

**Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Universität Würzburg**

Direktor: Prof. Dr. Dipl.-Ing. E.-J. Richter

**Design-Evaluation und -Optimierung eines
neuartigen Stiftaufbau-Konzeptes mittels FE-
Simulationen und Bruchtests**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Julian Boldt

aus Würzburg

Würzburg, Februar 2012

Referent: Prof. Dr. Dipl.-Ing. Ernst-Jürgen Richter

Koreferent Prof. Dr. Uwe Gburek

Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 17. Juli 2012

Der Promovend ist Zahnarzt

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Der konventionelle Stift-Stumpfaufbau	1
1.2	Die Biomechanik von Stift-Stumpfaufbauten in einem vereinfachten geometrischen Modell.....	2
1.3	Versagen konventioneller Stift-Stumpfaufbauten	6
1.4	Bisherige Lösungsansätze	8
1.5	Aufgabenstellung.....	11
1.5.1	Anforderungen an einen neuen Stiftaufbau.....	11
1.5.2	Die Idee eines neuen Lösungsansatzes	11
2	Material und Methoden.....	15
2.1	Verifizierung des geometrischen Modells.....	15
2.2	Konstruktionsprüfung.....	16
2.2.1	Entwicklung und Gestaltung eines Prüfstandes	16
2.2.2	In-Vitro-Tests (statische Bruchtests)	18
2.2.2.1	Prüfung der Bruchfestigkeit des retentiven Stift-Endes unter Auszugsbelastung.....	18
2.2.2.2	Prüfung des Kugelkopf-Abutments bei Lateralbelastung.....	20
2.2.2.3	Bruchtests mit Ankern in Zahnwurzeln	20
2.2.3	Finite-Elemente-Simulationen.....	21
3	Ergebnisse	23
3.1	Geometrisches Modell.....	23
3.2	In-Vitro-Versuche.....	24
3.2.1	Prüfung der Bruchfestigkeit des retentiven Stift-Endes gegen Auszugsbelastungen.....	24
3.2.2	Prüfung des Kugelkopf-Abutments bei Lateralbelastungen	25
3.2.3	Bruchtests mit Ankern in Zahnwurzeln und Bruchmusteranalyse.....	25
3.3	Finite-Elemente-Simulationen	29
3.3.1	Simulation unter Kraftangriffswinkeln von 130° und 90°	29
3.3.2	Variation des Dentinzylinder-Durchmessers.....	31

4	Diskussion	34
4.1	Geometrisches Modell.....	34
4.2	Vergleich von Bruchversuchen mit FE-Simulationen unter Betrachtung der Bruchmechanik	36
4.3	Konstruktionsprüfung.....	37
4.4	Endgültige Form des Würzburger Stiftes	37
5	Klinische Anwendung.....	40
6	Zusammenfassung	52
7	Literatur- und Abbildungsverzeichnis	53

1 Einleitung

1.1 Der konventionelle Stift-Stumpfaufbau

Karies und Trauma sind die häufigsten Ursachen für Substanzverluste an der Zahnkrone. Die Defektgröße diktiert, ob eine direkte Methode zur Wiederherstellung der Kroneform oder ein indirektes Verfahren mit Ersatz der klinischen Krone notwendig ist. Eine prothetische Restauration erfordert weitere Maßnahmen, wohingegen bei einem kleineren Defekt plastisches Füllungsmaterial indiziert ist.

Zwar haben Dentinadhäsive und Komposite die Indikation zur direkten Restauration von Schäden an Zähnen auch auf große Drei-Wand-Defekte erweitert, jedoch ist bei ausgedehntem Substanz- oder totalem Kronenverlust der Klebeverbund zwischen Aufbaumaterial und Dentin nach wie vor nicht hinreichend mechanisch belastbar. Ein unmittelbar auf die Bruchfläche geklebter Stumpfaufbau ist daher nicht angezeigt [1–4].

Um eine Zahnwurzel nach einem erheblichen Substanzverlust zu restaurieren, wird seit mehreren Jahrzehnten ein Stift-Stumpfaufbau verwendet, der als retentives Element einen im Wurzelkanal verankerten Stift besitzt und an dessen koronalem Ende wieder eine Krone befestigt werden kann [5].

Die Anfertigung eines klassischen Stift-Stumpfaubaus erfolgt in drei Schritten: zunächst wird eine leicht konische oder zylindrische Bohrung über zwei Drittel der Wurzellänge angelegt, die die apikal verbleibende Wurzelfüllung um nicht mehr als drei bis fünf Millimeter verkürzen darf [6–10]. Anschließend wird ein formkongruenter Stift, der entweder konfektioniert ist oder über einen Zwischenschritt im zahntechnischen Laboratorium (individueller Stift) hergestellt wird, im Wurzelkanal verklebt. Der konfektionierte Stift wird direkt im Mund durch Aufbaumaterial ergänzt.

Der wieder hergestellte Zahn nimmt dann wieder seine ursprüngliche Funktion wahr. Die dabei auftretenden Kaukräfte werden über die Ersatzkrone, den Stift-Stumpfaufbau, die Zahnwurzel und das Parodontium in den Kieferknochen weitergeleitet.

1.2 Die Biomechanik von Stift-Stumpfaufbauten in einem vereinfachten geometrischen Modell

Um die Belastungssituation eines mit einem Stift-Stumpfaufbau und mit einer Krone versehenen Zahnes zu veranschaulichen, wird das Modell eines quer geschnittenen Oberkiefer-Frontzahnes verwendet. Damit sollen die mathematischen Beziehungen zwischen den von außen angreifenden, ursächlichen Kräften und deren Wirkung auf die Komponenten des restaurierten Zahnes verifiziert werden.

Kaukräfte, die in der Muskulatur entstehen, werden über die Mandibula, die aus mechanischer Sicht als ein Hebel mit Rotationszentrum im Bereich des Kiefergelenks anzusehen ist, auf die Zähne übertragen. Bei Kontakt der Inzisiven in der maximalen Interkuspida-tionsposition okkludieren die Frontzähne (in dem idealisierten Modell) in einem Punkt.

Auf einen Oberkiefer-Frontzahn wird durch den antagonistischen Unterkiefer-Incisivus eine äußere Kraft F_{app} appliziert (Abb. 1).

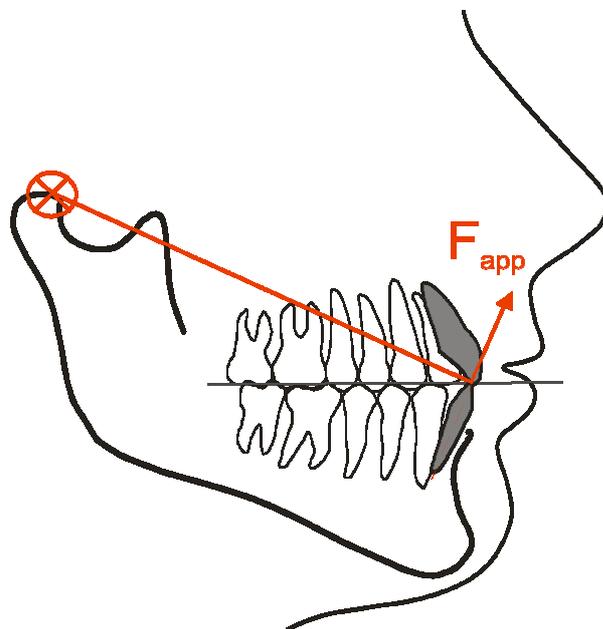


Abb. 1: Der Unterkiefer wirkt als Hebel, dessen Rotationszentrum im Kiefergelenk liegt. Der UK-Incisivus überträgt dabei die Kräfte der Kaumuskulatur auf den Antagonisten.

Tatsächlich wirkt auf den Zahn jedoch die real wirkende Kraft F_{real} , die stets senkrecht zur Ebene des Kontaktpunktes auf dem oberen Schneidezahn ist. Sie ist unabhängig von der Achsenstellung des Antagonisten und kann hinsichtlich Betrag und Richtung – die Kraft ist also ein Vektor – variieren, was von der Form bzw. der Kontur der Oberfläche der Krone im Kontaktpunktbereich abhängt (Abb. 2).

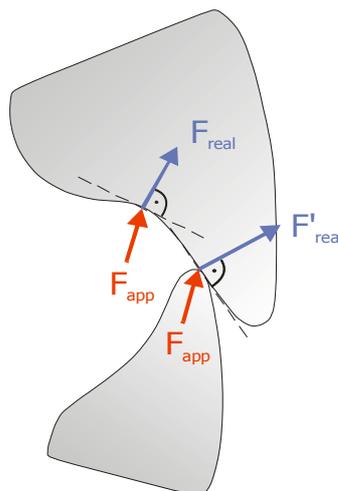


Abb. 2: Die Krafteinleitung im Kontaktpunkt erfolgt immer senkrecht zur Oberfläche im Kontaktbereich. In dieser Darstellung erzeugt dieselbe applizierte Kraft (F_{app}) je nach Lage des Okklusionspunktes zwei unterschiedliche real wirkende Kräfte (F_{real} und F'_{real}). Dieser Sachverhalt verdeutlicht, in welche Richtung eine extraaxiale Kraft F_{app} auf einen Oberkieferfrontzahn wirkt.

In Abhängigkeit von der Form der Palatinalfläche der Oberkiefer-Frontzahnkrone kann es zu einem ausgeprägten „Keileffekt“ kommen, wenn der Winkel ω zwischen der Richtung von F_{app} und der Senkrechten auf der Palatinalfläche im Bereich des okklusalen Kontaktpunktes sehr groß wird

(Abb. 3). Diese kann nach der Formel $F_{real} = \frac{F_{app}}{2 \cdot \cos(\omega)}$ berechnet werden. Im Extremfall (d.h.

wenn die Achsen von OK und UK-Frontzähnen annähernd parallel sind und nur ein knapper Überbiß vorliegt) kann F_{real} ein Vielfaches von F_{app} betragen. Anders ausgedrückt: Das Verhältnis von F_{real} zu F_{app} ist unendlich, wenn der Winkel $\omega = 90^\circ$ beträgt: $\Rightarrow \lim_{\omega \rightarrow 90^\circ} \frac{F_{real}}{F_{app}} = \infty$.

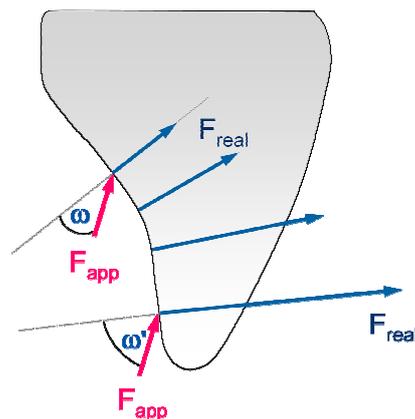


Abb. 3: Darstellung des Keileffekts: Je nach Lage des Kraftangriffspunktes von F_{app} ändert sich nicht nur die Richtung von F_{real} , sondern auch der Betrag der Kraft. Wenn ω unter Einfluss der Kronenform sehr groß wird, bewirkt der Keileffekt, dass F_{real} überproportional steigt.

Je nach Gestaltung der Palatinalfläche kann sich also die in den OK-Inzisivus eingeleitete Kraft F_{real} erheblich von der applizierten Kraft F_{app} unterscheiden.

Die entstandene Kraft F_{real} wird über die artifizielle Krone in den Stift-Stumpfaufbau weitergeleitet und über das Befestigungsmaterial in die Zahnwurzel geleitet. Zur Verdeutlichung dieses Kraftflusses wird die Krone des Oberkieferzahnes im Folgenden durch ein Abstützungsdreieck ABR bzw. ABR' substituiert (Abb. 4). Von Bedeutung sind dabei die Höhe des Kraftangriffspunktes h und die vestibulo-orale Ausdehnung des Aufbaus bzw. der Zahnwurzel.

Für die folgenden Überlegungen beschreibt der Punkt R bzw. R' das Zentrum, um das das Abstützungsdreieck

ABR bzw. ABR' bei einer Belastung von oral (F_{real}) zu rotieren tendiert: die Basis dieses Dreiecks liegt ungefähr auf Höhe der Präparationsgrenze der Zahnkrone im Zahnhalsbereich und misst etwa die Hälfte des vestibulo-oralen, zervikalen Zahndurchmessers. Durch F_{real} wird der Zahn nach labial belastet und die Kronenrestauration verbiegt sich nach labial. Entsprechend diesem mechanischen Modell wird dadurch auf der oralen Zahnseite, also gegenüber vom Rotationszentrum R bzw. R', der Verbund zwischen Zahnwurzel und Stumpf bzw. Krone wegen der hier auftretenden Zugspannung zuerst versagen, zumal über den Hebel r bzw. r' ein Drehmoment eine extrahierende Kraft im Sinne eines Nagelzieheffekts auf den Stift-Stumpfaufbau ausübt. Diese Zugkraft ist aus rein mechanischer Sicht die wichtigste Ursache für das Versagen des Verbunds zwischen der Restauration und der Zahnwurzel.

Projiziert man F_{app} und F_{real} auf das Abstützungsdreieck, lassen sich mithilfe von Vektorzerlegung und Trigonometrie sämtliche Kräfte bestimmen (Abb. 5 und und Gl. 1 bis Gl. 4).

