnquerfraktur. Darüber hinaus entstand bei vier Proben ein Querhaarriss. Eine Schraubekopffraktur konnte bei zwei Proben festgestellt werden.

Hinsichtlich des Versagensmusters bleibt anzumerken, dass Gruppe 3 das einheitlichste aufweist. Die meisten Verbiegungen des Wurzelstiftes sind in den beiden Gruppen zu finden, welche mit der BKS–Schraube versorgt wurde (Gruppe 1 und 2), wohingegen die meisten Zahnlängsfrakturen bei Gruppe 3 zu finden sind. Die meisten Zahnquerfrakturen konnten bei den Gruppen 2 und 4 dokumentiert werden.

5. Diskussion

Ziel dieser Arbeit war es, verschiedene Wurzelstiftsysteme für die Wiederherstellung von tief zerstörten, potentiellen Prothesenpfeilerzähnen sowohl hinsichtlich der Stiftart als auch der Zementierungsart miteinander zu vergleichen. Um Prothesenhebelarme zu simulieren wurden alle Proben mit einer Krone mit Anhänger versorgt, auf den sowohl in der Kausimulation unter thermomechanischer Wechsellast als auch im Bruchbelastungstest eine senkrechte Kraft ausgeübt wurde.

Hierzu schien eine Versuchsanordnung in vitro am geeignetsten, da einerseits auf eine nahezu einheitliche Zahnform und- länge geachtet werden konnte, andererseits eine genaue Aufzeichnung des Bruchlastversuchs möglich war. Kritisch anzumerken bleibt jedoch, inwieweit sich eine in vitro Untersuchung auf in vivo Bedingungen übertragen lässt. Hierzu sind folgende Punkte zu diskutieren.

5.1. Methodik

5.1.1. Auswahl und Lagerung der Zähne

In der vorliegenden Untersuchung wurden vorzugsweise obere Eckzähne und obere mittlere Schneidezähne, wie auch von Bruhn (1989) und Kirchhoff (1978) empfohlen, wegen ihres geraden Wurzelkanalverlaufs als Prü fzähne ausgewählt.

Aufgrund einer sorgfältigen Auswahl konnten hinsichtlich der Wurzeldimension annähernd gleiche Zähne verwendet werden. Weitere interindividuelle Faktoren wie das Alter des Zahnes, die vorausgegangene intraorale Belastung, die organische und anorganische Zusammensetzung der Zahnhartsubstanz sowie der Verlauf und die Dimension des Wurzelkanals konnten nicht berücksichtigt werden. So lassen sich die relativ hohen Werte, die für die jeweiligen Standardabweichungen ermittelt wurden, möglicherweise auf diese Faktoren zurückführen.

Bezüglich der Lagerung bleibt anzumerken, dass die verwendete 0,1% ige Thymol-Lösung ein Austrocknen verhindern und eine Antisepsis gewährleisten soll. Andere Autoren hingegen bevorzugten physiologische Kochsalzlösung als Aufbewahrungsmedium (Kirchhoff 1978, Sørensen und Engelman 1990).

5.1.2. Vorbereiten der Prüfgruppen

Durch die endodontische Vorbehandlung mit genormten Feilen und Guttapercha Stiften wurde versucht, eine annähernd identische Form des endodontischen Systems zu erreichen.

Boone et al. (2001) und Hagge et al. (2002) konnten zeigen, dass diese Vorbehandlung keinen Einfluß auf die Wurzelstifthaftung bzw. die Zementeigenschaften aufweist. Anzumerken bleibt,

dass bei manuell erzeugter Passung und sei sie noch so exakt, eine geringe Passungengenauigkeit zwischen Stiftbett und Stift möglich ist.

Hinsichtlich der verwendeten Materialien ist noch erwähnenswert, dass die Auswahl derselben gezielt erfolgte, entsprechend der Verwendung an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität München. Aufgrund der Fülle der sich auf dem Dentalmarkt befindlichen und der stetigen Neuerscheinungen von Materialien ist es unmöglich, alle auf dem Markt befindlichen Materialien zu testen. Dies würde den Umfang dieser Untersuchung sprengen.

Darüber hinaus wurden, um die physiologische Eigenbeweglichkeit des parodontalen Ligaments zu simulieren, die Zahnwurzeln bevor sie in den Kunststoffsockel eingebettet wurden, mit einem dünnflüssigen Silikon beschickt. Diese Methode ist natürlich gegenüber in vivo-Bedingungen stark vereinfacht, da die Physiologie des Zahnhalteapparates von komplexerer Natur ist und die beteiligten Gewebe sich im stetigen An-, Ab- und Umbau befinden. Dennoch konnte so eine einheitliche Zahnbeweglichkeit bei einem Lockerungsgrad I geschaffen werden.

5.1.3. Versuchsaufbau

In dieser Untersuchung wurde die Versuchsanordnung so gewählt, dass durch die Belastung auf den Kronenanhänger Kräfte entstehen, die ähnlich derer sind, welche in der Mundhöhle auf einen Prothesensattels wirken und die wiederum auf die Krone und den Wurzelstift fortgeleitet werden.

Abweichend von dieser Untersuchung wurden in der Literatur eine Reihe von Versuchsaufbauten beschrieben. Hierbei handelt es sich um unterschiedliche Belastungswinkel und um Zugversuche. Zum einen wurden Zähne in einem Winkel von 135° zur Zahnlängsachse belastet (Hysmans et al. 1992, Schmeißner 1977, Schmeißner 1983, Schwickerath und Coca 1986). Dieses Testverfahren wurde bereits von Voß im Jahre 1969 durchgeführt, der hierzu mit Metallkeramikronen versorgte Eckzähne bis zur Fraktur belastete (Voß 1969). Andere Autoren wählten hingegen einen Winkel von 130° zur Zahnlängsachse –dieser wird normalerweise bei Klasse I Verzahnung gefunden – (Sørensen und Engelmann 1990), andere wiederum belasteten die Prüfzähne mit einem Winkel von 154° (Burns et al. 1990). Auch Werte zwischen 150° und 152° zur Längsachse des Zahnes gemessen wurden für Versuche mit Stiftkeraufbauten gewählt (Assif et al. 1989a, Assif et al. 1989b, Assif et al. 1988, Loney et al. 1990, Loney et al. 1995). Kirchhoff hingegen wählte für seine Versuche 1978 eine zur Zahnachse horizontale und eine senkrechte Belastungsrichtung.

Obengenannte Testvarianten beschreiben Belastungsversuche. Es existieren in der Literatur auch reine axiale Zugversuche zur Retention von Wurzelstiften (Assif und Ferber 1982, Nergiz und Platzer 1992, Love und Purton 1998, Nergiz et al. 1997, Standlee und Caputo 1992, Cohen et al. 1999, Cohen et al. 2000).

Wie oben schon erwähnt lassen sich schon alleine durch den Versuchsaufbau und somit auch durch das auftretende Kräfteparallelogramm keine direkten Vergleiche mit der in der vorliegenden Arbeit verwendeten Testanordnung ziehen, da in in der aufgeführten Literatur zum einen die Belastung direkt auf die Kronen erfolgte und zum anderen der Belastungswinkel unterschiedlich ist.

5.1.4. Künstliche Alterung und Bruchlasttest

Mit der thermomechanischen Wechsellast sollten die täglich in der Mundhöhle auftretenden Belastungen, welche auf die Zähne wirken, nachvollzogen sowie eine künstliche Alterung herbeigeführt werden. Zudem wurden die Temperaturschwankungen, welche bei Nahrungsaufnahme in der Mundhöhle auftreten, simuliert. Dies erfolgte durch Umspülen der Proben von jeweils 30 s mit 4 bzw. 54 Grad temperierten Wasser, sodass der Temperaturbereich durchaus dem der alltäglichen Nahrungsaufnahme entspricht. Diese Versuchsanordnung wurde von einigen Autoren beschrieben (Caeg et al. 1990, Kern et al. 1999 Mathey et al. 1990, Matsumura et al. 1997, Rothfuss et al. 1998). Sie bietet somit eine einfache und machbare Annäherung an die klinische Situation und ist als gängiges Verfahren zur künstlichen Alterung in einem in vitro Versuch anerkannt, mit deren Hilfe Aussagen über die Überlebensdauer der Restauration gemacht werden können. Einschränkend jedoch bleibt anzumerken, dass durch die Qualität der Nahrung oder durch tägliche Zahnreinigung mit Bürste und Zahnpaste zusätzliche, den Zahnersatz belastende Faktoren entstehen, die in dieser Untersuchung jedoch unberücksichtigt blieben. Darüber hinaus wurde der Einfluss der Speichelzusammensetzung und der chemischen Nahrungsbestandteile vernachlässigt, denn der Einsatz eines künstlichen Speichels war aufgrund seines hohen korrosiven Potentials –als Kronenlegierung kam eine unedle Phantommetalllegierung zum Einsatz– nicht möglich.

Als weiterer Test wurden die Proben bis zur Versagensgrenze in der Materialprüfmaschine (Zwick, Ulm, D) belastet. Bei näherer Betrachtung der durch das menschliche Kausystem möglichen Kaukräfte kann mithilfe dieses Tests die Einwirkung der in der Mundhöhle auftretende maximale Belastung auf den Zahnersatz beobachtet und dokumentiert werden. Die Höhe der vom Kausystem unter physiologischen Umständen im täglichen Gebrauch entwickelbaren Kräfte werden von einigen Autoren mit 35–70 N angegeben (Anderson 1953, Eichner 1963), von anderen wiederum mit 5–35 N (Jäger et al. 1989). Bei pathologischen Kräften etwa bei Bruxern oder bei Traumata werden in der Literatur verschiedene Größen genannt. Zum einen geht Körber von Kräften von 250 N aus (Körber et Ludwig 1983), zum anderen wurden auch Werte um 440 und 530 N beschrieben (Schwickerath 1992). Gemäß dem Muskelquerschnitt sind jedoch Werte um 1000 N möglich (Schumacher et al. 1979). Unberücksichtigt bleibt jedoch die Tatsache, dass Zahnersatz, welcher sich im Patientenmund befindet, nicht nur linearer vertikaler Belastung ausgesetzt ist, sondern dass ebenso horizontale oder kombiniert horizontal–vertikal sowie Extrusions– und Intrusionskräfte auf den Ersatz wirken. Alle diese Parameter zu testen, bleibt vornehmlich in vivo Testverfahren vorbehalten.