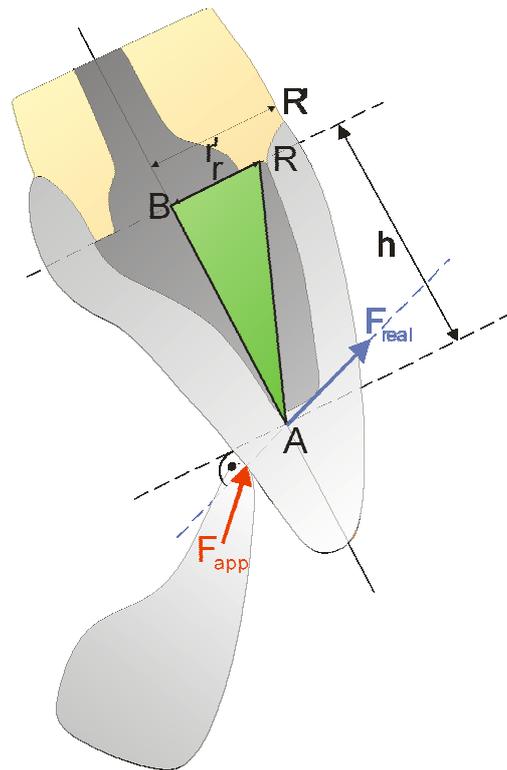
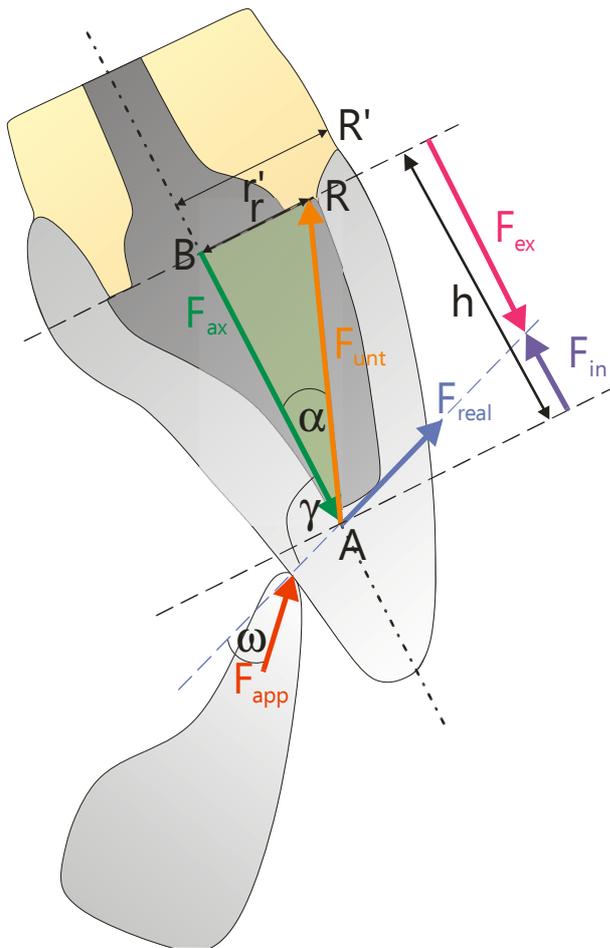


Abb. 4: Schematische Darstellung zur Verdeutlichung der Belastungsverhältnisse bei einem klassischen Stift-Stumpfaufbau



$$F_{real} = \frac{1}{2 \cos \omega} \cdot F_{app}$$

Gl. 1: Formel zur Berechnung der real wirkenden Kraft unter Berücksichtigung des Keileffekts

$$F_{ax} = \frac{\sin \gamma}{\tan \alpha} \cdot F_{real}$$

Gl. 2: Ist F_{real} bekannt, kann die entlang der Stiftachse wirkende Kraft berechnet werden (gilt für die Bedingung $180^\circ - \gamma - \alpha > 0$)

$$F_{in} = F_{real} \cdot \sin(\gamma - 90^\circ)$$

Gl. 3: Formel zur Berechnung der intrudierenden Komponente von F_{real}

$$F_{ex} = F_{ax} - F_{in}$$

Gl. 4: Durch die Subtraktion der intrudierenden Komponente von F_{real} von der entlang der Stiftachse wirkenden Kraft erhält man die tatsächliche extrahierende.

- F_{app} = durch die Mandibula applizierte Kraft
- F_{real} = unter Berücksichtigung der Kronenform und Kontaktpunktlage (Krafteinleitung, Keileffekt und Ansatzhöhe) auf den Oberkieferzahn wirkende Kraft
- F_{ex} = netto auf den Stift wirkende Kraft
- F_{in} = intrudierende Komponente von F_{real}
- F_{ax} = axial entlang der Stiftachse wirkende Kraft
- F_{unt} = entlang der Hypotenuse wirkende Kraft
- α = Abstützungswinkel
- ω = Keilwinkel

Abb. 5: Darstellung der biomechanischen Verhältnisse durch auf das Abstützungsdreieck projizierte Vektoren

Die Kraft F_{ex} , die aus Kaukräften entsteht, versucht also, die Restauration von der Wurzel zu trennen. Der Verbund zwischen Dentin und Stift muss in der Lage sein, dieser Kraft widerstehen zu können.

1.3 Versagen konventioneller Stift-Stumpfaufbauten

Der klinische Erfolg einer Restauration, die auf einem mit Stift-Stumpfaufbau versehenen Zahn verankert ist, hängt von einer Fülle von Faktoren ab. Einfluss auf das Versagensrisiko haben die Stellung des Zahnes innerhalb des Zahnbogens [10], [11], die Anzahl der Nachbarzähne [12], [13], die Anzahl und die Verteilung von Okklusionskontakten [14], der Zustand des Parodontiums [15], die Menge an verbliebener Zahnhartsubstanz (dabei insbesondere die Beschaffenheit des Rotationsschutzes und der Lage der Präparationsgrenze [16–21] sowie die Beschaffenheit des Stiftes [22] und das verwendete Stumpfaufbaumaterial [23–26].

Im klinischen Alltag zeigen sich typische Versagensmuster, die durch die Beschaffenheit des konventionellen Stift-Stumpfaubaus entstehen. Diese können eingeteilt werden in Risiken vor und nach der Eingliederung.

Risiko vor der Eingliederung: Perforation

Eine mit dem konventionellen Stift assoziierte, einmalige Gefahr ist die Perforation des Zahnes im Sinne einer *via falsa* [16], [27]. Oftmals bietet der bereits koronal zerstörte Zahn nur wenig Orientierungsmöglichkeit für die Ausrichtung des Aufbereitungsbohrers, so dass - insbesondere bei gekrümmten Wurzeln - beim Anlegen der langen Bohrungen der Wurzelkanalverlauf verlassen wird (Abb. 6). In der Regel besteht das Risiko einer parodontalen Schädigung des Zahnes mit darauf folgender Entzündung, die externe Resorption oder einen Abszess zur Folge haben kann [28].



Abb. 6: Perforation (Pfeil) der distalen Wurzel am Zahn 36

Risiken nach der Eingliederung

Dezementierung

Der am häufigsten zu beobachtende Versagensmodus ist der Retentionsverlust durch das Lösen des Verbunds zwischen Zahnwurzel und Restauration. Diese „Dezementierung“ ist auf die Überlastung des Verbunds zwischen Restauration und Zahnwurzel zurückzuführen, die eine Rissausbreitung im Befestigungsmittel und damit einen Retentionsverlust zur Folge hat [29], [30] (Abb. 7).



Abb. 7: Dezementierte Stift-Stumpfaufbauten mit den dazugehörigen Zahnwurzeln nach Extraktion

Dentinfraaktur

Da der konventionelle Stift-Stumpfaufbau nicht form-, sondern kraftschlüssig verankert wird, besteht ein direkter Zusammenhang zwischen Retention des Stiftes in der Zahnwurzel und der Größe der für die Verklebung zur Verfügung stehenden Oberfläche. Im Hinblick darauf sollte eine Kanalbohrung einen möglichst großen Durchmesser haben und möglichst lang sein [22], [31], [32]. Dies hat jedoch zur Folge, dass weniger Dentin zur Aufnahme von Belastungen zur Verfügung steht. Besonders im zervikalen Bereich ist der Substanzverlust durch die Präparationsgrenze und das Kanalinlay ausgeprägt, so dass dort Frakturen entstehen. Diese bestehen typischerweise aus einer keilförmigen Aussprengung im Sinne eines Sprödbruches, dessen Bruchverlauf im 45°-Winkel, ausgehend von der Zahnmitte in Belastungsrichtung, nach apikal-außen verläuft.

Andere Frakturen entstehen am apikalen Ende des Stiftes (Abb. 8).



Abb. 8: Dentinfraaktur zwischen mittlerem und apikalem Wurzel Drittel: die Patientin gab an, bei der Eingliederung des Stiftaufbaus ein Knackgeräusch vernommen zu haben. Nach einer Liegedauer von ca. vier Jahren fiel die Fraktur im Rahmen einer Recall-Untersuchung auf.

Stiftfraktur

Beim Abbeißen oder Kauen, aber auch durch parafunktionelle Aktivität, entstehen die besonders kritischen extraaxialen Kräfte [33], die Biegemomente hervorrufen, was zur Stiftfraktur führen kann. Der typische Bruchverlauf liegt dabei im Bereich des Übergangs von Stift zum Kanal-inlay etwa auf Höhe der Präparationsgrenze, da sich hier das Rotationszentrum der Restauration befindet und wo das Biegemoment ein Spannungsmaximum aufweist. Sobald der kraftschlüssige Verbund (Zementierung) überlastet wird, muss sich der Stiftwerkstoff allein „gegen die Kraft stemmen“, was bei einem zu geringen Stiftdurchmesser oft eine Fraktur zur Folge hat (Abb. 9).



Abb. 9: Zervikal frakturierter Stift-Stumpfaufbau am Zahn 13. Die Frakturlinie verläuft durch den Übergangsbereich Kanal-inlay-zylindrischer Stift.

Endodontische Komplikationen

Beim Anlegen einer Stiftbohrung wird die Rest-Wurzelfüllung verkürzt, womit das Risiko für endodontische Komplikationen wächst [6–9]. Besonders problematisch ist die Exazerbation einer apikalen Entzündung, die wegen des fehlenden Zugangs zum Wurzelkanal nur durch eine Wurzelspitzenresektion therapierbar ist.

1.4 Bisherige Lösungsansätze

Um die beschriebenen Probleme des konventionellen Stift-Stumpfaufbaus zu minimieren, wurde im Laufe der Zeit versucht, Bauart und Beschaffenheit derartiger prothetischer Hilfsmittel zu verbessern. Dazu zählten Änderungen der Stiftgeometrie [34] der verwendeten Befestigungsmaterialien sowie deren Verarbeitungsprozesse [35].

Der Verbund zwischen Stift und Wurzel wurde angesichts der häufig auftretenden De-zementierung zum Gegenstand von Optimierungsversuchen.

Frühe Restaurationen wurden mit Zementen eingesetzt. Dabei wird die Retention durch das Verkeilen von scharfkantigen Zementkörnchen erreicht. Auf mikroskopischer Ebene entsteht so eine formschlüssige Verbindung. Idealerweise ist der Zementspalt so breit wie die Korngröße des Zements. Zusätzlich wird die Haftung von Glasionomorzementen

an der Zahnhartsubstanz durch chemische Wechselwirkungen ihrer Carboxylgruppen der Polyacrylsäure im Sinne einer kraftschlüssigen Verbindung vergrößert.

Diese Art der Befestigung wurde weitestgehend durch die Adhäsivtechnik verdrängt.

Bei dieser Technik werden zunächst die anorganischen Bestandteile der Zahnhartsubstanz durch Säure herausgelöst, danach die freiliegenden Kollagenfasern aufgerichtet und die entstehende hydrophobe Oberfläche derart konditioniert, dass ein niedrigvisköses Komposit die Strukturen benetzen kann. Nach der Polymerisation entsteht durch die „Verklettung“ und „Verzahnung“ ein Verbund, der mechanisch deutlich belastbarer sein soll als jener Kraftschluss, der durch mikromechanische Befestigung erreicht wird. Weiterhin wurde durch Veränderungen der Stiftgeometrie versucht, dem Problem der mangelhaften Retention des Stiftes im Kanal zu begegnen. Konstruktionsbedingt ist die Retention des konventionellen Stiftes von der für die Verklebung zur Verfügung stehenden Oberfläche, von der Bohrungskonzizität und der verwendeten Klebtechnik abhängig. Der Para-Post Stift (Coltène Whaledent, Altstätten, Schweiz) ist - im Gegensatz zu anderen handelsüblichen Stiften - zylindrisch, womit die parallelwandige Bohrung auf ganzer Länge zur Retention zur Verfügung steht. Allerdings besteht wegen spreizender Kräfte auf die Zahnwurzel ein Risiko für Längsfrakturen [19], [36], [37].

Konfektionierte Gewindestifte waren der erste Versuch, die auf Zementierung fußende kraftschlüssige Verbindung zu ersetzen. Bei diesem Verfahren wird durch das schraubenartige Eindrehen des Stiftes zusätzlich ein Formschluss durch mechanischen Hinterschnitt an den einzelnen Gewindegängen erzielt. Dieses Prinzip machen sich z.B. Kurer-Anker (Sabre Dental, Cheshire, UK), der Radix-Anker (DentSply Maillefer, Oklahoma, U.S.A.) und die Dentatus (SurTex)-Schraube (Dentatus, Hägersten, Schweden) zunutze. Sämtliche Systeme weisen entweder ein passives (Kurer-K4) oder selbstschneidendes (Radix, Dentatus) Außengewinde auf. Dabei entstehen Spannungsspitzen an den Gewindespitzen, was wiederum eine Fraktur der Zahnwurzel zur Folge haben kann [27], [38–40]. Klinisch weisen diese Restaurationen keine längeren Liegedauern auf [27].

Über lange Zeit galten hochgoldhaltige Legierungen als Material der ersten Wahl. Später wurden einerseits möglichst rigide Stifte aus Stahl, Nicht-Edelmetall-Legierungen („NEM“) oder, besonders aufgrund der zahnähnlichen Farbe, Keramik [41–43] verwendet. Andererseits wurden zur Reduktion der mechanischen Belastung auf die Zahnwurzel - aber auch aus ästhetischen Gründen - Werkstoffe mit dentinähnlichen Eigenschaften favorisiert (vornehmlich Verbundwerkstoffe mit Glas- oder Kohlefasern) [44–47]. Wegen seiner Biokompatibilität wurde auch Titan als Stiftwerkstoff verwendet, fand aber wegen der fehlenden Angussfähigkeit keine breitflächige Verwendung [48].

Aus mechanischer Sicht ist es ratsam, einen Stift mit möglichst hohem Elastizitätsmodul zu verwenden. Ein starrer Stift bietet mehr Widerstand gegen Verformung unter lateraler Belastung, was ein besseres Übertragen der mechanischen Spannung in das Wurzel-dentin ermöglicht. Der klassische Stift steht jedoch in der neutralen Faser, also im Übergang zwischen Druck- und Zugbelastung, wo die Biegespannung null bzw. gering ist. Für die von der neutralen Faser in senkrechter Richtung am weitesten entfernten Bereiche besteht die Gefahr von Biegerissen. Im Fall des Stift-Stumpfaufbaus sind dies die Bereiche an der Präparationsgrenze, was hier zum Aufbrechen des Zementsiegels am zervikalen Restaurationsrand führt und gerade diesen hoch belasteten Randbereich (Übergangszone Stumpf zu Zahnhartsubstanz) schwächt. Durch das Eindringen von Speichel entsteht Sekundärkaries, was schließlich durch Demineralisierung des Dentins zum Versagen der Restauration führt [30]. Daher ist der konventionelle Stift-Stumpfaufbau in seiner Ausführung letztlich in klassischer Gestaltung nur bedingt geeignet, eine funktionell belastete Ersatzkrone dauerhaft auf einer Zahnwurzel zu verankern; dies spiegelt sich in klinischen Überlebensraten wider [47], [49–52].

1.5 Aufgabenstellung

1.5.1 Anforderungen an einen neuen Stiftaufbau

Untersuchungen von Stiefenhofer [53] zur Mechanik von Stift-Stumpfaufbauten haben gezeigt, dass Biegemomente, die zum Beispiel durch Abbeißen oder zyklische Kaubelastungen entstehen können, lediglich über die ersten 3mm der Stiftlänge auf das Dentin übertragen werden. Überträgt man diese Erkenntnis aus der technischen Mechanik auf das Problem des Stift-Stumpfaufbaus, so bedeutet dies, dass bei einem Stift mit geringem Durchmesser ein verhältnismäßig geringes Dentinvolumen zur Aufnahme der Kräfte zur Verfügung steht. Damit erhöht sich die Belastung auf das Restvolumen. Folglich ist ein kurzer, möglichst starrer, aber dafür dicker Stift für die Kraftübertragung günstiger. Dieser würde jedoch im klinischen Einsatz nicht die nötige Retention in der Zahnwurzel aufweisen.

Ziel der Untersuchung war es daher, einen neuartigen Stift-Stumpfaufbau zu entwickeln, der vergleichsweise kurz und dennoch sicher im Dentin der Zahnwurzel verankert sein sollte, wobei die Kraftübertragung auf die Wurzel zu optimieren ist. Darüber hinaus sollte das neue Stiftsystem ohne Schwierigkeiten in den klinischen Alltag integrierbar sein. Dazu zählen:

- sichere, intuitive und zeiteffiziente Anwendung
- möglichst breiter Indikationsbereich:
 - Anwendbarkeit auf vielen Zähnen
 - anwendungsspezifische Abutments, d.h. Verwendbarkeit für herausnehmbaren sowie festsitzenden Zahnersatz
- Verwendung von in der zahnärztlichen Praxis üblichen Materialien in etablierten Prozessen
- Erzielen eines spannungsfreien Formschlusses

1.5.2 Die Idee eines neuen Lösungsansatzes

Als wesentliche Unterschiede zu dem bisherigen konventionellen Stiftdesign sollen anstelle des langen, dünnen Stiftes ein kurzer und dicker Stift sowie eine formkongruente „inverse Konizität“ treten, in die dieser Stift im oberen Zahnwurzelbereich verankert wird (Abb. 10). Mit dieser geometrischen Besonderheit des Stiftes und des zugehörigen

Stiftlagers soll ein Formschluss einhergehen, der das zerstörungsfreie Lösen des Stiftes verhindert. Der klassische Verbundmechanismus durch Verklebung oder Verkeilung (Haftreibung) dient dabei nicht der Adhäsion des Stiftes, sondern vielmehr der Verfüllung und Abdichtung von Spalten bei Eingliederung der Konstruktion. Weiterhin soll die geringe Länge des Stiftes die Gefahr von Perforationen und eine Einflussnahme auf den apikalen Teil der Wurzelfüllung verringern.

Durch den vergleichsweise dicken Stift wird das Dentinvolumen stark reduziert. Um eine Überlastung des Restdentinvolumens im oberen Zahnwurzelbereich zu verhindern, soll der neuartige Anker mit einem Teller und einer ins Dentin eingreifenden zirkulären Einfassung versehen werden. Diese stützt sich dadurch auf der planen Wurzeloberfläche, die nach der Dekapitation der restlichen klinischen Krone entsteht, ab und greift in eine konzentrische Nut, was zu einer insgesamt günstigeren Spannungsverteilung führen soll (Abb. 10 und Tab. 1).

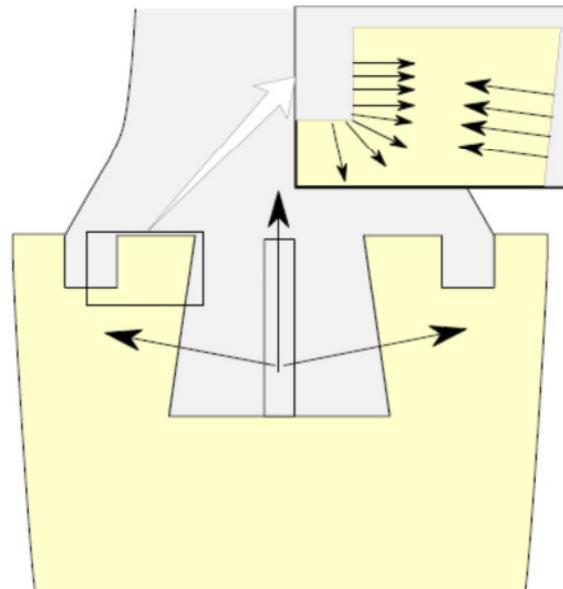


Abb. 10: Vereinfachtes Modell der Kraftverteilung im Dentin im Bereich der zirkulären Einfassung unter Belastung des Stiftes

Tab. 1: Ursachen für Schwächen des konventionellen Stiftaufbaus und direkt damit verknüpfte Lösungsansätze

Schwachstelle	Ursache	Lösung
Perforationsgefahr	Stiftgeometrie (langer Stift)	kurzer Stift
	Wurzelkrümmung	kurzer Stift
Verkürzung der Rest-Wurzelfüllung	Stiftgeometrie (langer Stift)	kurzer Stift
Stiftfraktur	Stiftgeometrie (dünner Stift)	dicker Stift, ausreichende Dimensionierung
	Stiftwerkstoff	widerstandsfähigerer Werkstoff
Dentinfraaktur	Stiftgeometrie (ungünstige Krafteinleitung)	spannungsdissipierende Stiftgeometrie
	Stiftgeometrie (Gewinde)	Verzicht auf Gewinde zum Herstellen eines Formschlusses
Retentionsverlust/Dezementierung	Verlassen auf Verbund als alleinige Retention	Formschluss durch hinterschnittige Geometrie

Um eine formschlüssige Verbindung zu erreichen, die selber keine Kräfte auf die Zahnwurzel ausübt, soll eine hinterschnittige Kavität in die Zahnwurzel gebohrt werden.

Diese soll in zwei Schritten realisiert werden (Abb. 11):

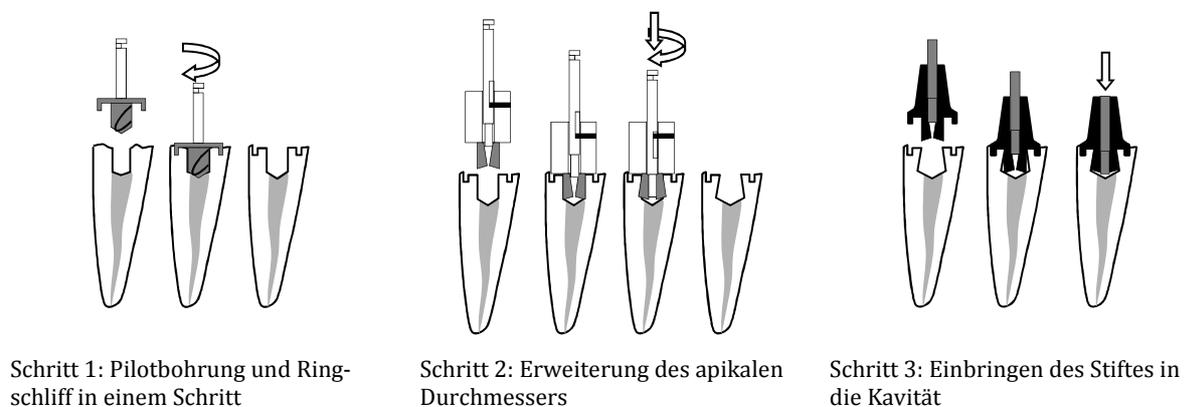


Abb. 11: Anlegen der hinterschnittigen Kavität und Einsetzen des Stift-Stumpfaufbaus (schematisch)

Schritt 1: Mit Hilfe eines Spezialwerkzeuges wird ein zentrales, zylindrisches Sackloch mit einer konzentrisch umlaufenden Nut angelegt.

Schritt 2: Das Sackloch wird mit einem weiteren Werkzeug im apikalen Teil erweitert, so dass eine invers konische Kavität entsteht. Das Werkzeug ist zweigeteilt und besteht aus einem in einem Winkelstück eingespannten, axial verschiebbaren Mitnehmer in einer Schleifkrone. Unter Rotation wird der Mitnehmer in die Schleifkrone eingedrückt, die sich damit am apikalen Arbeitsende auf das Endmaß aufweitet. Ist die Endposition

erreicht, wird die Rotation gestoppt, und der Mitnehmer kann der Schleifkrone entnommen werden.

Schritt 3: Das Eingliedern des Stift-Stumpfaufbaus funktioniert nach demselben Prinzip: der Stiftkörper wird in die Kavität gesteckt und durch einen Sicherungssplint am apikalen Ende gespreizt, so dass ein Formschluss entsteht. Erwähnenswert ist dabei, dass die Geometrie des Stiftes im aufgespreizten Zustand der Form der Kavität entspricht, so dass keinerlei spreizenden Kräfte auf die Zahnhartsubstanz wirken.

2 Material und Methoden

2.1 Verifizierung des geometrischen Modells

Um zu verifizieren, ob das biomechanische Ersatzmodell die Realität widerspiegelt und wie genau es ist, wurde ein In-Vitro-Versuch durchgeführt.

Dazu wurde eine Krone mit exakt definierter Geometrie modelliert, abgeformt (Hinrisil KL, Ernst Hinrichs GmbH, Goslar) und aus Pro-Temp 3 Garant (3M ESPE, Seefeld) hergestellt. In den Körper war als Verbindung zum Teststand ein metallischer Stift in Richtung der fiktiven Zahnachse eingelassen. Diese Krone wurde auf einer Haltevorrichtung so gelagert, dass sich die Konstruktion - ähnlich wie in Abb. 12 - in einem Punkt des labialen Kronenrandes bzw. Stumpffrandes wie ein Hebel bewegen konnte. Dieser Bereich wurde mit einer Ansträgung versehen, um eine Freigängigkeit unter Last zu gewährleisten.

Die Vorrichtung wurde in einen motorisierten VersaTest-Teststand (Mecmesin, Santa Rosa, USA) eingebracht, an dem ein AFG-2500N Kraftmesser angebracht war (Mecmesin, Santa Rosa, USA), der über eine RS-232 Schnittstelle seine Daten an einen Kontroll-PC gab (Vectra D, Hewlett-Packard Deutschland GmbH, Böblingen) (Abb. 13). Die Aufzeichnung und graphische Auswertung der erhobenen Daten wurden mit der Software Dataplot (V1.0, Dr. Kubelik OHG, Karlsruhe) durchgeführt.

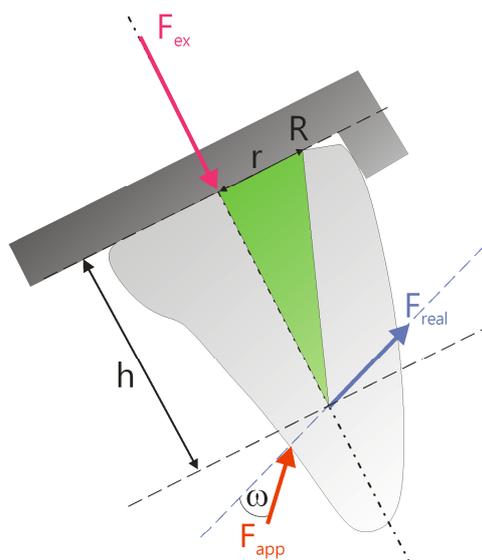


Abb. 12: Schematische Ansicht des Versuchsaufbaus zur Bestimmung von F_{ex} für verschiedene F_{app} und Kraftangriffswinkel ω .

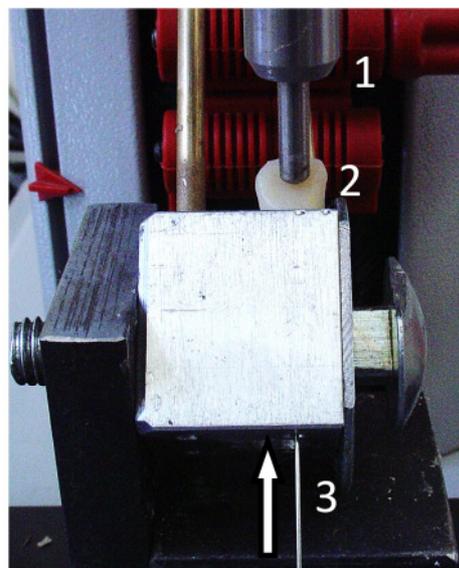


Abb. 13: Die Krone im Teststand. Oben befindet sich der Druckstempel des AFG-2500 (1), unten ist der Metallstift zu sehen, der mit einer Federwaage verbunden ist (3). Unter Belastung wird dieser Stift durch das „Kippen“ der Krone (2) nach oben gezogen (Pfeil).

Damit die applizierte Kraft F_{app} aus verschiedenen Winkeln ω angelegt werden konnte, war die Basisplatte im Versuchsaufbau drehbar. An dem in die Krone eingelassenen Metallstift wurde mit einer Federwaage (PCE Europe, Meschede) die auftretende Kraft F_{ex} gemessen. Anschließend wurden die Experimente gemäß den unter Abb. 5 aufgeführten Gleichungen zur Überprüfung nachgerechnet.