Die Kombination von beiden Verfahren –Belastung und thermische Wechsellast– stellt demnach eine optimale Methode dar, ähnliche Bedingungen zu erzeugen, wie sie auch in vivo zu finden sind. Die alleinige, mechanische Prüfung wird daher zu Recht von einigen Autoren abgelehnt (De-long und Douglas 1983, Krejci et Lutz 1990).

5.2. Ergebnisse

5.2.1. Zusammenfassung der eigenen Ergebnisse

Bei allen Versuchsgruppen wurde eine Haftung der verwendeten Wurzelstifte im Wurzelkanal nachgewiesen, wobei hinsichtlich der Höhe der einzelnen Frakturwerte zwischen den Befestigungsarten und dem Wurzelstiftedesign Unterschiede auffällig sind.

Mit einem Mittelwert von 545 N, einem Maximalwert von 1078 N und einer Standardabweichung von 264 wurden in der vorliegenden Arbeit für die Gruppe 1 (BKS®-Schraube i.V.m. Panavia®) die höchsten Werte hinsichtlich der maximalen Bruchlast gemessen, gefolgt von Gruppe 3 (Titanstifte ER-System® i.V.m. Panavia®F 2.0) mit einem Mittelwert von 411 N, einem Maximalwert von 662 N und einer Standardabweichung von 134. Gruppe 2 (BKS®-Schraube i.V.m. Ketac-Cem Aplicap®) erreichten einen Mittelwert von 315 N und einen Maximalwert von 403 N. Die Standardabweichung beträgt 54. Am schlechtesten schnitt Gruppe 4 (Titanstifte ER-System® i.V.m. Ketac-Cem Aplicap®) mit einem Mittelwert von 236 N, einem Maximalwert von 660 N und einer Standardabweichung von 163 ab.

Die Gründe für die gemessenen Werte sind sicherlich zum einen das Stiftedesign, sowie auf die jeweilige Befestigungsmethode zurückzuführen. Mit Blick auf die Werte von Gruppe 1 besticht die BKS - Schraube durch ihre aktive Verankerung aufgrund ihres Oberflächendesigns per se schon mit einer hohen Retention, während die glatten, konischen Stifte des ER-Systems passiv im Wurzelkanal verankert werden müssen. In Kombination mit dem Kompositzement wurden beachtliche Bruchlastwerte erreicht (Gruppe 2). Bei den Stiften, die mit Glasionomierzement eingesetzt wurden, weisen die BKS - Schrauben höhere Werte für die Maximalbelastung als die Stifte des ER - Systems auf. Die Gründe sind auch hier im Oberflächendesign der Schraube zu suchen, welches eine aktive Befestigung aufgrund des Schraubengewindes erlaubt. Im Gegensatz dazu jedoch stehen die ermittelten Werte der Gruppe 3, welche im Vergleich mit Gruppe 1 keine statistisch signifikanten Unterschiede aufweisen. Dies zeigt, daß aufgrund der adhäsiven Befestigung der glatten, konischen Stiften des ER-Systems trotz Fehlen von aktiven Retentionselementen hohe Werte für die Bruchlast erreicht werden können. Fraglich jedoch bleibt, inwieweit die tribochemische Vorbehandlung die Werte für die maximale Bruchlast beeinflusst hat. Dies zu klären, wäre Gegenstand einer weiterführenden Untersuchung.

Als häufigstes Frakturmuster wurde die Zahnlängsfraktur festgestellt. Dies lag höchstwahrscheinlich an der Schwächung der Zahnwurzel durch die Stiftbohrung, zum anderen an den bei der Stiftzementierung bzw. Eindrehen der Schraube möglichen auftretenden Spannungen, welche Haarrisse und Frakturen verursachen können. Auch die unterschiedliche Zusammensetzung der Zahnhartsubstanz könnte sicherlich eine Rolle in der Frakturanfälligkeit spielen.

Hinsichtlich der teilweise hohen Standardabweichung bleibt noch anzumerken, dass diese aufgrund der Verwendung von extrahierten Zähnen, welche natürlicherweise großen individuellen

Schwankungen in Bezug auf deren organischer und anorganischer Zusammensetzung unterliegen, zurückzuführen ist.

5.2.2. Übersicht über Ergebnisse anderer Autoren

In der Literatur existiert eine Vielzahl von Untersuchungen hinsichtlich der Haftwerte und maximalen Bruchwerten von Wurzelstiften unter Verwendung von verschiedenen Wurzelstiften und Befestigungszementen. Als Versuchsanordnungen wurden Zugversuche zum einen, sowie Belastungsversuche mit unterschiedlichen Belastungswinkeln zum anderen gewählt.

Duncan und Pameijer (1998) beispielsweise untersuchten die Haftkräfte von 9 mm langen makroretentiven, zylindrischen Wurzelstiften (Parapost®, Whaledent Inc., New York, USA) einerseits mit Befestigung durch Ketac-Cem® Maxicap (3M Espe, Seefeld, D), andererseits unter Verwendung von Kompositzementen. Die Höhe der erreichten Werte im Zugversuch reicht von 160 N bei der Befestigung mit Ketac-Cem® Maxicap (3M Espe, Seefeld, D) bis 445 N bei Zementierung mit Kompositzementen.

So untersuchten auch Assif und Ferber 1982 die Retention von 7 mm langen, zylindrischen, makroretentiven Wurzelstiften (Parapost®, Whaledent Inc., New York, USA), die mit Phosphatzement (Harvard Dental, Berlin, D) und mit einem Kompositzement (Prosthodont crown base, Los Angeles, USA) befestigt wurden. Die ermittelten Retentionswerte im Zugversuche betragen 218 N für Stifte mit Zinkphosphatzement und 349 N für Stifte mit Kompositzement.

Werte um 547 N bis 774 N erzielten Standlee und Caputo (1992) bei axialen Zugversuchen mit 8 mm langen zylindrischen, makroretentiven Titanstiften (Parapost®, Whaledent Inc., New York, USA), welche mit Unity Post® (Whaledent Inc., New York, USA) beziehungsweise C&B Metabond® (Parkell, USA), beides Kompositzemente, befestigt wurden.

Nergiz et al. (1993) hat verschiedene Stifte des ER-Systems (Brasseler-Komet, Lemgo, D) mit einer Länge von 9 mm bzw. 15 mm und mit verschiedenen Oberflächen getestet. Diese Stifte waren glatt oder glatt-gerillt, glatt-sandgestrahlt oder gerillt-sandgestrahlt. Zusätzlich wurde bei einem Teil der Stifte der Wurzelkanal vorher mit einem diamantierten Handinstrument (Brasseler-Komet, Lemgo, D) angerauht. Im Anschluß daran erfolgte die Zementierung der Stifte mit Zinkoxidphosphatzement Tenet® (Vivadent, Schaan, FL). Die im anschließenden Zugversuch ermittelten Werte liegen zwischen 207 N und 1003 N je nach Stifftyp und Vorbehandlung des Wurzelkanals mittels diamantiertem Instrument, wobei die Werte für die vorherige Anrauhung des Wurzelkanals mit 836 N bis 1003 N im Mittel die Höchsten sind.

Die guten retentiven Eigenschaften von Panavia® F unterstreicht die Studie von Pest et al. (2002), der die Retention unterschiedlicher Carbonfaserstifte, die mit unterschiedlichen Kompositzementen eingesetzt wurden, im axialen Zugversuch testete. Hierbei wies Panavia® F die höchsten Werte hinsichtlich der Retention auf.

Im Gegensatz dazu ermittelten Love und Purton (1998) in ihrem axialem Zugversuch mit zylindrischen, gezähnten Stahlstiften, die mit Ketac-Cem® (3M Espe, Seefeld, D) und Panavia 21® (Kur-

aray Co. Ltd., Osaka, J) in menschlichen Schneidezähnen befestigt wurden, Haftwerte von 286 N für Ketac-Cem® und 212 N für Panavia.

Als weitere Tests existieren in der Literatur wie oben erwähnt auch Belastungstest, die mit Hilfe unterschiedlicher Belastungswinkel die maximale Bruchlast ermitteln.

Huysmans et al. 1992 beispielsweise untersuchte an 91, mit einem ParaPost Stift versorgten Oberkieferzähnen die Versagensart bei einer Belastungsrichtung von 10°, 45° und 90° zur Zahnlängsachse. Als Aufbaumaterial wurde Amalgam (Johnson & Johnson Dental Products Co., East Windsor, NJ, USA), Komposit (Clearfil, Cavex Holland, Haarlem, NL) und ein Glasionomerezement (KetacSilver, 3M Espe, Seefeld, D) verwendet. Als Stiftbefestigungszement fand zum einen Panavia Ex (Cavex Holland, Haarlem, NL) für die Proben mit Amalgam und Kompositaufbau und zum anderen Ketac-Cem (3M Espe, Seefeld, D) als Stiftbefestigungszement für die Proben mit KetacSilver- Aufbau Verwendung. Nach der Vorbereitung der Proben wurden diese in einer Universalprüfmaschine bis zur Bruchgrenze belastet. Im Gegensatz zu anderen Versuchsaufbauten wurden hier keine Kronen angefertigt, sondern nur Stahlkappchen. Mit Werten zwischen 2756 N–5635 N, zwischen 626 N–940 N und zwischen 241 N–445 N bei den jeweiligen Belastungswinkeln von 10°, 45° und 90° konnten auch in dieser Untersuchung höhere Werte für die adhäsiv befestigten gegenüber den konventionell befestigten Stifte hinsichtlich der Bruchbelastung festgestellt werden.

Darüber hinaus existieren in der Literatur auch Untersuchungen einiger Autoren, die Stifte unterschiedlicher Materialien miteinander vergleichen. Die Zementierung der Wurzelstifte erfolgte hierbei nicht mit verschiedenen Zementen, sondern entweder einheitlich konventionell mit einem Zinkoxid – Phosphatzement bzw. einem Glasionomerezement oder mit einem Kompositzement.

Heydecke et al. (2002) untersuchte bei 64 oberen mittleren, mit verschiedenen Wurzelstiften versorgten Schneidezähnen die maximale Bruchkraft bei einem Belastungswinkel von 130°. Hierzu teilte er die Zähne in vier Gruppen zu jeweils 16 Zähnen auf und versorgte 16 mit einem Titanstift (ER-System, Brasseler-Komet, Lemgo, D) (Gruppe 1), 32 mit einem Zirkon-Stift (Cerapost, Brasseler-Komet, Lemgo, D) (Gruppen 2+3) und 16 mit einem in Goldstift (ER-Heraplat, Brasseler-Komet, Lemgo, D) (Gruppe 4). Alle Stifte wurden mit Panavia® 21 Ex (Kuraray Inc., Osaka, J) eingesetzt und nach der Versorgung mit Vollmetallkronen zuerst im Kasuimulador einer künstlichen Alterung unterzogen. Im Anschluß daran wurde in einer Materialprüfmaschine die maximale Bruchlast ermittelt, die zwischen 408 N (Gruppe 4) und 450 N bzw. 503 N (Gruppen 1 + 2), sowie 521 N für Gruppe 3 liegen.

Die Bruchfestigkeit und den Versagensmodus von verschiedenen Stiftsystemen untersuchte Courmier et al. (2001). Als Stifte wurden hierzu ParaPost® XH und Cast Metal Post ParaPost® XH plastic pattern (beide Coltene-Whaledent, New York, USA) als Vertreter der metallischen Stifte (Titan und Palladium-Gold Legierung) verwendet. Die Befestigung dieser Stifte erfolgte mit dem Befestigungszement Panavia® 21 (Kuraray Inc., Osaka, J). Darüber hinaus wurden C-Post® und AesthetiPost® (beide Bisco Dental Products, Schaumburg, USA) aus Kohlenstoff, eingesetzt mit dem Kompositzement BisCore® (Bisco Dental Products, Schaumburg, USA), FibreKor® Post (Jeneric Pentron, Wallingford USA) aus glasfaserverstärktem Komposit, eingesetzt mit CementIt® (Jeneric Pentron, Wallingford, USA) und CosmoPost® (Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) aus Zirkon, die mit Va-

riolink® II (Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) eingesetzt wurden, verwendet. Die Gruppen mit den verschiedenen Stiften wurden wiederum in vier Untergruppen à zehn Proben (nur Wurzelstift, Wurzelstift im Prü fzahn ohne Aufbau, Wurzelstift im Prü fzahn mit Aufbau, Wurzelstift im Prü fzahn mit Aufbau und Krone) unterteilt, wobei die Zähne in einem Kunststoffblock eingebettet wurden. Nach einer Lagerung von sieben Tagen in 37°C warmen Wasser erfolgten mehrere Tests in einer Materialprüfmachschine. Hierbei wurden die Stifte bzw. die Kronen im 90° Winkel zur Stift- bzw. Zahnachse bis zur Bruchgrenze belastet. Für die Vertreter der Metallstifte wurden Werte zwischen 207 N für die gegossenen und 284 N für die Titanstifte erreicht.

Auch Akkayan und Gülmez (2002) untersuchten die Bruchfestigkeit unterschiedlicher Wurzelstiftsysteme. Hierzu wurden 40 obere Eckzähne in vier Gruppen á zehn Zähnen unterteilt und mit verschiedenen Stiften versehen. Hierbei wurden Titanstifte (Filpost, Filhol Dental, Cork, IL) Quarzfaserstifte (D.T. Light-Post, RTD, St. Egrevé, F und ParaPost Fiber White, Coltene Whaledent, Mahwah, USA) und Zirkonstifte (CosmoPost, Ivoclar, Schaan, FL) mit RelyX® (3M Espe, Seefeld, D) nach vorheriger Phosphorsäureätzung des Wurzelkanals einzementiert. Nach Stumpfaufbau mit Valux Plus® (3M Espe, Seefeld, D) wurden die Zähne mit Metallkronen versehen und in einen Kunststoffblock mit künstlichem Parodont eingebettet. Die Belastung bis zum Versagen erfolgte in einem Winkel von 130° zur Zahn längsachse durch eine Materialprüfmaschine. Für die Gruppe mit den Filpost-Titanstiften wurde ein Mittelwert von 66,95 kg (654 N) ermittelt.

Als weiterer Bruchlastversuch ist der von Strub et al. (2001) zu nennen. Hierzu wurden 40 obere mittlere Schneidezähne mit verschiedenen Wurzelstiften versorgt. Jeweils zehn wurden mit einem Permador® Stift (Brasseler-Komet, Lemgo, D), 20 mit einem CeraPost® Stift (Brasseler-Komet, Lemgo, D) und zehn mit einem Keramikstift (eigene Herstellung). Als Befestigungsmaterial wurde Panavia® TC (Kuraray, Osaka, J) verwendet, die Kronen wurden mithilfe des Kopierfräsverfahrens Procera® (Nobel-Biocare, Stockhol, Sweden) aus Keramik hergestellt. Nach Einbetten der Proben in Kunststoff erfolgte die künstliche Alterung im Kausimulator und anschließend der Bruchlasttest in einer Materialprüfmaschine bei einem Belastungswinkel von 135° zur Zahn längsachse. Die ermittelten Werte lagen zwischen 463 N und 1494 N, für die Permador-Stifte wurde ein Wert von 1270 N erreicht.

Sørensen und Engelman (1990a) untersuchten die Auswirkungen der Adaptation des Wurzelstiftes auf die Frakturresistenz. Hierzu wurden unter anderem gegossene, halbkonfektionierte ParaPost® - Stifte (Whaledent, New York, USA) mit Zinkphosphatzement (Flecks, Mizzy Inc., Lousville, USA) eingesetzt und die Prü fzähne - alle einwurzelig und mit gegossenen Kronen versorgt - in einem Winkel von 130° zur Zahn längsachse bis zur Versagensgrenze belastet. Hierbei wurden für die o.g. Gruppe Werte zwischen 283 N und 371 N ermittelt.

In einer weiteren Studie von Sørensen und Engelman (1990b) untersuchten diese die Auswirkung des "Ferrule Designs" auf die Bruchfestigkeit endodontisch behandelte Zähne. Hierzu wurden 60 obere mittlere Schneidezähne mit Wurzelstiften aus Metall (ParaPost®, Whaledent, New York, USA) eingesetzt mit Zinkphosphatzement (Flecks, Mizzy Inc., Clifton Vorge, USA), versorgt und verschiedene "Ferrule Designs" angelegt. Diese reichten von der 90-130° Schulter ohne Zahnhartsubstanzumfassung bis zur 90° Schulter mit Ansträgung und Zahnhartsubstanzumfassung

Hierzu wurde auch eine Hohlkehle mit einem Winkel von 130° zur Zahnlängsachse präpariert. Alle Zähne wurden mit einer Metallkrone (Super 14, Dental Alloy Products, Compton, USA) versorgt und in einer Materialprüfmaschine mit einem Winkel von 130° zur Zahnlängsachse belastet. Die Werte für die o.g. Gruppe betragen 35 kg (343 N) und liegen hinsichtlich ihrer Größe im Mittelfeld der Studie, die Bruchlasten je nach "Ferrule Design" zwischen 29,5 kg (289 N) und 69,4 kg (680 N) aufweist.

Loney et al. (1995) testeten bei 30 oberen, mittleren, endodontisch vorbehandelten, mit einem Wurzelstift (Parapost®, Whaledent Inc., New York, USA) und mit Kronen versorgten Schneidezähnen die Auswirkung auf die Bruchfestigkeit hinsichtlich der Belastung der Kronen mit einem unterschiedlichen Winkel. Die Befestigung des Wurzelstiftes erfolgte mit Zinkphosphatzement (Midi, Williams Dental, Ontario, CAN). Nach Einbetten der Proben in einen Kunststoffsockel wurden diese in einem Winkel von 110° , 130° und 150° zur Zahnlängsachse belastet. Die hierbei für diese Winkel ermittelten Mittelwerte reichten von 372 N bzw. 598 N bis 1274 N im Mittel.

Schmeißner (1983) verglich 60 gegossene Stiftaufbauten mit 60 geschraubten Systemen. Von den geschraubten Systemen waren 30 mit einem Radix-Anker (Dentsply DeTrey, Konstanz, D) von 8 mm Länge und 30 mit einem Kurer-Anker (Sabre Dental Products, GB) von 10 mm Länge versorgt. Als Zahnwurzel dienten aus Methacrylat gefertigte Wurzelstümpfe, in die die Wurzelstifte mit Zement eingedreht wurden. Die Belastungstests auf die palatinale Kronenhälfte in einem Winkel von 135° zur Zahnlängsachse ergaben einen Mittelwert für die gegossenen Stiftaufbauten von 33 kp (323 N), für den Radix-Anker 29,4 kp (288,41 N) und für die Kurer-Anker 38,1 kp (373,76 N).

Kirchhoff (1978) untersuchte an einwurzeligen, extrahierten menschlichen Zähnen die Auswirkung von axialer und horizontaler Belastung. Für den axialen Zugversuch wurden jeweils 15 Zähne mit einem 15 mm langen Permador-Stift (Degudent, Hanau, D)), einem 11 mm langen Radix-Anker (Dentsply DeTrey, Konstanz, D) und einem 11 mm langen Kurer-Anker (Sabre Dental Products, GB) versorgt. Für den horizontalen Belastungstest wurden jeweils 20 Zähne mit den obengenannten Stiften versorgt. Die axialen Zugversuche ergaben für die Permador-Stifte einen Mittelwert von 22,64 kp (222,09 N), für den Radix-Anker 50,80 kp (498,34 N) und für den Kurer-Anker 69,60 kp (682,77 N). Die horizontalen Belastungstests, bei der die Streckeneinheit einer irreversiblen 0,1-mm-Verbiegung des jeweiligen Stiftmetalls bei der jeweilig einwirkenden Kraft gemessen wurde, ergaben für die Permadorstifte 8,4 kp (82,40 N), für den Radix-Anker 10,75 kp (105,45 N) und für den Kurer-Anker 10,64 kp (104,37 N).