2.2 Konstruktionsprüfung

2.2.1 Entwicklung und Gestaltung eines Prüfstandes

Unter Einbeziehung des oben beschriebenen geometrischen Modells und der in der Literatur etablierten Prüfverfahren für Stift-Stumpfaufbauten musste der Prüfstand die folgenden Anforderungen erfüllen:

- Belastungsprüfung sowohl mit Druck- als auch mit Zugkräften
- geringe Verformung des Lagers unter Last
- Einspannvorrichtung mit der Möglichkeit, Proben reproduzierbar in definierten Winkeln zur angreifenden Kraft auszurichten
- Einsatzmöglichkeiten für möglichst viele verschieden geformte Proben (im Sinne einer durchgehenden Nominalisierung)
- einfache Positionierung der Proben im Prüfstand

Die Probenträger bestanden aus einem 21mm-Sechskant (Abb. 14), der auf einer Drehbank an einem Ende mit einem 10mm messenden M10x1,5-Außengewinde und am anderen Ende mit einem Sackloch mit M12x1,5-Innengewinde versehen wurde. Im Sackloch konnten somit Proben entweder durch einen Adapter mit M12 Außengewinde oder in ein Trägermaterial eingebettete Pro-

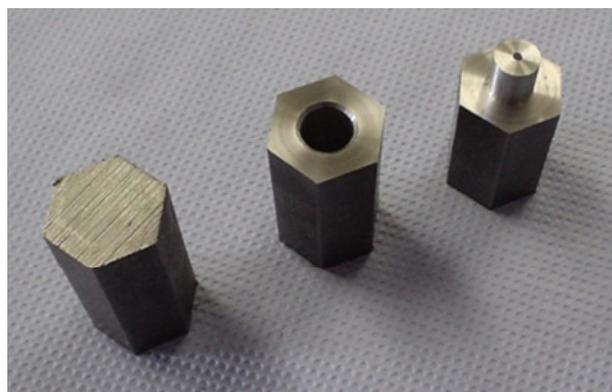


Abb. 14: Rohformen des Probenträgers
Links: auf Ziellänge gesägter Sechskant
Mitte: Sechskant mit angelegtem Sackloch
Rechts: zum Gewindeschneiden fertig abgedrehtes Ende

ben befestigt werden, die durch das Gewinde gehalten wurden.

Weiterhin wurde eine Einspannvorrichtung für den Träger hergestellt: diese bestand aus einem Metallwürfel (40x40x40mm) mit einer zentralen Bohrung mit M10x1,5-Innengewinde an einer Fläche, in der die Probenträger eingeschraubt werden konnten. Zur Befestigung an einer verschiebbaren Platte zur Ausrichtung der Proben in X- und Y-Richtung wurden an der gegenüberliegenden Fläche vier Löcher mit M8x1,5mm Innengewinde angelegt.

Für extraaxiale Versuche wurde eine seitliche Fläche mit zwei M8x1,5-Bohrungen versehen. An diese Fläche konnte ein senkrecht stehendes Flacheisen (10x40x50mm) mit Schnittstelle zu einem Probenträger angeschraubt werden. Damit wurden auch Zug- und Druckversuche senkrecht zur Probenachse möglich; bei entsprechender Einbettung der Probe auch in unterschiedlichen Winkeln.

Zuletzt wurde die Basisplatte des VersaTest modifiziert: dabei wurden vier Bohrungen mit M8x1,5-Innengewinde an allen Ecken der Basisplatte angelegt. Um ungewollte Verschiebungen der Basisplatte zu vermeiden, konnten zwei Vierkantprofile auf die Positionierungsplatte mit vier Knebelschrauben gedrückt werden (Abb. 15 und Abb. 16).



Abb. 15: Probenträger in 0°-Position

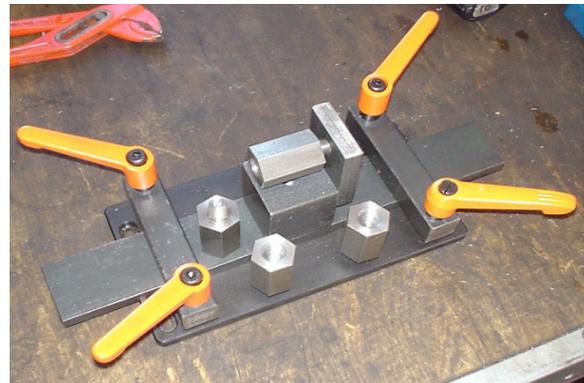


Abb. 16: Probenträger in 90°-Position



Abb. 17: VersaTest mit AFG-2500N und eingespannter Probe vor einem Extraktionsversuch

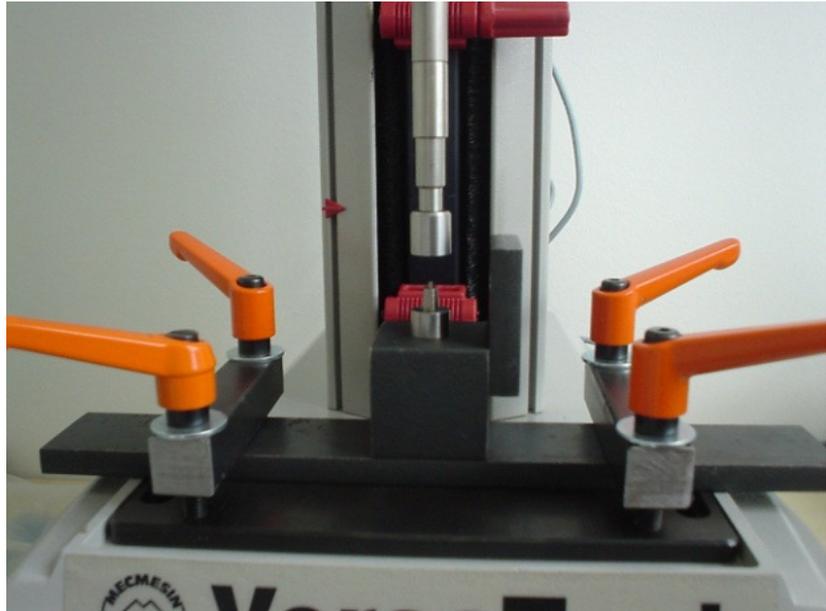


Abb. 18: In der Prüfvorrichtung eingespannte Probe

2.2.2 In-Vitro-Tests (statische Bruchtests)

2.2.2.1 Prüfung der Bruchfestigkeit des retentiven Stift-Endes unter Auszugsbelastung

Zunächst wurden zwei Prototypen der ersten Generation einem Auszugsversuch unterzogen. Dieser Versuch sollte Schwächen der spreizbaren Lamellen, mit denen der Stift später in der Zahnwurzel verankert werden soll, aufdecken und ggf. die Möglichkeit bieten, den Versagensmechanismus zu beobachten.

Der Stift-Prototyp wies einen mit Retentionsrillen versehenen Stumpf auf. Dieser wurde in einen Probenträger, der eine dem Spreizdorn formkongruente Kavität enthielt, verankert und mit einem Spreizdorn gesichert (Abb. 19). Der Probenträger wurde mit Vaseline isoliert, damit die Messung nicht durch Reste des Einbett-Harzes verfälscht werden konnte, sodann in die Einspannvorrichtung geschraubt und das Gegenstück mit Pattern Resin (GC Corporation, Osaka, Japan) gefüllt. Schließlich wurde ein Gegenstück bei langsamem Vorschub bis in die Endposition über den Stumpf geschoben, wo es bis zur vollständigen Polymerisation gehalten wurde (Abb. 20). Nach dem Aushärten wurden die beiden Hälften bei einem Vorschub von 0,5mm/Sek unter Messung der dazu notwendigen Kraft getrennt und das Bruchmuster untersucht.

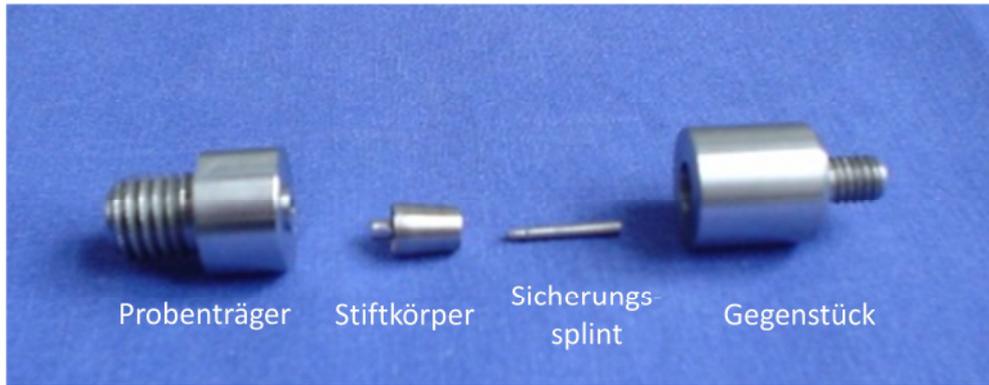


Abb. 19: Probenträger und Stift-Prototyp vor dem Einbringen in den Teststand (von links nach rechts: Probenträger mit invers-konischer Kavität, Stiftkörper, Sicherungssplint und das Gegenstück zum Einspannen in den Teststand)

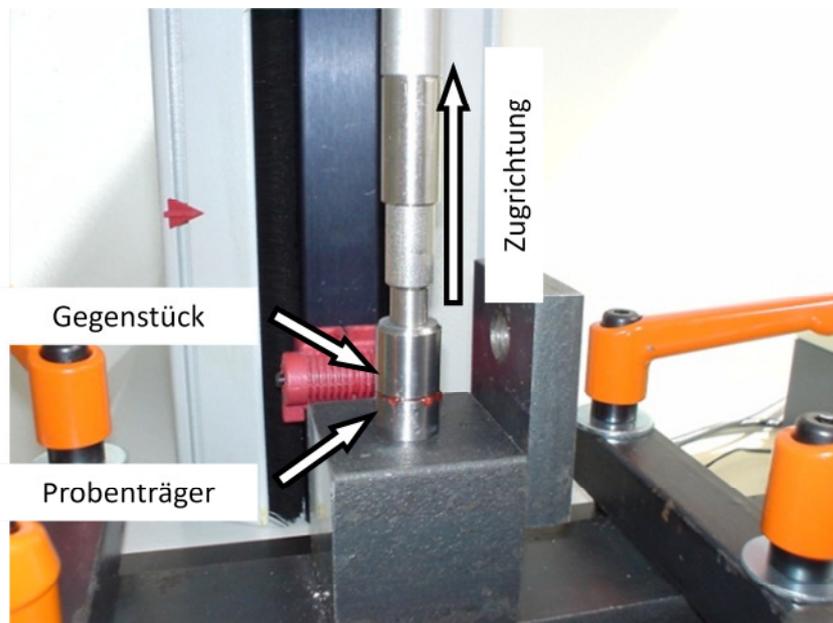


Abb. 20: Die in Abb. 19 dargestellte Probe im Prüfstand vor Beginn des Extraktionsversuches

2.2.2.2 Prüfung des Kugelkopf-Abutments bei Lateralbelastung

Ein Wurzelanker mit 3mm-Kugelkopf wurde einem Druckversuch unterzogen (Abb. 21).

Dabei sollte die Kugel belastet werden, um festzustellen, ob bzw. bei welcher Last sich der „Hals“ (Verbindungsstück zwischen Kugel und Lagerplatz) als grazilste Stelle der Konstruktion verformt. Dieser „Kugelhals“ besteht aus einem 2mm dicken Titanzylinder mit einer Hohlbohrung von 1mm zur Aufnahme des Spreizdorns.

Dazu wurde das Zündkämpchen einer Patronenhülse (.38 Magnum) entfernt und der Anker in das so entstandene 2,5mm große Loch eingebracht und fixiert. Die Hülse wiederum wurde mit Pattern Resin in den Probenträger eingeklebt (Abb. 22). Anschließend wurde die Probe in 90°-Stellung im Prüfstand montiert und die Kugel bei einem Vorschub von 0,5mm/Sek bis zum Erreichen der durch den Kraftmesser begrenzten Kraft von 2500N belastet.

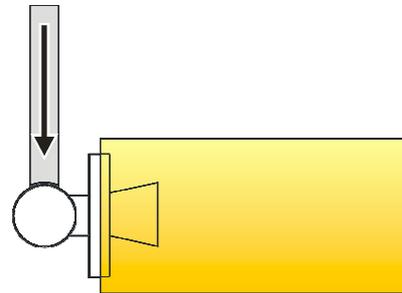


Abb. 21: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus

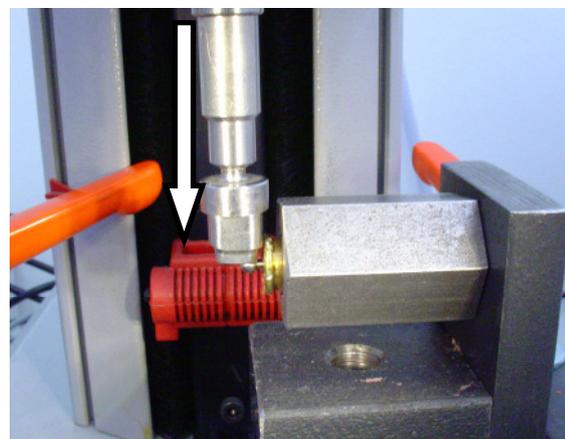


Abb. 22: 90° Druckbelastungsversuch (Pfeilrichtung): Die Probe, hier Kugelkopfanker, wurde in eine Messing-Patronenhülse eingeklebt, welche wiederum in dem Probenträger mit Pattern Resin fixiert wurde.

2.2.2.3 Bruchtests mit Ankern in Zahnwurzeln

In drei Messreihen an insgesamt 20 Ankern wurden die versagensrelevanten Lasten unter verschiedenen Kraftangriffswinkeln gemessen. An sieben Zahnwurzeln wurden 90°-Lateralbelastungsversuche, an vier Zahnwurzeln 130°-Grad und an neun Zahnwurzeln 180°-Extraktionsversuche vorgenommen.

Zur Vorbeugung von Veränderungen der mechanischen Eigenschaften des Dentins, z.B. durch Austrocknen, waren die Zähne unmittelbar im Anschluss an die Extraktion in Chloramin-T (CAS 7080-50-4) gelagert worden. Nach der Präparation wurden die Anker mit Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Europe, Frankfurt am Main) nach Herstellerangaben in die Zahnwurzeln eingebracht. Danach wurden diese in eine Patronenhülse mit Pat-

tern Resin eingebracht. Die so hergestellte Einheit konnte dann je nach Versuch exakt in den Versuchsaufbau integriert werden.