5.2.3. Gegenüberstellung mit eigener Untersuchung

Mit Blick auf die von obigen Autoren ermittelten Ergebnisse zu Haftwerten und Bruchlastwerten von Wurzelstiften sind jedoch in diesem Zusammenhang hinsichtlich deren Vergleichbarkeit mit eigenen Ergebnissen Abstriche zu machen. Vor allem mit Blick auf die Versuchsaufbauten –zu nennen wäre hierbei bei den Belastungsversuchen die unterschiedlichen Belastungswinkel, die teilweise unterschiedlichen Präparationsformen, die Auswahl anderer Zähne sowie die Verwendung

von Kunststoffsockeln als Ersatz natürlicher Zahnwurzeln, bei den Zugversuchen hingegen die Versuchsanordnung an sich – sind direkte Vergleiche nicht durchführbar. Auch hinsichtlich der verwendeten Materialien bleibt anzumerken, dass zwar teilweise dieselben verwendet wurden, diese jedoch miteinander so kombiniert wurden, dass aussagekräftige Vergleiche mit den eigenen Ergebnissen unmöglich sind. Zudem verzichteten einige Autoren vor den Bruchbelastungstests auf die künstliche Alterung im Kausimulator, so daß unter diesem Gesichtspunkt das Vorliegen einer vergleichbaren Grundlage nicht gegeben ist (Akkayan und Gülmez 2002, Cournier et al. 2001, Huysmans et al. 1992, Kirchhoff 1978, Schmeißner 1983)

Auch wenn direkte Vergleiche nicht machbar sind, so können doch tendenziell Aussagen anderer Autoren bestätigt werden, wie etwa die von einigen Autoren ermittelte höheren Haft- bzw. Bruchlastwerten von adhäsiv befestigten im Vergleich zu den konventionell befestigten Stiften (Duncan und Pameijer 1998, Assif und Ferber 1982, Huysmans et al. 1992). Die Ergebnisse von Love und Purton 1992 hingegen, die höhere Haftwerte für Stifte, die mit Glasionomermörtel eingesetzt wurden, ermittelten, konnten nicht bestätigt werden.

Hinsichtlich des Stiftdesigns ist noch anzumerken, dass die geschraubten Stifte in der eigenen Untersuchung die höchsten Bruchlastwerte in den verschiedenen Zementierungsgruppen erreichten. Dies bestätigt die von einigen Autoren ermittelte Überlegenheit von geschraubten gegenüber den glatten Stiften (Schmeißner 1983, Kirchhoff 1978), sowohl im Zugversuchen, als auch im Bruchbelastungstest.

Inwieweit sich eine, wie von Nergiz et al. (1993) in Zugversuchen ermittelte Retentionserhöhung durch Anrauen des Wurzelkanals, auf die Bruchlastwerterhöhung bei den glatten ER – Stiften der eigenen Untersuchung auswirkt, kann nicht beurteilt werden. Dies und die Gegenüberstellung der konventionellen Zemente Glasionomer und Zinkphosphat- in gleichen Bruchbelastungstests wäre Gegenstand einer weiteren wissenschaftlichen Untersuchung.

Mit Blick auf die eigenen Ergebnisse empfiehlt sich demnach als adäquate Versorgung tief zerstörter Prothesenfeilerzähne die Verwendung konischer Titanstifte, die in Kombination mit einem Kompositzement beachtliche Bruchlastwerte erzielen können. Aufgrund ihres annähernd der Wurzelform entsprechenden Designs ermöglichen sie die auftretenden Spannungen beim Einsetzen auf ein Minimum zu reduzieren (Standlee et al. 1972, Standlee et al. 1980). Einschränkend jedoch bleibt anzumerken, daß aufgrund der beim Einsetzen entstehenden Keilwirkung Frakturen des Zahnes entstehen können, welche die Extraktion des betreffenden Zahnes nach sich ziehen (Caputo und Standlee 1976). Dieser Mißerfolg kann jedoch umgangen werden, indem –wie von Heidemann und Weigl (2004) gefordert– der Stift mit einer Länge von 3 mm in den Wurzelkanal adhäsiv eingesetzt und ein "ferrulle-design" angelegt wird. Hierbei könnte einer Schwächung der Wurzel vorgebeugt und daher auch das Frakturrisiko verringert werden. Die Verwendung von geschraubten Stiften hingegen sollten einer sehr engen Indikationsstellung unterworfen werden, da sie aufgrund der Gefahr des Auftretens von Spannungen beim Eindrehen des Stiftes Infrakturen und Frakturen des Zahnes verursachen können (Ben-Ur und Zimmermann 1983). Als Konsequenz wäre auch in diesem Fall die Extraktion des betreffenden Zahnes. Hinsichtlich der Höhe der Bruchlast, erreichen Schrauben vor allem in Verbindung mit einem Kompositzement zwar Werte

bis 1078 N, die mit Blick auf die normalen physiologischen Kaukräfte von ca. 40 N im Mittel sehr hoch erscheinen. Abzulehnen hingegen ist die Verankerung des Aufbaus durch einen Retentionskastens, der keine wirksame Erhaltungsmethode bietet. Da in der vorliegenden Untersuchung alle 10 mit einem Retentionskasten versorgten Proben bereits im Kausimulator versagten, sollte bei einem tief zerstörtem Zahn ein Wurzelstift zur Verankerung des Aufbaus und der Krone gesetzt werden.

6. Zusammenfassung und Ausblick

6.1. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es zu untersuchen, wie sich Stiftsysteme, die zum Aufbau eines tief zerstörten Pfeilerzahnes herangezogen werden können, unter Belastung verhalten.

Hierzu wurden für diese in-vitro-Untersuchung 50 extrahierte menschliche obere mittlere Schneidezähne und obere Eckzähne verwendet. Unmittelbar nach der Extraktion erfolgte eine gründliche mechanische Reinigung mittels Küretten und Ultraschall. Im Anschluß daran wurden die Kronen 1 mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze entfernt und die endodontische Behandlung mit Guttapercha (Roeko, Lengnau, D) sowie Sealer (Sealapex®, Kerr-Hawe, Salerno, I) durchgeführt. Alle Proben wurden sowohl nach der Extraktion als auch während den Behandlungsschritten in Thymol - Lösung bei Raumtemperatur gelagert.

Nach genauer Vermessung der Stümpfe wurden sie in 5 Gruppen zu je 10 Zähnen aufgeteilt. Gruppe 1 und 2 erhielten als Wurzelstift eine BKS-Schraube (Brasseler-Komet, Lemgo, D). Als Befestigung diente bei Gruppe 1 Panavia® F 2.0 (Kuraray Co. Ltd., Osaka, J), bei Gruppe 2 Ketac-Cem Aplicap® (3M Espe, Seefeld, D).

Gruppe 3 und 4 erhielten Titanstifte des ER-Systems® (Brasseler-Komet, Lemgo, D). Die Befestigung der Stifte erfolgte bei Gruppe 3 analog wie bei Gruppe 1 und bei Gruppe 4 analog wie bei Gruppe 2.

Bei Gruppe 5 wurde ein in oro-vestibulärer 3 mm breiter, in mesio-distaler Richtung 2 mm breiter und ein 2 mm tiefer Retentionskasten angelegt.

Als Stumpfaufbaumaterial diente Rebuilda® DC (Voco, Cuxhaven, D), welches mit dem Adhäsivsystem Solobond® R plus (Voco, Cuxhaven, D) am Stumpf befestigt wurde.

Im Anschluss daran erfolgte eine Hohlkehlpräparation zur Aufnahme einer Krone. Die Präparationsgrenze wurde 1 mm unterhalb des Stumpfaufbaumaterials gelegt, um ein stabilisierendes Fassreifendesign zu erhalten. Nach der Abformung und der Modellherstellung wurden aus Phantometall Kronen, an die ein 9 mm langer, 7 mm breiter und 4 mm dicker Anhänger modelliert wurde, gegossen und mit dem Glasionomierzement (Ketac Cem®, 3M Espe, Seefeld, D) zementiert. Um die Beweglichkeit des Parodont zu simulieren, wurden die Wurzeln mit einer 0,5 mm dünnen Schicht aus Silikon (Aquasil® Ultra mono Dentsply DeTrey, Konstanz, D) versehen, um im Anschluss daran in einen Kunststoffsockel (Palapress® vario, Heraeus Kulzer, Hanau, D) eingebettet zu werden. Nach der Kausimulation im Kausimulator (Willytec, München, D) mit 1,2 Mio. Zyklen unter thermomechanischer Wechsellast wurden die noch verbliebenen Proben in der Universalprüfmaschine (Zwick, Ulm, D) bis zum Versagen getestet.

Gruppe 1 (BKS mit Panavia) erreichte die höchsten Werte mit einem Mittelwert von 545 N und einer Standardabweichung von 264, Gruppe 3 (Titan mit Panavia) die zweithöchsten mit 411 N im Mittel und einer Standardabweichung von 134, Gruppe 2 (BKS mit Ketac) die dritthöchsten mit einem Mittelwert von 315 N und einer Standardabweichung von 54 und Gruppe 4 (Titan mit Ketac) die

niedrigsten Werte mit 236 N im Mittel und einer Standardabweichung von 163. Alle Proben der Gruppe 5 (Retentionskasten) versagten bereits im Kausimulator.

Als adäquate Versorgung von tief zerstörten Prothesenfeilerzähnen mit Wurzelstiften ist mit Blick auf die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit den Titanstiften des ER-Systems (Brasseler-Komet, Lemgo, D) in Verbindung mit Panavia® F (Kuraray, Osaka, J) der Vorzug vor den BKS-Schrauben (Brasseler-Komet, Lemgo, D) in Verbindung mit Panavia® F (Kuraray, Osaka, J) zu geben. Die Stifte des ER-Systems zeigten hohe Bruchlastwerte und erlauben aufgrund des konischen Designs eine wurzelanaloge und substanzschonende Aufbereitung. Die Gefahr von Zahnfrakturen besteht jedoch bei beiden. Während diese bei den Titanstiften aufgrund der Keilwirkung beim Zementieren auftreten können, erreichen Schrauben beim Eindrehen sehr hohe Spannungen, wodurch die Gefahr von Frakturen des Zahnes stark erhöht ist. Aufgrund höherer Frakturwerte sollte die adhäsive Zementierung von Stiften (ER-System) und Schrauben (BKS-System) (beide Brasseler-Komet, Lemgo, D) der konventionellen mit Glasionomermzement (KetacCem, 3M Espe, Seefeld, D) vorgezogen werden. Ganz abzulehnen ist ein Retentionskasten als alleiniger Stifternsatz. Diese Art der Aufbauverankerung kann einen effektiven und langfristigen Zahnerhalt nicht gewährleisten.

7. Literaturverzeichnis

1. AKISLI, I.; ÖZCAN, M.; NERGİZ, I.:
Effect of surface conditioning techniques on the resistance of resin composite core materials on titanium posts.
Quintessence Int 34, 766 – 771 (2003)
2. AKKAYAN, B.; GÜLMEZ, T.:
Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems.
J Prosthet Dent 87, 431 – 437 (2002)
3. ALVES, J.; WALTON, R.; DRAKE, D.:
Coronal leakage : Endotoxin penetration from mixed bacterial communities through obturated, post-prepared root canals.
J Endod 24, 587 – 591 (1998)
4. ANDERSON, D. J.:
A method of recording masticatory loads.
J Dent Res 32, 785 – 789 (1953)
5. ASSIF, D.; FERBER, A.:
Retention of dowels using a composite resin as a cementing medium.
J Prosthet Dent 48, 292 – 296 (1982)
6. ASSIF, D.; AVIV, I.; HIMMEL, R.:
A rapid dowel core construction technique.
J Prosthet Dent 61, 16 – 17 (1989a)
7. ASSIF, D.; OREN, E.; MARSHAK, B. L.; AVIV, I.: Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques.
J Prosthet Dent 61, 535 – 543 (1989b)
8. ASSIF, D.; NEVO, E.; AVIV, I.; HIMMEL, R.:
Retention of endodontic posts with a composite resin luting agent: effect of cement thickness.
Quintessence Int 19, 643 – 646 (1988)
9. ATTIN, T.; HELLWIG, E.; HILGERS, R. D.:
Der Einfluss verstärkender Wurzelstifte auf die Frakturanfälligkeit endodontisch versorgter Zähne.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 586 – 598 (1994)

10. BARGHOLZ, C.:
Endodontischer Erfolg durch gezielte Anlage der Zugangskavität.
ZMK 20, 736 – 740 (2004)
11. BARKHORDAR, R. A.; BUI, T.; WATANABE, L.:
An evaluation of the sealing ability of calcium hydroxide sealers.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 68, 88 – 92 (1989)
12. BARKHORDAR, R. A.; RADKE, R.; ABBASI, J.:
Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture.
J Prosthet Dent 61, 676 – 678 (1989)
13. BARNETT, F.; TROPE, M.; KHOJA, M.; TRONSTAD, L.:
Bacteriologic status of root canal after sonic, ultrasonic and hand instrumentation.
Endod Dent Traumatol 1, 228 – 231 (1985)
14. BAUMANN, M. A.:
Die Wurzelkanalfüllung.
In: HEIDEMANN, D.:
Endodontie.
Urban & Fischer, München/Jena 124 – 164 (2001)
15. BEER, R.; BAUMANN, M. A.:
Endodontologie.
In: RATEITSCHAK, K. H. (Hrsg.): Farbatlanten der Zahnmedizin. Band 7. Georg Thieme, Stuttgart/New York, 107 – 144 (1997)
16. BEN-UR, Z.; ZIMMERMANN, A. M. J.:
Schraubbare Wurzelkanalstiftsysteme – Paßgenauigkeit und Belastung der Wurzelkanalwände.
Die Quintessenz 7, 1325 – 1332 (1983)
17. BINDL, A.; MORMANN, W. H.:
Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years – preliminary results.
J Adhes Dent 1, 255 – 265 (1999)
18. BOONE, K. J.; MURCHISON, D. F.; SCHINDLER, W. G.; WALHER, W. A.:
Post retention: the effect of sequence of post-space preparation, cementation and different sealers.
J Endod 27, 768 – 771 (2001)
19. BRAUNER, H.:
Elektrochemische Korrosionsmessung an Stiftaufbauten.
Dtsch Zahnärztl Z 41, 1009 – 1014 (1986)

20. BRAUNER, H.; HOFMANN, M.:
Korrosionsuntersuchungen an Stiftaufbauten.
Dtsch Zahnärztl Z 40, 1132 – 1136 (1985)
21. BRUHN, D.:
Die dynamische Festigkeit von angußfähigen Wurzelstiften und – systemen.
Dtsch Zahnärztl Z , 44, 855 – 857 (1989)
22. BOURGEOIS, R. S.; LEMON, R. R.:
Dowel space preparation and apical leakage.
J Endod 7, 66 – 69(1981)
23. BUONOCORE, M. G.:
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.
J Dent Res 34, 849 – 853 (1955)
24. BURNS, D. A.; KRAUSE, W. R.; DOUGLAS, H. B.; BURNS, D. R.:
Stress distribution surrounding endodontic posts.
J Prosthet Dent 64, 412 – 418 (1990)
25. BYSTROM, A.; SUNDQUIST, G.;
Bacteriologic evaluation of the efficacy of machanical root canal instrumentation in endodontic therapy.
Scand J Dent Res 89, 321 – 328 (1981)
26. CAEG, C.; LEIN FELDER, K. F.; LACEFIELD, W. R.; BELL, W.:
Effectiveness of a method used in bonding resins to metal.
J Prosthet Dent 64, 37 – 41 (1990)
27. CAPUTO, A. A.; STANDLEE, J. P.:
Pins and posts – why, when and how.
Dent Clin North Am 20, 299 – 311 (1976)
28. CATHRO, P. R.; CHANDLER, N. P.; HOOD, J. A.:
Impact resistance of crowned endodontically treated incisors with internal composite cores.
Endod Dent Traumatol 12, 124 – 128 (1996)
29. CHAILERTVANITKUL, P.; SAUNDERS, W. P.; MACKENZIE, D:
An assessment of microbial coronal leakage in teeth root filled with gutta-percha and three different sealers.
Int Endod J 29, 387 – 392 (1996)

30. CHAPMAN, K. W.; WORLEY, J. L.; VON FRAUENHOFER, J. A.:
Retention of prefabricated posts by cements and resins.
J Prosthet Dent 54, 649 – 652 (1985)
31. CHRISTENSEN, G. J.:
Posts: necessary or unnecessary?
J Am Dent Assoc 127, 1522 – 1526 (1996)
32. COHEN, B. I.; CONDOS, S.; MUSIKANT, B. L.; DEUTSCH, A. S.:
Pilot study comparing the photoelastic stress distribution for four endodontic post systems.
J Oral Rehabil 23, 679 – 685 (1996)
33. COHEN, B. I.; PAGNILLO, M. K.; NEWMAN, I.; MUSIKANT, B. L.; DEUTSCH, A. S.:
Cyclic fatigue testing of five endodontic post designs supported by four core materials.
J Prosthet Dent 78, 458 – 464 (1997)
34. COHEN, B. I.; PAGNILLO, M.; NEWMAN, I.; MUSIKANT, B. L.; DEUTSCH, A. S.:
Retention of three endodontic posts cemented with five dental cements.
J Prosthet Dent 79, 520 – 525 (1998)
35. COHEN, B. I.; PAGNILLO, M.; NEWMAN, I.; MUSIKANT, B. L.; DEUTSCH
Retention of four endodontic post cemented with composite resin.
Gen Dent 48, 320 – 324 (2000)
36. COHEN, B. I.; PAGNILLO, M.; MUSIKANT, B. L.; DEUTSCH, A. S.:
Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post
systems.
J Oral Rehabil 26, 488 – 494 (1999)
37. COLLEY, I. T.; THOMPSON, E. L.; LEHMAN, M. L.:
Retention of post crown – an assessment of relative efficiency of posts of different shapes and
sizes.
Brit Dent J 124, 63 – 66 (1968)
38. CORMIER, C. J.; BURNS, D. R.; MOON, P.:
In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic and conventi-
onal post systems at various stages of restoration.
J Prosthodont 10, 26 – 36 (2001)
39. CREUGERS, N. H.; MENTINK, A. G.; KAYSER, A. F.:
An analysis of durability data on post and core restorations.
J Dent 21, 281 – 284 (1993)

40. DEAN, J. P.; JEANSONNE, B. G.; SARKAR, N.:
In vitro evaluation of a carbon fiber post.
J Endod 24, 807 – 810 (1998)
41. DELONG, R.; DOUGLAS, W. H.:
Development of an artificial oral environment for testing of dental restoratives: biaxial force and movement control.
J Dent Res 62, 32 – 36 (1983)
42. DEUTSCH, A. S.; MUSIKANT, B. L.; CAVALLARI, J.; BERNARDI, S.:
Retentive properties of a new post and core system.
J Prosthet Dent 53, 12 – 14 (1985)
43. DIETSCHIE, D.; ROMELLI, M.; GORETTI, A.:
Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing.
Int J Prosthodont 10, 498 – 507 (1997)
44. DONOVAN, T. E.; CHEE, W. W. L.:
Endodontically treated teeth: A summary of restorative concerns.
J Can Dent Assoc 21, 49 – 56 (1993)
45. DUNCAN, J. P.; PAMEIJER, C. H.:
Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: A in vitro study.
J Prosthet Dent 80, 423 – 428 (1998)
46. DUMMER, P. M. H.; LYLE, L.; RAWLE, J.; KENNEDY, J. K.:
A laboratory study of root fillings in teeth obturated by lateral condensation of gutta-percha or Thermafil obturators.
Int Endod J 27, 32 – 38 (1994)
47. EDELHOFF, D.; HEIDEMANN, D.; KERN, M.; WEIGL, P.:
Aufbau endodontisch behandelter Zähne.
Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, DGZPW und DGZ unter www.dgzmk.de. (2003)
48. EDELHOFF, D.; WEBER, M.; SPIEKERMANN, H.; MARX, R.:
PVD – Beschichtung für verbesserte Retention glasfaserverstärkter Wurzelkanalstifte.
Schw Monatszeitschr Zahnmed 116, 2 – 9 (2006)
49. EICHNER, K.:
Messung der Kaukräfte bei Kauvorgängen.
Dtsch Zahnärztl Z 18, 915 – 924 (1963)