Im Falle der 180°-Extraktionsversuche wurde in die Einspannvorrichtung eine M10-Senkkopfschraube eingedreht. Über diese Anordnung wurde dann ein mit Wachs abgedichtetes PVC-Rohr gebracht und die Probe durch Absenken des Mess-Stempels in die Zirkumferenz dieses Rohres herabgelassen (Abb. 23). Anschließend wurde die Patronenhülse mit Gips umgossen. Auf diese Weise wurde sichergestellt, dass die Probe in der Prüfstandachse stand.

Die Proben wurden auf gleiche Art und Weise für die 90°-Laterallast- und 130°-Versuche hergestellt. Unterschiede bestanden lediglich in der Einspannung der in den Probenträger eingebrachten Prüfkörper.

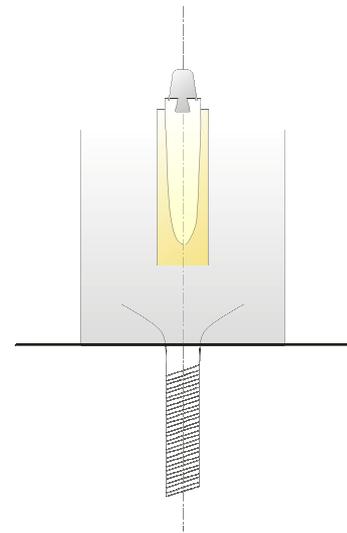


Abb. 23: Schematische Darstellung der Einbettung des Zahnes in den Prüfstand bei einem Extraktionsversuch

2.2.3 Finite-Elemente-Simulationen

Zur Analyse von Spannungsverteilung und Dehnungsverhalten wurden mit dem Programm SolidWorks (SolidWorks GmbH, Haar) Finite-Elemente-Simulationen durchgeführt.

In Ermangelung von Materialkonstanten des Dentins wurden die relevanten Werte aus der Literatur interpoliert. Als Näherung erster Ordnung diente die Kompakta des menschlichen Knochens [54–56], um einen guten Mittelwert der natürlichen Varianzen des Dentins zu finden. Für den Stiftkörper wurde Reintitan Grad IV (Ergtitan3.7065MG, Zapp Medical Alloys, Schwerte) als Material verwendet, dessen Eigenschaften bekannt waren (Tab. 2).

Tab. 2: Materialkonstanten von Ergtitan 3.7065MG und Dentin

Konstante	Einheit	Ergtitan3.7065MG	Dentin
Elastizitätsmodul	N/mm ²	1,08x10 ¹¹	1,47x10 ¹⁰
Poissonsche Zahl	-	0,37	0,3
Schubmodul	N/mm ²	4x10 ¹⁰	5,65x10 ¹³
Massendichte	kg/m ³	4510	2500
Zugfestigkeit	N/mm ²	550	9.5x10 ⁷
Druckfestigkeit	N/mm ²	1,1x10 ¹¹	1,45x10 ⁸

Die Stiftanker sowie die Spreizdorne wurden nach Vorgabe der Konstruktionsskizzen modelliert. Die Stifte wurden in einen Dentinzyylinder mit einem Durchmesser von 7mm eingebettet und dieser an seiner Unterseite kraftschlüssig verankert (Abb. 24).

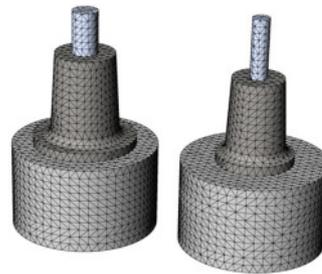


Abb. 24: Gitternetzmodelle von zwei Stift-Stumpfaufbauten in Dentinzyklindern; links die 6mm-, rechts die 4,5mm – Version

Um die Gültigkeit der Rahmenbedingungen der Finite-Elemente-Berechnungen zu verifizieren, wurden die unter Kap. 2.2.2.3 beschriebenen Versuche im Computermodell simuliert. Die Konstruktionen wurden aus verschiedenen Richtungen mit den Kräften, die zum Versagen der Konstruktion im In-Vitro-Versuch geführt hatten, belastet und die Simulationsergebnisse (Analysen von Spannung und Dehnung) mit den Frakturmustern der Bruchtests verglichen.

Anatomische Besonderheiten von Zähnen und die Ausdehnung von Vorschädigungen können den „nutzbaren“ Durchmesser einer Zahnwurzel verkleinern. Es musste daher untersucht werden, ob eine geringe Restdentinstärke zwischen der zirkulären Einfassung des Ankers und dem äußeren Rand des Zahnes Auswirkungen auf die Gefahr von Frakturen durch eine Krafteinwirkung auf die Restauration hat.

Finite-Elemente-Simulationen erlauben eine Untersuchung frei von störenden Einflüssen, da der Dentinzyylinder in Form und Materialeigenschaften im Gegensatz zu natürlichen Zähnen definiert werden kann.

Dazu wurde, ausgehend vom 4,5mm Anker, der bündig in einen ebenso großen Dentinzyylinder eingebracht war, der Durchmesser des Dentinzyinders in 0,5mm-Schritten vergrößert und Spannung sowie Dehnung analysiert.

3 Ergebnisse

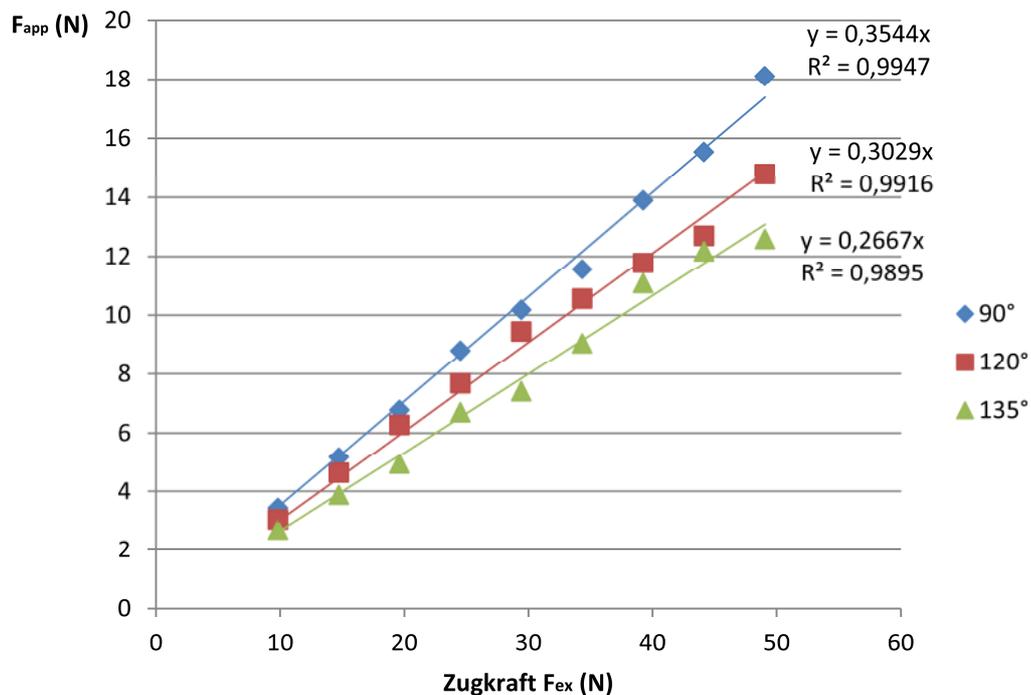
3.1 Geometrisches Modell

Es ließ sich nachweisen, dass die von außen wirkende Kraft F_{app} eine extrahierende Kraft F_{ex} bewirkt. Die gemessenen Werte (Tab. 3) stimmten im Rahmen der Messgenauigkeit mit den errechneten Prognosen überein (Tab. 5).

Tab. 3: Ergebnisse des unter 2.1 beschriebenen Versuchs in N

Zugkraft	90°	120°	135°
9,8	3,43	3,04	2,70
14,7	5,17	4,64	3,88
19,6	6,78	6,29	4,94
24,5	8,80	7,69	6,71
29,4	10,18	9,46	7,41
34,3	11,55	10,56	9,05
39,2	13,89	11,78	11,08
44,1	15,54	12,70	12,18
49,1	18,11	14,78	12,59

Tab. 4: Grafische Darstellung der in der Tab. 3 dargestellten Werte mit least-square Trendlinien



Tab. 5: Gegenüberstellung von gemessenen und errechneten Kräften. Der Quotient von F_{ex} zu F_{app} ergibt sich aus der Steigung der durch die Werte gemessenen Trendlinien in Tab. 4. Der Keileffekt wurde aus der Vermessung des Kronenquerschnitts bestimmt.

Lastwinkel γ	F_{ex}/F_{app} (gemessen)	Keileffekt	F_{ex}/F_{app} (errechnet)	h (gemessen)	h (errechnet)	Abweichung (errechnet/gemessen)
90°	2,7	1,0	2,7	8,0	7,8	3%
120°	2,6	1,2	2,2	7,0	6,6	6%
135°	3,3	1,4	2,4	7,0	7,1	1%

3.2 In-Vitro-Versuche

3.2.1 Prüfung der Bruchfestigkeit des retentiven Stift-Endes gegen Auszugsbelastungen

Extraktionsversuche wurden an zwei Proben durchgeführt.

Im ersten Versuch ließen sich die beiden Hälften der Einspannvorrichtung durch eine Kraft von 1760N trennen. Dabei wurden die Lamellen des Stiftes plastisch verformt, so dass sie mit einer entsprechenden Längenänderung durch die obere Bohrung der konischen Kavität ausgezogen wurden.

Im zweiten Versuch wurden alle vier Lamellen vom unteren Teil des Stiftes bei einer Kraft von 1810N abgerissen und verblieben im unteren Teil des Probenträgers (Abb. 25).



Abb. 25: Abgescherte Retentionslamellen im unteren Teil des Probenträgers nach einem Extraktionsversuch

3.2.2 Prüfung des Kugelkopf-Abutments bei Lateralbelastungen

Der Anker wurde mit einer durch den Versuchsaufbau begrenzten Kraft von 2500N belastet. Gleichzeitig versagte bei diesem Lastniveau auch die PMMA-Einbettung, so dass der Stift auf der lastabgewandten Seite einsank (Abb. 26). Am Hals des Stiftkörpers entstanden keine plastischen Deformationen.

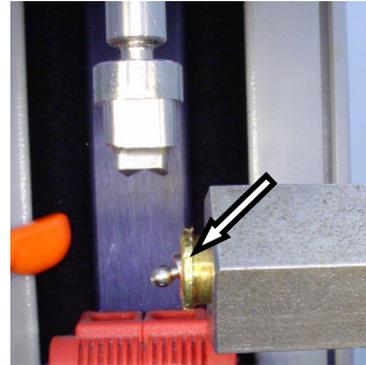


Abb. 26: Ergebnis eines Druckversuchs. Bei 2500N versagte die Einbettung der Probe (Pfeil), vgl. Abb. 22.

3.2.3 Bruchtests mit Ankern in Zahnwurzeln und Bruchmusteranalyse

Auf dem für die Belastungsversuche konstruierten Teststand wurden Bruchlasten bei axialen Auszugskräften, Lateralbelastungen sowie für schräg angreifende Kräfte ermittelt (siehe Kap. 2.2.2.3).

In der ersten Versuchsreihe (axialer Auszug) an neun Zähnen zeigten sich unterschiedliche Frakturkräfte zwischen 180 und 380 N (Median 270N, Durchschnitt $259\text{N} \pm 68\text{N}$). Alle Zähne wiesen eine Fraktur des zervikalen Dentins auf (Tab. 6).

Tab. 6: Ergebnisse der axialen Extraktionsversuche

Versuchsreihe	Zahn	Frakturkraft (N)
Extraktion	1	260
	2	180
	3	270
	4	300
	5	310
	6	270
	7	140
	8	220
	9	380
Median		270
Mittelwert		259
Standardabw.		72

Die Versuchsreihen unter 130° Lastwinkel mit zwei oberen Schneidezähnen und zwei Prämolaren zeigten Wurzelfrakturen bei sehr hohen Kräften von 1260N bis zu 1750 N (Median 1450N, Durchschnitt 1487N ± 247N). Bei der dritten Messung kam es zum Versagen der Probeneinbettung, bevor ein Bruch des Wurzeldentins zu beobachten war (Tab. 7).

Tab. 7: Ergebnisse der 130°-Bruchversuche (bei dem mit ** gekennzeichneten Wert versagte die Einbettung der Probe, bevor es zur Dentinfraktur kam)

Versuchsreihe	Zahn	Frakturkraft (N)
schräg (130°)	1	1750
	2	1260
	3	920**
	4	1450
Median		1450
Mittelwert		1487
Standardabw.		247

Die dritte Messreihe mit rein lateral wirkenden Kräften, die 6mm oberhalb des Tellers appliziert wurden, ergab Frakturen bei durchschnittlichen Kräften von 254 N mit einer Standardabweichung von 73N (Median 220 N) (Tab. 8).

Tab. 8: Ergebnisse der Bruchversuche unter reiner Laterallast

Versuchsreihe	Zahn	Frakturkraft (N)
Lateral (90°)	1	402
	2	200
	3	205
	4	300
	5	238
	6	220
	7	215
	Median	220
	Mittelwert	254
	Standardabw.	73

Weiterhin wurde das Bruchmuster der Proben der statischen Bruchtests (Kap. 2.2.2) untersucht. Abgesehen von wenigen atypischen Proben wurde festgestellt, dass bei nahezu allen Prüfkörpern das initiale Versagen an der zirkulären Einfassung auf der Zugbelastungsseite stattfand.

Im Falle der 90°-lateral belasteten Proben wurde eine von der zirkulären Einfassung der Druckbelastungsseite nach apikal-außen bogenförmig verlaufende Frakturlinie beobachtet (Abb. 27 links).

Das Frakturmuster bei den 130°-Versuchen zeigte zwei Bruchfragmente: bei Erreichen des Übergangs von der Zug- zur Druckbelastungszone verlief eine Bruchlinie durch das Dentin im 45°-Winkel nach apikal-außen und sprengte ein keilförmiges Fragment aus (Abb. 27 rechts).