50. EUROPEAN SOCIETY OF ENDODONTICS (ESE):
Qualitätsrichtlinien endodontischer Behandlung.
Int Endod J 27, 115 – 124 (1994)
51. EUROPEAN SOCIETY OF ENDODONTICS (ESE)
Quality guidelines of the ESE.
Endodontie 3, 164 (1994)
52. FERNANDES, A. S.; DESSAI, G. S.:
Factors affecting the fracture resistance of post–core reconstructed teeth: A review.
Int J Prosthodont 14, 355 – 363 (2001)
53. FRANKENBERGER, R.; SINDEL, J.; KRÄMER, N.; PETSCHERT, A.:
Dentinhaftung von Keramikinlays in simulierten Kavitäten.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 507 – 512 (1998)
54. FUSAYAMA, T.; MAEDA, T.:
Effect of pulpotomy on dentin hardness.
J Dent Res 48, 452 – 460 (1969)
55. GOLDMAN, M.; DE VITRE, R.; PIER, M.:
Effect of the dentin smeared layer on tensile strength of cemented posts.
J Endod 8, 550 – 554 (1984)
56. GÖBEL, R.; LUTHARDT, R.; WELKER, D.:
Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 295 – 298 (1998)
57. GUZY, G. E.; NICHOLLS, J. I.:
In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo–postreinfor–
cement.
J Prosthet Dent 42, 39 – 44 (1979)
58. HAGGE, M. S.; WONG, R. D.; LINDEMUTH, J. S.:
Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a re–
sin cement.
Int Endod J 35, 372 – 378 (2002)
59. HANSEN, E. K.; ASMUSSEN, E.; CHRISTIANSEN, N. C.:
In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam.
Endod Dent Traumatol 6, 49 – 55 (1990)

60. HATA, G.; KAWAZOE, S.; TODA, T.; WEINE, F. S.:
Sealing ability of Thermafil with and without sealer.
J Endod 18, 322 – 326 (1992)
61. HATA, G.; KAWAZOE, S.; TODA, T.; WEINE, F. S.:
Sealing ability of thermoplasticized gutta-percha fill techniques as assessed by a new method
of determining apical leakage.
J Endod 21, 167 – 172 (1995)
62. HATZIKYRIAKOS, A. H.; REISIG, G. I.; TSINGOS, N.:
A 3-year postoperative clinical evaluation of posts and cores beneath existing crowns.
J Prosthet Dent 67, 454 – 458 (1992)
63. HEIDEMANN, D.; WEIGL, P.:
Stifte im Wurzelkanal – Warum?
Endodontie J 2, 24 – 33 (2004)
64. HELLWIG, E.; KLIMEK, J.; ATTIN, T.:
Endodontologie
In: Einführung in die Zahnerhaltung.
Urban & Fischer, München/Jena, 245 – 338 (2003)
65. HEMMINGS, K. W.; KING, P. A.; SETCHELL, D. J.:
Resistance to torsional forces of various post and core designs.
J Prosthet Dent 66, 325 – 329 (1991)
66. HERNANDEZ, R.; BADER, S.; BOSTON, D.; TROPE, M.:
Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with new generation denti-
ne bonding systems.
Int Endod J 27, 281 – 284 (1994)
67. HERZOG, M.; CZIRJAK, K.:
Untersuchungen zu Passgenauigkeit gegossener Stiftaufbauten aus Nichtedelmetall.
Dtsch Zahnärztl Z 45, 260 – 263 (1990)
68. HEYDECKE, G.; BUTZ, F.; HUSSEIN, A.; STRUB, J. R.:
Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different
post – and – core systems.
J Prosthet Dent 87, 438 – 445 (2002)
69. HOFMANN, M.:
Das ER-Stift System zum aufbau marktoter Zähne (I–III).
Die Quintessenz 36, 1 – 24 (1985a)

70. HOFMANN, M.:
Das ER-Stift Wurzel aufbausystem. Materialkundliche Überlegungen.
Dtsch Zahnärztl Z 40, 1169 – 1178 (1985b)
71. HOLMES, D. C.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; LEARY, J. M.:
Influence of post dimension on stress distribution in dentin.
J Prosthet Dent 75, 140 – 147 (1996)
72. HOWE, C. A.; MCKENDRY D. J.:
Effect of endodontic access preparation on resistance to crown fracture.
J Am Dent Assoc 121, 712 – 715 (1990)
73. HUGOSON, A.; KOCH, G.; BERGENDAL, T.; HALLONSTEN, A. L.; LAURELL, L.; LUNDGREN, D.; NY-
MAN, J. E.:
Oral health of individuals aged 3 – 80 years in Jönköping.
Swed Dent J 10, 175 – 194 (1986)
74. HUYSMANS, M.-C. D. N. J. M.; PETERS, M. C. R. B.; PLASSCHAERT, A. J. M.; VAN DER VAARST, P.
G. T.:
Failure characteristics of endodontically treated premolars restored with a post and direct res-
torative material.
Int Endod J 25, 121 – 129 (1992)
75. HUYSMANS, M.-C. D. N. J. M.; VAN DER VAARST, P. G. T.; PETERS, M. C. R. B.; PLASSCHAERT, A.
J. M.:
The Weibull distribution applied to post and core failure.
Dent Mater 8, 283 – 288 (1992)
76. HÜLSMANN, M.:
Die Aufbereitung des Wurzelkanals.
In: HEIDEMANN, D. (Hrsg.):
Endodontie
Urban & Fischer, München/Jena 80 – 122 (2001)
77. INGLE, J. L.; BAKLAND, L. K.:
Endodontics 4th.
Edition: Williams & Wilkins, Baltimore, 895 (1994)
78. ISIDOR, F.; ODMAN, P.; BRØNDUM, K.:
Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts.
Int J Prosthodont 9, 131 – 136 (1996)

79. JÄGER, K.; GRABER, G.; SCHRUTT, L.:
Aufbau und Test einer Messkette zur Kaukraftmessung.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99, 670 – 675 (1990)
80. JOHNSON, J. K.; SAKAMURA, J. S.:
Dowel form and tensile force.
J Prosthet Dent 40, 645 – 649 (1978)
81. KAELIN, D.; SCHÄRER, P.:
Aufbausysteme in der Kronen- und Brückenprothetik.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 101, 457 – 463 (1991)
82. KAHN, F. H.; ROSENBERG, P. A.; SCHULMANN, A.; PINES, M.:
Comparison of fatigue for three prefabricated threaded post systems.
J Prosthet Dent 75, 148 – 153 (1996)
83. KANTOR, M. E.; PINES, M. S.:
A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth.
J Prosthet Dent 38, 1007 – 1014 (1983)
84. KAYSER, A. F.; LEEMPOEL, P. J.; SNOEK, P. A.:
The metal post and composite core combination.
J Oral Rehabil 14, 3 – 11 (1987)
85. KHAYAT, A.; LEE, S. J.; TORABINEJAD, M.:
Human saliva penetration of coronally unsealed obturated root canals.
J Endod 19, 458 – 461 (1993)
86. KEREKES, K.; TRONSTAD, L.:
Long term result of endodontic treatment performed with a standardized technique.
J Endod 5, 210 – 213 (1979)
87. KERN, M.; WEGNER, S. M.:
Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability.
Dent Mater 14, 64 – 71 (1998)
88. KERN, M.; STRUB, J. R.; LÜ, X. Y.:
Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator.
J Oral Rehabil 26, 372 – 378 (1999)
89. KERN, M.; THOMPSON.:
Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium.
J Dent 22, 300 – 306 (1994)

90. KERSCHBAUM, T.:
Adhäsivprothetik. Brücken, Attachments, Schienen, Veneers.
Urban & Schwarzenberg Verlag München, (1995)
91. KING, P. A.; SETCHELL, D. J.; REES, J. S.:
Clinical evaluation of a carbon fibre reinforced carbon endodontic post.
J Oral Rehabil 30, 785 – 789 (2003)
92. KIRCHHOFF, W.:
Untersuchung über die axiale und horizontale Belastbarkeit verschiedenen intraradikulärer
Stiftverankerungen (Permador–Stift, Radix–Anker, Kurer–Anker) an natürlichen Zähnen.
1. Teil: ZWR 87, 1014 – 1024 (1978); 2. Teil: ZWR 87, 1063 – 1068 (1978)
93. KLIMEK, J.; KOCKAPAN, C.; BORCHERT, J.:
Häufigkeit und Qualität von Wurzelkanalfüllungen in den Jahren 1983 und 1991.
Dtsch Zahnärztl Z 50, 154 – 156 (1995)
94. KÖRBER, K. H.:
Zahnärztliche Prothetik.
Georg Thieme Verlag Stuttgart (1985)
95. KÖRBER, K. H.; LUDWIG, K.:
Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen.
Dent Lab 31, 55 – 59 (1983)
96. KREJCI, I.; LUTZ, F.:
In vitro Testverfahren zu Evaluation dentaler Restaurationsverfahren.
Schw Monatsschr Zahnmed 100, 953 – 960 (1990)
97. KURER, P. F.:
Das Kurer Anker – System.
Quintessenz Verlag Berlin, Chicago, London, Sao Paolo, Tokio; 13 – 24, 47 – 60 (1986)
98. KZBV –JAHRBUCH (Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung):
Statistische Basisdaten zur vertragszahnärztlichen Versorgung.
Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung, Köln 39 – 40 (2002)
99. KZVB (Kassenzahnärztliche Vereinigung Bayerns):
Rundschreiben 10/2005, 3 – 4 (2005)
100. LAMBJERG–HANSEN, H.; ASMUSSEN, E.:
Mechanical properties of endodontic posts.
J Oral Rehabil 24, 882 – 887 (1997)

- 101.LANGELAND, K.:
Management of the inflamed pulp associated with deep carious lesion.
J Endod 7, 169 – 181 (1981)
- 102.LARES, C.; EL-DEEB, M. E.:
The sealing ability of the Thermafil obturation technique.
J Endod 16, 474 – 479 (1990)
- 103.LAU, V. M.:
The reinforcement of endodontically treated teeth.
Dent Clin N Am 20, 313 – 328 (1976)
- 104.LAUPER, R.; LUTZ, F.; BARBAKOW, F.:
An in vivo comparison of gradient and absolute impedance electronic apex locators.
J Endod 5, 260 – 264 (1996)
- 105.LE QUIRE, A. K.; CUNNINGHAM, C. J.; PELLEU, G. B.:
Radiographic interpretation of experimentally produced osseous lesions of the human mandible.
J Endod 3, 274 – 276 (1977)
- 106.LEE, S. J.; MESSER, H. H.:
Radiographic appearance of artificially prepared periapical lesions confined to cancellous bone.
Int Endod J 19, 64 – 72 (1986)
- 107.LEONARD, J. E.; GUTMANN, J. L.; GUO, I. Y.:
Apical and coronal seal of roots obturated with a dentine bonding agent and resins.
Int Endod J 29, 76 – 83 (1996)
- 108.LEWIS, R.; SMITH, B. G. N.:
A clinical survey of failed post retained crowns.
Br Dent J 165, 95 – 97 (1988)
- 109.LIN, L.; Langeland, K.:
Innervation of the inflammatory periapical lesion.
Oral Surg 51, 535 – 543 (1981)
- 110.LONEY, R. W.; KOTOWICZ, W. E.; McDOWELL, G. C.:
Three -dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores.
J Prosthet Dent 63, 506 – 512 (1990)