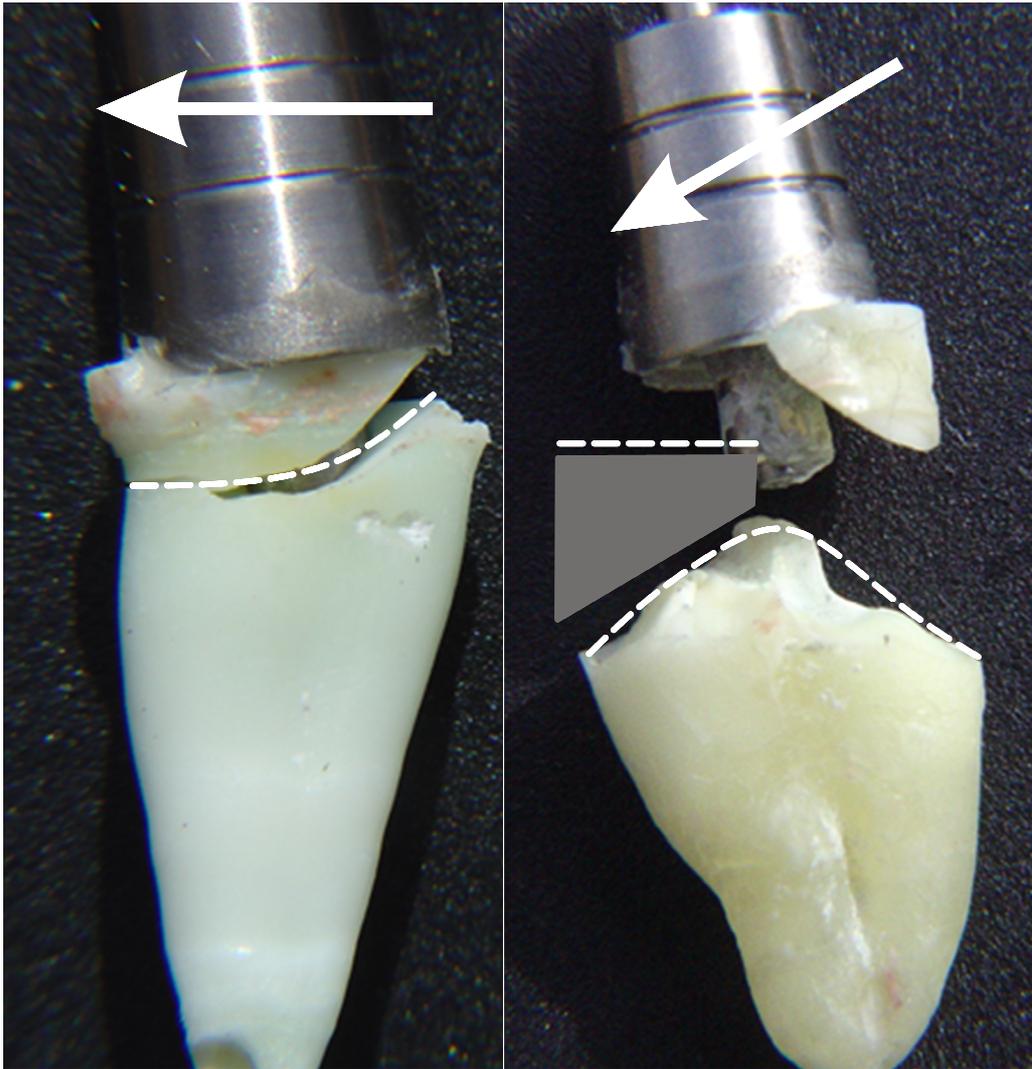


Abb. 27: Typisches Bruchmuster unter Lateralbelastung (links) und unter schräger 130° Belastung (rechts) - das graue Feld gibt die Position und ungefähre Größe der herausgesprengten Fragmente wieder.

3.3 Finite-Elemente-Simulationen

3.3.1 Simulation unter Kraftangriffswinkeln von 130° und 90°

Die Ergebnisse der Simulationen wurden in Form von vier farbkodierten Grafiken dargestellt, wobei jeweils Spannung und Dehnung für jedes der zwei Kraftangriffsszenarien berechnet wurden. Für bessere Übersichtlichkeit, da sämtliche versagensrelevanten Werte außerhalb der Titankörper im Dentin lagen, wurde nur die Kräfteverteilung in der simulierten Zahnhartsubstanz genauer untersucht (Abb. 28). Der Simulation zufolge befindet sich bei Lateralbelastungen der Ort der höchsten Spannung (97N/mm^2) [54], [55] in jenem Dentinvolumen, das auf der der Kraft zugewandten Seite innen an der zirkulären Einfassung liegt. Dieses Volumen wird auf Zug belastet.

Die Situation bei schräger Belastung (130°) stellt sich hingegen anders dar: die kritische Dentinspannung wird auf der gegenüberliegenden Seite, also der Druckspannungsseite außerhalb des Ringes, erreicht. Dort wird das Dentin komprimiert.

Beide Spannungsdiagramme haben auch Gemeinsamkeiten: zum einen tauchen keine spreizenden Kräfte im Bereich des Wurzelkanals auf (dunkelblaue Färbung), zum anderen konzentrieren sich die Spannungsspitzen auf das Dentinvolumen im Bereich der zirkulären Einfassung.

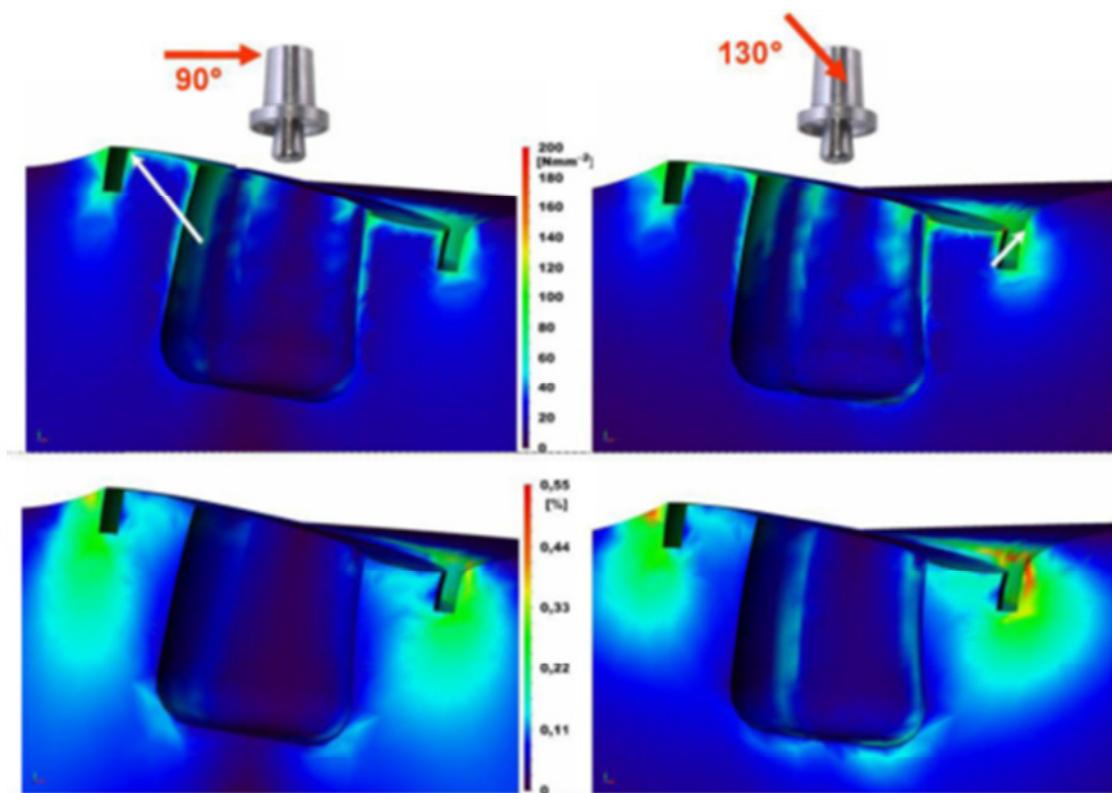


Abb. 28: Spannungs- (obere Zeile) und Dehnungsdiagramme (untere Zeile) unter lateraler (linke Reihe) und schräger (rechte Reihe) Belastung bei Kraftniveaus, welche experimentell im Bruchversuch ermittelt wurden
 Die Deformation ist aus Gründen der Übersichtlichkeit 100-fach vergrößert dargestellt.

3.3.2 Variation des Dentinzyylinder-Durchmessers

Wie bei den Analysen der virtuellen Bruchtests wurden Spannung und Dehnung als Darstellungen von quergeschnittenen Dentinkörpern unter 90° und 130° Belastung dargestellt (Abb. 29 und Abb. 30).

Beim planen Abschluss der zirkulären Einfassung des Stiftes mit dem Dentinzyylinder (4,5mm Durchmesser) entstehen hohe Spannungen im Dentin (siehe obere Reihe in Abb. 29). Bei einer Vergrößerung des Durchmessers reduziert sich das Spannungsniveau mit der Zunahme des zur Verfügung stehenden Dentins. Dieser Effekt ist für einen Überstand von 0,5mm überproportional; bei 1,0mm Überstand ist die Reduktion immer noch ausgeprägt. Weitere Vergrößerungen des Durchmessers bringen nur noch marginale Senkungen des Spannungsniveaus.

Bei reiner Laterallast (Abb. 29) erreicht die Spannung auf beiden Seiten, sowohl auf der Zug- als auch auf der Druckseite, ähnliche Werte. Sie setzt sich nach apikal fort, insbesondere bei kleineren Wurzeldurchmessern.

Bei einer Kraftangriffsrichtung von 130° (Abb. 30) ist das Verhalten gegensätzlich: dort konzentriert sich der Großteil der Spannung auf die zervikalsten Millimeter des Wurzeldentins und erreicht ihren Maximalwert an der der Kraft abgewandten Seite am äußeren Ende der zirkulären Einfassung.

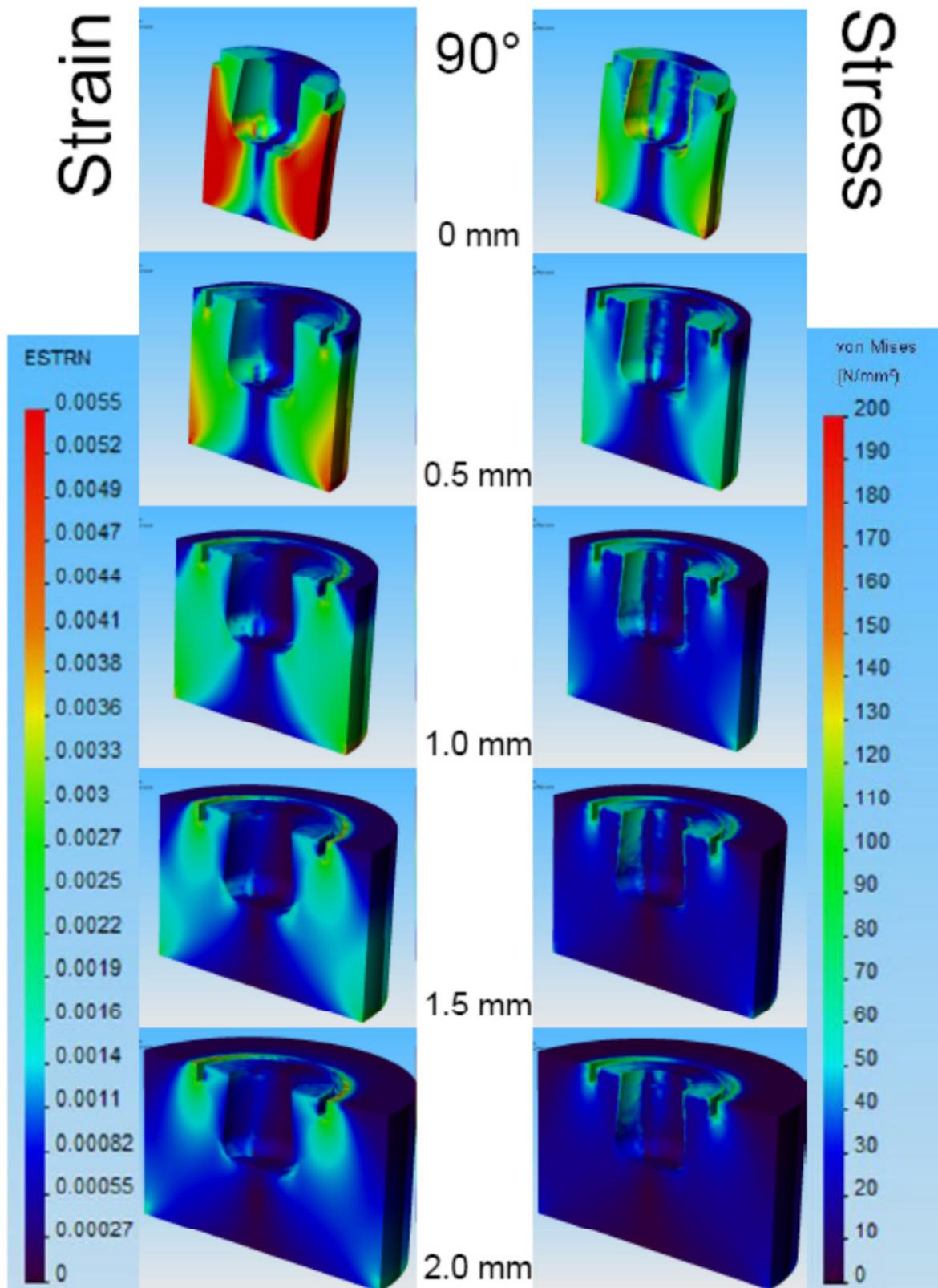


Abb. 29: Spannung und Dehnung im Dentin unter 90° Belastung

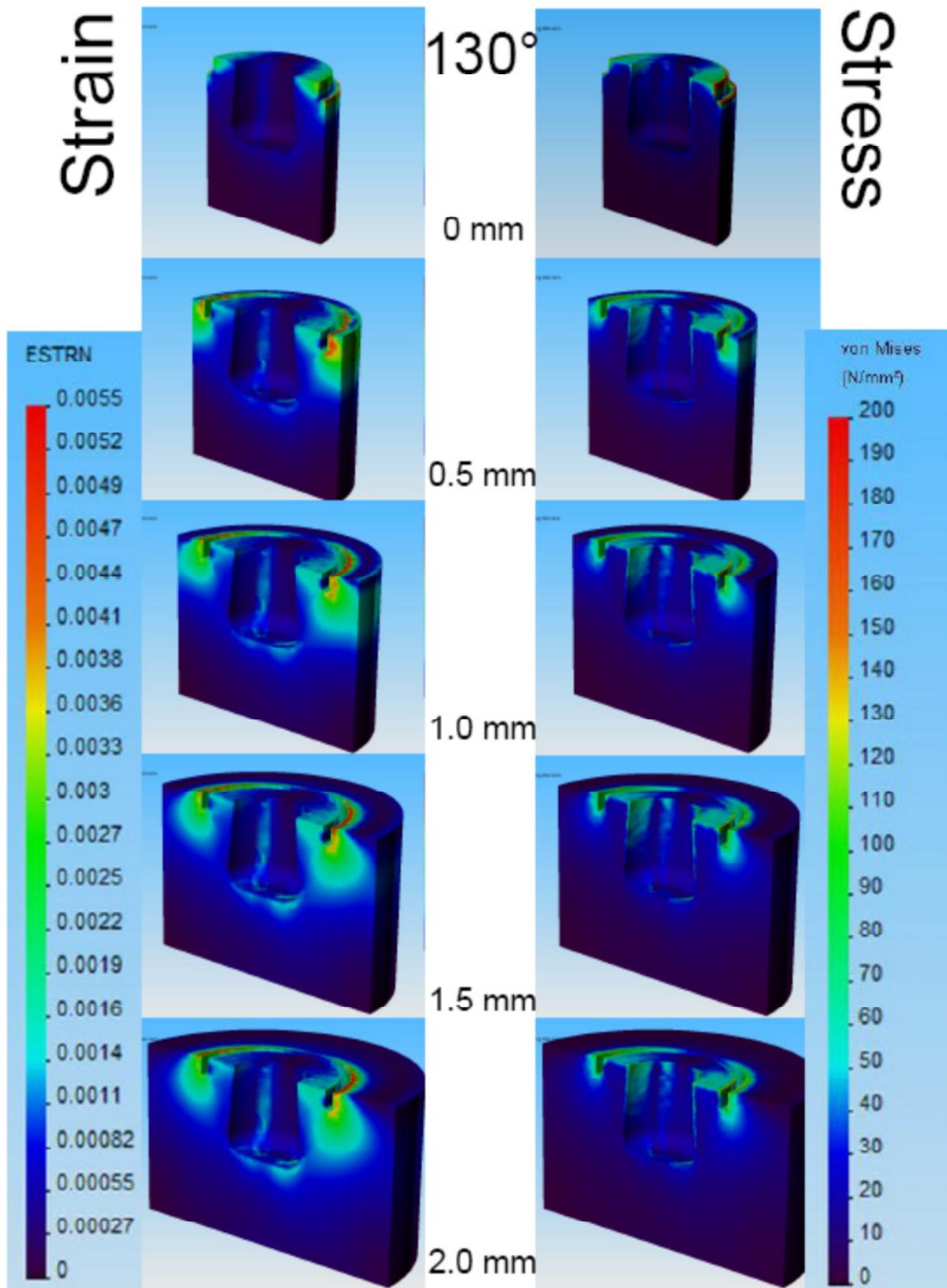


Abb. 30: Spannung und Dehnung im Dentin unter 130° Belastung

4 Diskussion

4.1 Geometrisches Modell

Die Ergebnisse der praktischen Versuche stimmen mit den Vorhersagen aufgrund der theoretischen Modelle überein. Die Vereinfachungen des Modells, dass Krone und Stift eine rigide Einheit sind, das Vernachlässigen des Verbunds zwischen Stift und Zahnwurzel, der Verzicht auf das Kanalinlay und die Konizität des Ankers bzw. Lamellenlagers, hatten keinen messbaren Einfluss auf das Ergebnis.

Es kann daher gefolgert werden, dass das Modell im Rahmen der getroffenen Annahmen gültig ist.

Die Möglichkeiten, real wirkende Kräfte zu berechnen, ergeben verschiedene relevante Aspekte:

- Die nahe liegende und daher weit verbreitete Annahme, die applizierte Kraft F_{app} entspreche in Größe und Richtung derjenigen Kraft, die tatsächlich auf die Restauration einwirkt, ist falsch. Tatsächlich ruft F_{app} eine von der Kronenform abhängige, real wirkende Kraft F_{real} hervor. In ungünstigen Fällen können bereits kleine Änderungen der Kronengeometrie eine Keilwirkung bewirken, die F_{real} vervielfachen (Abb. 31).

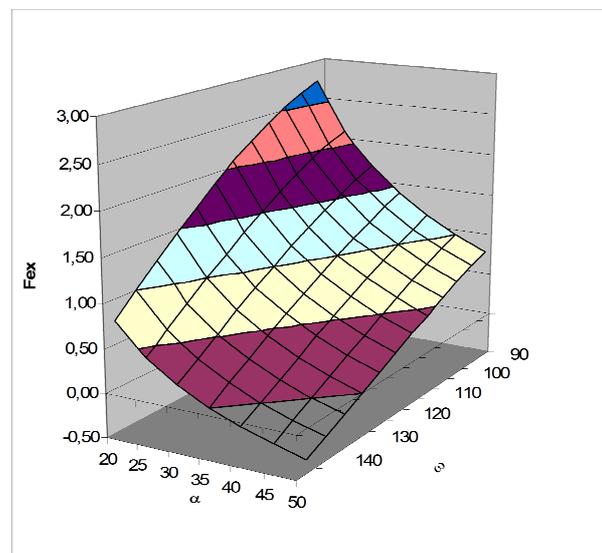


Abb. 31: Dreidimensionale Darstellung des Zusammenhangs zwischen extrahierender Kraft F_{ex} , dem Abstützungswinkel α und dem Keilwinkel ω (s. dazu Abb. 5): je mehr sich der Keilwinkel ω 90° nähert und je kleiner der Abstützungswinkel α ist, desto ausgeprägter ist der Keileffekt, der sich im o.a. Beispiel F_{ex} gegenüber F_{real} beinahe verdreifachen kann.

- Dieser Umstand ist eine mögliche Erklärung für die sehr großen Streuungen der in der Literatur vorgestellten Ergebnisse [57]. Gerade bei In-Vitro-Versuchen an extrahierten Zähnen hat die Breite des Unterstützungsdreiecks bzw. die Kraftangriffshöhe (klinisch gesehen der zervikale Durchmesser des Zahnes bzw. die Lage des Kontaktpunktes), die sich beide im Winkel α äußern, entscheidenden Einfluss auf F_{ex} .

Weiterhin kann auch eine kleine Fehlausrichtung einer Probe im Teststand eine starke Auswirkung auf das Ergebnis des Experiments haben (Abb. 31).

Bei genauer Kenntnis der Höhe und der basalen Breite des Unterstützungsdreiecks, der Kronenform und des Keileffekts lässt sich F_{ex} für verschiedene Kraftangriffswinkel errechnen. Somit könnten auch Ergebnisse von Untersuchungen, die unter einem Kraftangriffswinkel von 130° durchgeführt wurden, so umgerechnet werden, als hätte F_{real} rechtwinklig gewirkt ($\omega = 90^\circ$). Eine generalisierende Aussage lässt sich allerdings daraus nicht ableiten, da die Literatur wegen der unterschiedlichen Versuchsanordnungen keine direkt vergleichbaren Ergebnisse bietet [58–65]. Dem Autor ist kein verbindliches Prüfverfahren, welches sich auf standardisierte Kronengeometrien und Kraftangriffswinkel verlässt, bekannt.

- Das Modell kann auch im klinischen Alltag als Evaluationshilfe für klinische Befunde dienen:
 - 1) Zähne, die mit einem Stift-Stumpfaufbau restauriert wurden und die einen geringen Wurzeldurchmesser aufweisen, werden aufgrund der kleineren basalen Abstützung vergleichsweise hoch belastet.
 - 2) Palatinale oder linguale Führungsflächen sollen entsprechend flach gestaltet sein, um einen Keileffekt zu vermeiden oder verringern. Gegebenenfalls muss die Okklusion „freigeschliffen“ werden.
 - 3) In Verbindung mit der optimierten Führungsbahn und einer entsprechenden palatinalen Vorwölbung verringert sich beim ‘tiefen Biss’ die Belastung auf einen Stift-Stumpfaufbau durch Verringerung der effektiven Höhe.
 - 4) Liegt ein großer Overbite vor und sind die Führungsbahnen steil, können die Belastungen des restaurierten Zahnes durch Verblockung mit Nachbarzähnen weiter reduziert werden.

- 5) Bei extrem ungünstigen Ausgangssituationen (sehr tiefer Biss mit steilen Protrusionsbahnen) ist wegen der zu erwartenden hohen Belastungen die Extraktion des geschädigten Zahnes mit anschließender Implantatversorgung einem Stift-Stumpfaufbau vorzuziehen.

4.2 Vergleich von Bruchversuchen mit FE-Simulationen unter Betrachtung der Bruchmechanik

Die Ergebnisse aus Bruchversuchen und FE-Simulationen zeigten eine gute Übereinstimmung. Die experimentell ermittelten Bruchlasten ergaben auch in der Simulation an den Stellen des Versagens die kritische Dentinspannung von 97N/mm^2 [53], [54].

Kräfte, die in einem Winkel von 90° angriffen, erzeugten fundamental andere Spannungen im Dentin als solche, deren Angriffswinkel 130° betrug.

Bei den reinen Lateralbelastungen (90°) wird, wie unter 3.2.3 beschrieben, die kritische Dentinspannung, also die Stelle des ersten Versagens, an der Zugspannungsseite erreicht. Dieses spiegelt sich in den Bruchtests wider und in der Beobachtung, dass nach der Fraktur ein kleines Dentinfragment im Ring verblieb. Von diesem Ort aus hob sich der Anker im Sinne eines Schälbruches des Befestigungskomposits vom Zahn ab bis in den Bereich des Übergangs von Zug- zu Druckbelastung (s. auch Abb. 27). Von dort aus wurde, wie für einen Spröbruch typisch, im 45° Winkel ein einzelnes Fragment nach apikal-außen weggesprengt.

Bei 130° -Belastungen stellte sich die Situation anders dar: in der Simulation lag die höchste Dentinspannung auf der Druckspannungsseite. Im Bruchversuch wurden dort mehrere kleine Dentinfragmente ausgesprengt, während das Dentin auf der Zugseite durch den adhäsiven Verbund des Befestigungskomposits ohne Zeichen von Überlastung am Stift verblieb.

Aus der guten Übereinstimmung von Simulationsergebnissen und Resultaten der In-Vitro-Versuche lässt sich die Validität des FE-Modells in den Rahmenbedingungen ableiten.

Eine weitere Konsequenz dieser Beobachtung ist, dass die Ergebnisse des in der Literatur etablierten Prüfverfahrens (130°-Bruchtests) deutlich differieren von Ergebnissen derjenigen Verfahren, bei denen Prüfkörper rein lateral belastet werden. Dieses Erkenntnis verdient besondere Beachtung.

4.3 Konstruktionsprüfung

Aufgrund der im Bruchtest und gleichermaßen im Verformungsversuch gewonnenen Ergebnisse kann gefolgert werden, dass der Stiftanker ausreichend stabil gegen jede in der Mundhöhle zu erwartende Kraft ist. Der grazilste Teil des Stiftes konnte mit der höchsten aufzubringenden Kraft des Teststandes nicht deformiert werden.

Die errechnete spezifische Retentionskraft von 25N/mm² Stiftoberfläche [66] liegt überhalb der bis dato in der Literatur angeführten Werte zwischen 5 und 8N/mm² für konventionelle Stift-Stumpfaufbauten [32], [67]. Infolge des neuartigen Befestigungskonzepts über eine spannungsfreie formschlüssige Verbindung wurde die Widerstandsfähigkeit des vorgestellten Stift-Stumpfbaus gegen Abzug deutlich vergrößert. Die Verklebung selbst spielt dabei bestenfalls eine untergeordnete Rolle.

Sämtliche Versagen sind nach den Ergebnissen der In-Vitro-Versuche und der FE-Simulationen auf Überlastungen des Dentins zurückzuführen. Die mechanischen Grenzen, die dem System aus Stift und Zahn gesetzt sind, sind somit natürlich und daher nicht beeinflussbar.

4.4 Endgültige Form des Würzburger Stiftes

Der Wurzelanker muss verschiedene Bedingungen erfüllen:

- Option zur Verankerung in möglichst vielen Zahnwurzeln
- größtmöglicher Erhalt von Zahnhartsubstanz
- ausreichend feste Verankerung bei physiologischer Belastung
- Anwendbarkeit für festsitzende oder herausnehmbare Prothetik
- Kompatibilität zu gängigen Verbindungselementen

- Biokompatibilität
- sichere und zeitsparende Anwendung für den Behandler
- Integrierbarkeit in zahntechnische Prozesse
- einfache mechanische Ausführung
- kostengünstige Herstellung

Bereits im Prototypenstadium wurden verschiedene Geometrien, die sich in Tellerdurchmesser, Spreizdorngröße und -winkel sowie in den Abutments unterschieden (Abb. 32), untersucht und verworfen, bis der für die Praxis beste Kompromiss gefunden wurde.



Abb. 32: Verschiedene Iterationen des Stiftdesigns: die Prototypen unterscheiden sich in der Ausführung des Abutments, der Tellergröße und dem Spreizwinkel des Ankerelements.

Tellerdurchmesser von 6mm wurden für zu groß befunden, da die wenigsten Zähne zervikale Durchmesser in dieser Größenordnung bieten. Prototypen mit nur 2,0mm im Durchmesser messenden Spreizdornen stellten zu hohe Anforderungen an die Präzision und an die Werkzeugtoleranzen. Darüber hinaus war die Gefahr der abnehmenden Festigkeit gegen Auszug bei geringerem Spreizwinkel (3°) zu beachten. Die Form, die über einen Tellerdurchmesser von 4,5mm verfügt, einem Spreizdorn von apikal 2,5mm und einem Konizitätswinkel von 5° in gespreiztem Zustand sowie einer zirkulären Einfassung von 0,5mm, wurde für optimal befunden (Abb. 33 und Abb. 34).