111. LONEY, R. W.; MOULDING, M. B.; RITSCO, R. G.:
The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns.
Int J Prosthodont 8, 247 – 251 (1995)
112. LOVE, R. M.; PUTRON, D. G.:
Retention of posts with resin, glass ionomer and hybrid cements.
J Dent 26, 599 – 602 (1998)
113. LUTZ, F.; KREJCI, I.; SCHÜPBACH, P.:
Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 537 – 549 (1993)
114. MADISON, S.; ZAKARIASEN, K. L.:
Linear and volumetric analysis of apical leakage in teeth prepared for posts.
J Endodont 10, 422 – 427 (1984)
115. MAGURA, M. E.; KAFRAWY, A. H.; BROWN, C. E. Jr.; NEWTON, C. W.:
Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study.
J Endodont 17, 324 – 331 (1991)
116. MANNOCCI, F.; FERRARI, M.; WATSON, T. F.: Mikroleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: A confocal microscopic study.
J Prosthet Dent 85, 284 – 291 (2001)
117. MARSHAK, B. L.; HELFT, H.; FILO, R.:
Factors against the use of dowels in endodontically treated teeth.
Quintessence Int 19, 417 – 421 (1988)
118. MARTINEZ-INSUA, A.; DA SILVA, L.; RILO, B.; SANTANA, U.:
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 (1998)
119. MATHEY, Y.; DUBIED, P.; GEERING, A. H.:
Vergleich der Haftfestigkeiten von ungealterten und gealterten Metall-Kunststoff-Verbundsystemen.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 401 – 407 (1990)
120. MATSUMURA, H.; KATO, H.; ATSUTA, M.:
Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments.
J Prosthet Dent 78, 511 – 517 (1997)

121. MEINERS, H.; HERRMANN, R.; SPITZBARTH, S.:
Zur Verbundfestigkeit des Rocatec-Systems.
Dent Labor 38, 185 – 188 (1990)
122. MENDOZA, D. B.; EAKLE, W. S.:
Retention of post cemented with various dentinal bonding cements.
J Prosthet Dent 72, 591 – 594 (1994)
123. MENTINK, A. G.; MEEUWISSEN, R.; KAYSER, A. F.; MULDER, J.:
Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restoration.
J Oral Rehabil 20, 455 – 461 (1993)
124. MICHNICK, B. T.; RASKIN, B. B.:
A multiple post-core technique.
J Prosthet Dent 39, 622 – 626 (1978)
125. MILOT, P.; STEIN, R. S.:
Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design.
J Prosthet Dent 68, 428 – 435 (1992)
126. MORGANO, M.:
Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future contexts.
J Prosthet Dent 75, 375 – 380 (1996)
127. MORGANO, S. M.; MILTO, P.:
Clinical success of cast metal posts and cores.
J Prosthet Dent 70, 11 – 16 (1993)
128. NAUMANN, M.:
Wann Wurzelstifte indiziert sind – Klassifikation und Therapiekonzept.
Quintessenz 54, 931 – 938 (2003)
129. NERGIZ, I.; PLATZER, U.:
Haftfestigkeit von Wurzelstiften bei Befestigung mit Glaspolyalkenoatzement in konditionierten Wurzelkanälen.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 708 – 710 (1992)
130. NERGIZ, I.; SCHMAGE, P.:
Wurzelstifte im Wandel der Zeit.
Endod J 1, 10 – 17 (2004)

131. NERGIZ, I.; SCHMAGE, P.; ÖZCAN, M.; PLATZER, U.:
Bond strengths of five tapered root posts regarding the post surface.
J Oral Rehabil 29, 330 – 335 (2002)
132. NERGIZ, I.; SCHMAGE, P.; PLATZER, U.:
Abzugskraftmessung bei Wurzelstiften mit verschiedenen Oberflächen.
Dtsch Zahnärztl Z 48, 661 – 664 (1993)
133. NERGIZ, I.; SCHMAGE, P.; PLATZER, U.; MC MULLAN-VOGEL, C. G.:
Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts.
J Prosthet Dent 78, 451 – 457 (1997)
134. NOLDEN, R.;
Die stiftverankerte Krone aus Sicht der Zahnerhaltung.
Dtsch Zahnärztl Z 40, 1083 – 1088 (1985)
135. ØRSTAVIK, D.; KEREKES, K.; ERIKSEN, H. M.:
The periapical index: a scoring system for radiographic assessment of periapical periodontitis.
Endod Dent Traumatol 2, 20 – 34 (1986)
136. OTTL, P.; HAHN, L.; LAUER, H. C.; FAY, M.:
Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads.
J Oral Rehabil 29, 175 – 183 (2002)
137. PAPA, J.; CAIN, C.; MESSER, H. H.:
Moisture content of vital vs endodontically treated teeth.
Endod Dent Traumatol 10, 91 – 93 (1994)
138. PERDIGAO, J.; LOPES, M. J.:
Dentin bonding – questions for the new millennium.
J Adhes Dent 1, 191 – 209 (1999)
139. PEREL, M. F.; MUROFF, F. I.:
Clinical criteria for posts and cores.
J Prosthet Dent 28, 405 – 411 (1972)
140. PETERS, L. B.:
Präparation der endodontischen Zugangskavität und Darstellung der Kanäle. I. Schneidezähne und Eckzähne.
Endodontie 1, 57 – 62 (1992)

141. PRATTEN, D. H.; McDONALD N. J.:
Comparison of radiographic and electronic working length.
J Endod 22, 173 – 176 (1996)
142. RADKE R. A.; BARKHORDAR, H. F.; PODESTA, R. E.:
Retention of cast posts: Comparison of cementing agents.
J Prosthet Dent 59, 318 – 320 (1988)
143. RANDOW, K.; GLANTZ, P. O.:
On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study.
Acta Odontol Scand 44, 271 – 277 (1986)
144. REEH, E. S.; MESSER, H. H.; DOUGLAS, W. H.:
Reduction of tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures.
J Endod 15, 512 – 516 (1989)
145. REITH, C.; GRÖNDAHL, H. G.:
Endodontic retreatment decision making among a group of general practitioners.
Scand J Dent Res 96, 213 – 218 (1988)
146. RIEDLING, w.; KAPPERT, H. F.:
Veränderung der Gingivafärbung nach Austausch eines Wurzelstiftes und Versorgung mittels
Glaskeramik. Ein Fallbericht.
Quintessenz 39, 1919 – 1925 (1988)
147. RINKE, S.; HÜLS, A.:
Postendodontische Frontzahnversorgung.
Quintessenz 50, 893 – 903 (1999a)
148. RINKE, S.; HÜLS, A.:
Postendodontische Seitenzahnversorgung.
Quintessenz 50, 1035 – 1047 (1999b)
149. ROTHFUSS, L. G.; HOKETT, S. D.; HONDRUM, S. O.; ELROD, C. W.:
Resin to metal bond strength using two commercial systems.
J Prosthet Dent 79, 270 – 272 (1998)
150. RUEMPING, D. R.; LUND, M. R.; SCHNELL, R. J.:
Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces.
J Prosthet Dent 41, 159 – 162, (1976)

- 151.SAHAFI, A.; PEUTZFELD, A.; ASMUSSEN, E.; GOTFREDSEN, K.:
Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts to titanium alloy, glass fiber and circonia.
J Adhes Dent 5, 153 – 162 (2003)
- 152.SAUNDERS, W. P.; SAUNDERS, E. M.:
Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review.
Endod Dent Traumatol 10, 105 – 108 (1994)
- 153.SCHÄFER, E.:
Struktur der Pulpa und ihre Erkrankungsformen.
In: HEIDEMANN, D. (Hrsg.):
Endodontie. Urban & Flscher, München/Jena, 1 – 24 (2001)
- 154.SCHMAGE, P.; NERGIZ, I.; PLATZER, U.:
Messungen der Zementfuge bei Wurzelstiften mit verschiedenen Oberflächen.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 785 – 789 (1992)
- 155.SCHMEIßNER, H.:
Über das Verhalten von Stiftaufbauten mit und ohne zirkuläre Stumpfumfassung im Belastungsexperiment.
Dtsch Zahnärztl Z 32, 701 – 703 (1977)
- 156.SCHMEIßNER, H.:
Vergleichende Belastungsversuche an Stumpfaufbauten mit unverschraubbarer und verschraubbarer Stiftverankerung.
Dtsch Zahnärztl Z 38, 163 – 166 (1983)
- 157.SCHÖNBRODT, M.; SCHMAGE, P.; NERGIZ, I.; PLATZER, U.:
Haftfestigkeit zahnfarbener Wurzelstifte in Abhängigkeit von der Oberflächenbehandlung und dem Befestigungskomposit.
Dtsch Zahnärztl Z 58, 55 – 59 (2003)
- 158.SCHROEDER H. E.:
Pathobiologie oraler Strukturen.
Krager AG, Basel, 117 (1997)
- 159.SCHUMACHER, G. H.; CHRISTMANN, C.; EHLER, E.; PFAU, H.:
Zur Frage der Hebelwirkung am Unterkiefer. 5. Vergleichende Geenüberstellung der Beziehungen Kraft- und Lastarm an Mandibeln des Menschen und einiger Säugetiere.
Anat Anz 134, 429 – 432 (1973)

- 160.SCHWARZE, T.; LÜBBE, D.; GEURTSSEN, W.:
Wurzelkanalbehandlungen in deutschen Zahnarztpraxen. Eine Umfrage in Niedersachsen und Nordrhein-Westfalen.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 677 – 680 (1999)
- 161.SCHWICKERATH, H.:
Was der Zahntechniker beachten sollte: Herstellung von vollkermaisichen Zahnersatz.
Dent Lab 9, 1501 – 1506 (1992)
- 162.SCHWICKERATH, H.; COCA, I.:
Zur Festigkeit von Kronen im Frontzahnbereich.
Dtsch Zahnärztl Z 41, 1002 – 1004 (1986)
- 163.SEDGLEY, C. M.; MESSER, H. H.:
Are endodontically treated teeth more brittle?
J Endod 18, 332 – 335 (1992)
- 164.SHILLINGBURG, H. T.; KESSLER, J. C.:
Restauration von wurzelbehandelten Zähnen.
Quintessenz Verlag Berlin, 13 – 44 (1982)
- 165.SIDOLI, G. E.; KING, P. A.; SETCHELL, D. J.:
An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system.
J Prosthet Dent 78, 5 – 9 (1997)
- 166.SMITH, C. T.; SCHUMAN, N.:
Restoration of endodontically treated teeth. A guide for the restorative dentist.
Quintessence Int 28, 457 – 462 (1997)
- 167.SØRENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J.:
Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth.
J Prosthet Dent 64, 419 – 424 (1990a)
- 168.SØRENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J.:
Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth.
J Prosthet Dent 63, 529 – 536 (1990b)
- 169.SØRENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T.:
Itracoronar reinforcement and coronal covergae: A study of endodontically treated teeth.
J Prosthet Dent 51, 780 – 784 (1984a)

- 170.SØRENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T.:
Clinically significant factors in dowel designe.
J Prosthet Dent 52, 28 – 35 (1984b)
- 171.SJÖGREN, U.; HAGGLUND, B.; SUNDQUIST, G.; WING, K.:
Factors affecting the long term results of endodontic treatment.
J Endod 16, 498 – 504 (1990)
- 172.SPÅNGBERG, L.:
Biological effects of root canal filling materials.
Odont Revy 20, 123 – 145 (1969)
- 173.STANDLEE, J. P.; CAPUTO, A. A.:
Endodontic dowel retention with resinous cements.
J Prosthet Dent 68, 913 – 917 (1992)
- 174.STANDLEE, I. P.; CAPUTO, A. A.; HANSON, E. C.:
Retention of endodontic dowels: effect of cement, dowel length, diameter and designs.
J Prosthet Dent 39, 400 – 405 (1978)
- 175.STANDLEE, J. P.; CAPUTO, A. A.; HOLCOMB, J.:
The dentatus screw: coparative stress analysis with other endodontic dowel designs.
J Oral Rehabil 9, 23 – 33 (1982)
- 176.STANDLEE, J. P.;CAPUTO, A. A.; COLLRAD, E. W.; POLLACK, M.H.:
Analysis of stress distribution by endodontic posts.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 33, 952 – 960 (1972)
- 177.STANDLEE, I. P.; CAPUTO, A. A.; HOLCOMB, I.; TRABERT, K. C.:
The retentive and stress – distributing properties of a threaded endodontic dowel.
J Prosthet Dent 44, 398 – 404 (1980)
- 178.STANFORD, J. W.; PFAFFENBERGER, G. C.; KUMPULA, J. W.; SWEENY, W. T.:
Determination of some compressive properties of human enamel and dentin.
J Am Dent Assoc 57, 487 – 495 (1958)
- 179.STÄDTLER, P.; WIMMERSHOFF, M; SHOOKOI, H.; WERNISCH, J.:
Kraftübertragung von vorgefertigten Wurzelkanalstiften.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 105, 1418 – 1424 (1995)
- 180.STEINER, N.; NERGIZ, I.; NIEDERMEIER, W.:
Korrosion an Stiftaufbau-Systemen bei Verwendung unterschiedlicher Legierungen.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 211 – 214 (1998)

- 181.STIEFENHOFER, A.; STARK, H.; HACKHOFER, T.:
Biomechanische Untersuchungen von Stiftaufbauten mit Hilfe der Finite-Elemente Analyse.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 711 – 715 (1994)
- 182.STOCKTON, L. W.:
Factors affecting retention of post systems. A literature review.
J Prosthet Dent 81, 380 – 385 (1999)
- 183.STRINDBERG, L. Z.:
The dependence of the results of pulp therapy on certain factors. An analytical study based on radiographic and clinical follow-up examinations.
Acta Odontol Sacnd 14, 1 – 174 (1956)
- 184.STRUB, J. R.; TÜRP, J. C.; WITKOWSKI, S.; HÜRZELER, M. B.; KERN, M.:
Curriculum Prothetik Band 1 (2. Auflage)
Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, 265 – 291 (1999)
- 185.STRUB, J. R.; PONTIUS, O.; KOUTAYAS, S.:
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 (2001)
- 186.SUNDQUIST, G.:
Microbiology in endodontics.
J Endod 18, 427 (1992)
- 187.TESTORI, T.; BADINO, M.; CASTAGNOLA, M.:
Vertical root fractures in endodontically treated teeth: a clinical survey of 36 cases.
J Endod 19, 87 – 91 (1993)
- 188.TORBJÖRNER, A.; KARLSSON, S.; ÖDMAN P. A.:
Survival rate and failure characteristics for two post designs.
J Prosthet Dent 73, 439 – 444 (1995)
- 189.TRABERT, K. C.; CAPUTO, A. A.; ABOU-RASS, M.:
Tooth fracture: a comparison of endodontic and restorative treatments.
J Endod 4, 341 – 345 (1978)
- 190.VAHDATY, A.; PITT FORD, T. R.; WILSON, R. F.:
Efficacy of chlorhexidine in disinfecting dentinal tubules in vitro.
Endod Dent Traumatol 9, 243 – 248 (1993)

- 191.VANDE VORDE, H. E.; BJORND AHL, A. M.:
Estimatic endodontic "working length" with parallel radiographs.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 27, 106 – 112 (1969)
192. VERTUCCI, F. J.; ANTHONY, R. L.:
A scanning electron microscopic investigation of accessory foramina in the furcation and pulp chamber floor of molar teeth.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 62, 319 – 326 (1986)
193. VOSS, R.:
Die Festigkeit metallkeramischer Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 24, 726 – 731 (1969)
194. VOSS, A.; HEIDEMANN, D.; RAAB, W. H. M.; SCHÄFER, E.; PETSCH ELT, A.; WEIGER, R.; HÜLS-
MANN, M.:
Die Bestimmung der endodontischen Arbeitslänge.
Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn,- Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK),
(2004)
195. WADHWANI, C. P.:
A single visit, multidisciplinary approach to the management of traumatic tooth crown fracture.
Br Dent J 188, 593 – 598 (2000)
196. WEIGL, P.; HEIDEMANN, D.:
Restaurative Therapie des endodontisch behandelten Zahnes.
In: HEIDEMANN, D.:
Endodontie
Urban & Fischer München, 242 – 274 (2001)
197. WEINE, F. S.; WAX, A. H.; WENCKUS, C. S.:
Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more.
J Endod 17, 293 – 297 (1991)
198. WOOD, W. W.:
Retention of posts in teeth with nonvital pulps.
J Prosthet Dent 49, 504 – 506 (1983)
199. ZMENER, O.:
Adaptation of threaded dowels to dentin.
J Prosthet Dent 43, 530 – 535 (1980)

8. Anhang

8.1. Material

- Feinkorndiamanten
Brasseler – Komet, Lemgo, D
- Wurzelkanalbehandlungsinstrumente
VDW, München, D
ProFile-System (Dentsply De Trey, Konstanz, D)
- Guttaperchaspitzen / Papierspitzen
Roeko, Lengnau, D
- Wurzelkanalsealer
Sealapex (Kerr-Hawe, Salerno, I)
- Tribochemische Beschichtung
Rocatec (3M Espe, Seefeld, D)
- Haftsilan
Espesil (3M Espe, Seefeld, D)
- Befestigungszemente
Panavia F 2.0 (Kuraray Co. Ltd., Osaka, J)
Ketac Cem (3M Espe, Seefeld, D)
- Adhäsivsysteme
ED-Primer (Kuraray Co. Ltd., Osaka, J)
Solobond plus (Voco, Cuxhaven D)

- **Aufbaukomposit**
Rebilda DC (Voco, Cuxhaven, D)
- **Wurzelstifte**
ER-System (Brasseler-Komet, Lemgo, D)
BKS-System (Brasseler-Komet, Lemgo, D)
- **Abformmaterial**
Impregum penta (3M Espe, Seefeld, D)
- **Künstliches Parodont**
Aquasil ultra mono (Dentsply DeTrey, Konstanz, D)
- **Zahntechnische Materialien**
Superhartgips (Octa Stone, Heraeus-Kulzer, Hanau, D)
Isoliermittel Wachs-Gips (Lubritex, Whip-Mix, Louisville, USA)
Modellierwachs (Kronen- und Brückenmodellierwachs, Yeti, Engen, D)
Trainingsmetall (Heraeus-Kulzer, Hanau, D)
Einbettmasse (Fujivest, GC Europe, Leuven, B)
Sockel (Palapress vario, Heraeus-Kulzer, Hanau, D)

8.2. Geräte

- **Kausimulator**
Willytec, München, D.
- **Materialprüfmaschine**
Zwick, Ulm, D.
- **Druckgußgerät**
Combilab, Heraeus-Kulzer, Hanau, D.

8.3. Software

- Pages Version 1.0.2. (Apple–Macintosh, Cupertino, USA)
- Excel for Mac (Microsoft, Redmond, USA)
- TestXpert (Zwick, Ulm, D)
- Adobe Photoshop Elements (Adobe, San Jose, USA)
- SPSS 13.0 for Windows (SPSS, Chicago, USA)

9. Lebenslauf

- geboren am 10.08.1976 in Wolfratshausen
Vater: Prof. Josef Zilch, Ord. Professor f. Musik i.R.
Mutter: Veronika Habegger, Grundschullehrerin i. R.
- Schulbildung:
1982 – 1987: Grund- und Teilhauptschule Egling
1987: Vorschule der Regensburger Domspatzen, Pielenhofen
1987 – 1996: Musikgymnasium der Regensburger Domspatzen, Regensburg
- Universitäre Ausbildung:
Mai 2000: Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der LMU München
März 2005: Staatsexamen
- Beruflicher Werdegang:
17.05.2005–31.05.2006: Assistenz Zahnarzt bei Zahnarzt Werner Lingner, Mauern
01.06.2006–01.06.2007: Assistenz Zahnarzt bei Dr. med. dent. Hans Hecht, Freising
Voraussichtliche Niederlassung in eigener Praxis im September 2007 in Roding

Mein Dank gilt:

- Im Besonderen Herrn Dr. Hans Aggstaller, für die freundliche Überlassung des Themas und der durch die jederzeit hervorragende fachliche und hilfreiche Betreuung sehr zum Gelingen dieser Arbeit beitrug.
- Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet, für die Bereitstellung der Prüfräume und des Studentenlabors an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München.
- Herrn Dr. Kurt Erdelt, für die technische Betreuung.
- Meiner lieben Frau Bettina, für die große Geduld.