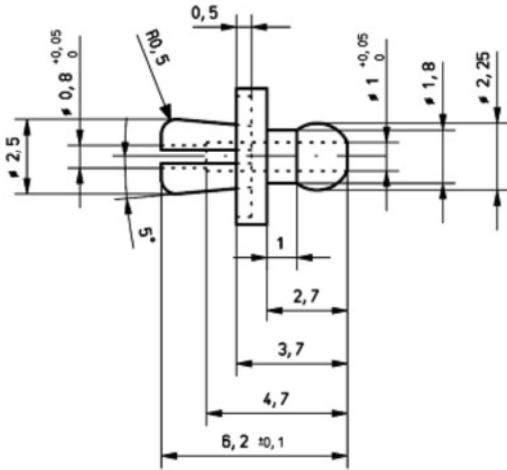


Abb. 33: Die endgültige Form des Würzburger Stiftes mit Bemaßung: ein Spreizwinkel von 6° und der Tellerdurchmesser von 4,5mm stellen den besten Kompromiss dar, um eine möglichst große Anzahl von Zähnen zu restaurieren.



Abb. 34: Beide Versionen des Würzburger Stiftes: links die Version für festsitzende Versorgungen mit beschleifbarem Stumpf, rechts die Variante für herausnehmbaren Zahnersatz mit einem 2,25mm Kugelkopf

5 Klinische Anwendung

Wie alle Stiftaufbau-Systeme hat auch der Würzburger Stift die Funktion, Zähne mit stark zerstörtem Stumpf bzw. klinischer Krone für eine weitere prothetische Versorgung wieder nutzbar zu machen. Seine besonderen Vorteile kommen vor allem bei Prämolaren, Eckzähnen und Oberkiefer-Inzisiven zum Tragen.

Die Indikationen ähneln denen des konventionellen Stiftaufbaus: die Wurzel des zu restaurierenden Pfeilerzahnes muss aus parodontaler und prothetischer Sicht erhaltungswürdig sein, d.h. sie muss fest sein, über eine lege artis Wurzelfüllung verfügen und ausreichend dick sein. Aufgrund seiner besonderen Form stellt der Würzburger Stift spezifische Anforderungen an die Anatomie der Zahnwurzel. Deren kleinster Durchmesser (in mesio-distaler Richtung) muss ca. 4,5mm betragen – weshalb der Stift für die meisten unteren UK-Frontzähne nicht geeignet ist. Die Wurzellänge und -form sind in der Regel unkritisch, da der Stift nur ca. 3mm ab Zervikalbereich ins Wurzelkollum hineinragt. Bei mehrwurzeligen Zähnen, wie dem ersten oberen Prämolaren, ist besonders auf genügend Substanz im Bereich der Einschnürung zu achten.

Ein Zahn, der in Relation zur Zahnachse eine deutlich schräg ausgerichtete Kontakt- bzw. Bruchfläche hat (wie z.B. typischerweise nach Kronenfraktur in der OK-Front), sollte nur dann mit einem Würzburger Stift rekonstruiert werden, wenn ausreichend Wurzelkollum zur Verfügung steht, um das Verbundplateau annähernd senkrecht zur Zahnachse ausrichten zu können. Dies kann gegebenenfalls durch die Extrusion der betroffenen Wurzel (z.B. mit Magneten) erreicht werden.

Die klinische Vorgehensweise ist unabhängig vom Typ des Stiftes. Sie gliedert sich in fünf Schritte:

- 1. Vorbereitung des Wurzelstumpfes** (Abb. 35): Zunächst werden Unebenheiten in der Bruchfläche der verbliebenen Zahnhartsubstanz mit einer diamantierten Walze geplamt mit dem Ziel, eine ebene Fläche rechtwinklig zur Zahnachse auszurichten. Zum Einebnen der Bruchfläche können auch der EVA-Kopf und Cavi-Shape Feilen verwendet werden.



Abb. 35: Ausgangssituation: Der avitale Zahn 44 war vor Fraktur mit einer Einzelzahnkrone versehen.

2. **Ankörnung** (Abb. 36): Der Mittelpunkt der Stiftbohrung wird mit einem kleinen kugelförmigen Diamanten festgelegt. Die Körnung soll etwa 1-2mm tief sein.



Abb. 36: Mit einer diamantierten Kugel wird der zukünftige Mittelpunkt der Stiftbohrung festgelegt.

Formschliff und Pilotbohrung (Abb. 37): In einem dritten Arbeitsschritt wird mit Hilfe des Pilotschleifers festgelegt, wie der Aufbau des Würzburger Stifts ausgerichtet sein soll. Dieser Schleifer besteht aus einem Spiralbohrer-Anteil, einem konzentrischen Teller sowie einer diamantierten Stirnfläche (Abb. 37), so dass in einem Arbeitsgang das 3mm tiefe zylindrische Basisloch, die Auflagefläche und die 0,5mm tiefe, 0,5mm breite und 4,5mm im Durchmesser messende Ringnut angelegt werden (Abb. 38).

Auf eine präzise Ausrichtung des Winkelstücks beim Bohren ist zu achten. Zum einen sollte die Bohrung möglichst in Richtung des Wurzelkanals verlaufen, weil dadurch die Wandstärke des Dentins nur minimal reduziert wird, zum anderen muss die Ausrichtung des Abutments beachtet werden. Als Folge einer fehlerhaften Ausrichtung beim Anlegen der Pilotbohrung müsste der Stumpf für eine festsetzende Versorgung massiv beschliffen werden. Im Fall des Kugelkopfes besteht die Gefahr, dass sich trotz der Korrekturmöglichkeit der Matrize die gemeinsame Einschubrichtung mit anderen Befestigungselementen nicht einstellen lässt.



Abb. 37: Pilotschleifer des Würzburger Systems: mit diesem Werkzeug werden das zylindrische Basisloch und die umlaufende Nut geschaffen.



Abb. 38: Pilotbohrung: Mit dem Pilotbohrer werden in einem Arbeitsgang das zentrische Sackloch, die Stirnfläche und eine umlaufende Nut erzeugt.

3. **Spreizbohrung:** Durch die Spreizbohrung wird das zylindrische Bohrloch in die formkongruente, dem Spreizdorn des Stiftes entsprechende, invers konische Kavität umgeformt. Dazu dient der Spreizschleifer (Abb. 39).



Abb. 39: Der zweigeteilte Spreizschleifer, mit dem die Kavität im Sinne eines apikalen Hinterschnitts erweitert wird

Am Patienten wird zuerst die Bohrkronen in die Pilotbohrung gesteckt und satt sitzend adjustiert (Abb. 40).



Abb. 40: Bei der Spreizbohrung wird zunächst nur die Bohrkronen mit den diamantierten Lamellen in die Kavität des Pilotbohrers eingeführt...

Der im Winkelstück befindliche Mitnehmer wird in die Bohrkronen eingeführt und unter Wasserkühlung bei ca. 4000 U/min in apikaler Richtung bis in Endpo-

sition heruntergedrückt. Dabei werden die Lamellen der Bohrkrone in der Zahnwurzel auf das Endmaß gespreizt, und der Motor wird gestoppt (Abb. 41).



Abb. 41: ... und anschließend der im Winkelstück eingespannte Mitnehmer. Unter Rotation wird dieser dann in die Bohrkrone gedrückt, wodurch sich die Lamellen im apikalen Teil der Bohrung aufweiten und eine invers konische Kavität entsteht. Die Entnahme erfolgt in umgekehrter Reihenfolge.

Solange der Mitnehmer in der Endposition im Spreizbohrer verbleibt, können die Aufbereitungsinstrumente nicht aus der Kavität entnommen werden. Erfahrungsgemäß ist es sinnvoll, das Winkelstück zunächst vom Mitnehmer im Zahn zu trennen – allerdings unter großen Vorsichtsmaßnahmen, um Hebelbelastungen während des Abziehens des Winkelstücks zu vermeiden. Der Mitnehmer kann anschließend von Hand herausgezogen und die Bohrkrone entfernt werden. Die Kavität wird sodann mit Wasserspray gereinigt (Abb. 42).



Abb. 42: Die fertige Kavität

- 4. Zementierung:** Der Stift wird mit handelsüblichem Befestigungskomposit (z. B. Panavia F2.0 [Kuraray Medical Europe, Neuss]) oder Zement eingegliedert (Abb. 43).

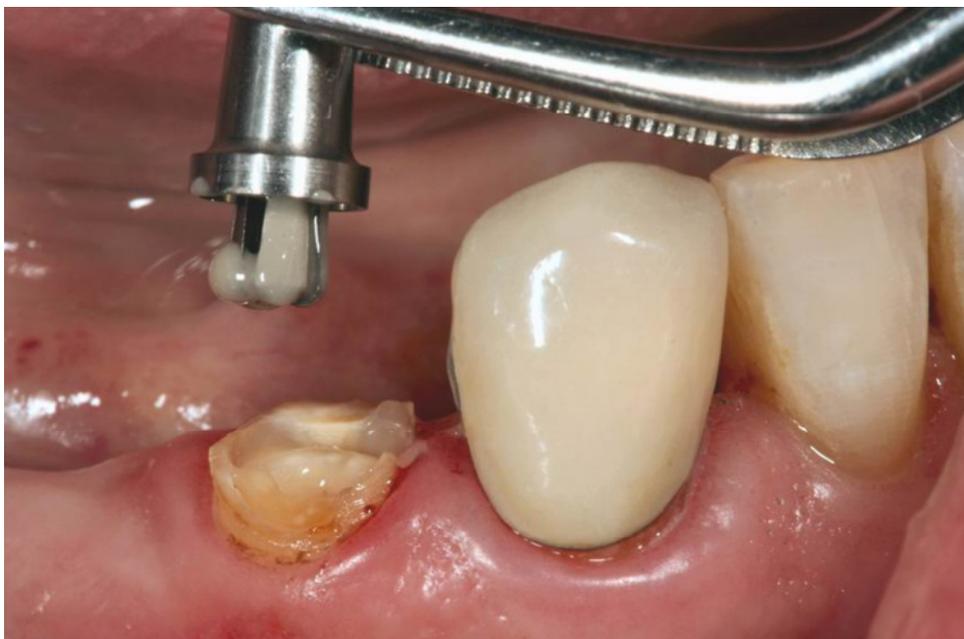


Abb. 43: Nach Reinigung und Konditionierung der Kavität wird der Würzburger Stift (hier die Stumpf-Version für eine festsitzende Krone) mit Befestigungskomposit zur Verfüllung von Spalten eingesetzt.

Zweckmäßigerweise appliziert man das Komposit/den Zement sowohl um die Lamellen des Stiftes als auch in die Bohrung in der Zahnwurzel, setzt den Anker ein, schiebt den Spreizdorn im Anschluss daran sofort ein und drückt ihn mit dem Ende einer Pinzette so tief wie möglich in den Aufbau.

Das Befestigungsmaterial dient nur zur Verfüllung der verbliebenen Spalträume und erfüllt nicht die Funktion des „Haftvermittlers“. Nach Aushärten des Komposites/Zements wird der überstehende Teil des Spreizdorns gekürzt und die Schnittfläche geplant.

5. **Weitere Arbeitsschritte:** Für eine festsitzende Kronenversorgung muss der 6°-Konus in der Regel nur noch geringfügig präpariert werden, wobei eine oder zwei ca. 0,5mm tiefe Rillen als Rotationssicherung angelegt werden sollten (Abb. 44).



Abb. 44: Situation nach Entfernung von Kompositüberschüssen und Präparation

Gelegentlich wird bei der Gestaltung des Präparationsrandes mesial und/oder distal ein geringer Teil der ringförmigen Einfassung entfernt, was jedoch in aller Regel ohne negative Folgen bleibt. In weiteren Schritten kann der Stumpf wie üblich abgeformt und anschließend mit einem Provisorium bzw. der definitiven Krone versorgt werden (Abb. 45).



Abb. 45: Situation nach dem Eingliedern einer provisorischen Krone

Bei Verwendung des Kugelankers (Abb. 46) wird nach der definitiven Fixation des Ankers zunächst die restliche, frei liegende Dentinfläche der Zahnwurzel zur Verhinderung von Sekundärkaries im Säure-Ätz-Verfahren mit fließfähigem Komposit abgedeckt.



Abb. 46: Beim Würzburger Stift mit Kugelkopf für herausnehmbaren Zahnersatz wird analog zur oben beschriebenen Konus-Version verfahren: nach dem Setzen des Stiftes wird der Spreizdorn abgetrennt und verrundet, ...

Soll durch diesen Anker ein Innenteleskop ersetzt werden, bietet es sich an, eine Dalbo Plus®-Matrize (Cendres & Métaux SA, Biel, Schweiz) im Außenteleskop der Teilprothese zu befestigen. Zunächst wird die Matrize auf den Anker aufgesetzt und entsprechend der gewünschten Prothesen-Einschubrichtung, die durch die noch vorhandenen Teleskope vorgegeben ist, ausgerichtet. Dazu blickt man von vorne und von der Seite auf die Teleskopaußenflächen und schwenkt die Matrize rotierend in die geeignete Ausrichtung. Die rein optische Kontrolle ist nach eigener klinischer Erfahrung bei diesem Arbeitsschritt ausreichend, da das System eine gewisse Winkelabweichung toleriert. Gegebenenfalls muss die Matrize mit entsprechenden Spezialwerkzeugen de- oder aktiviert werden.

Als nächstes wird der Zahnersatz probeweise eingegliedert. Bei beengten Platzverhältnissen muss das Außenteleskop, manchmal auch der obere Anteil der Matrize, durch Beschleifen angepasst werden. Sitzen die Prothese in der Endposition und die Matrize in der beabsichtigten Ausrichtung, kann diese einpolymerisiert werden. Dazu wird die Innenseite des Außenteleskops angeraut und – wenn möglich - anschließend silanisiert und silikatisiert. Der Unterschnittsbe-

reich unterhalb der Matrize wird sodann mit etwas Wachs oder einem Registrersilikon ausgeblockt (Abb. 47).



Abb. 47: ... anschließend die Matrize aufgesetzt und der verbleibende Unterschnitt ausgeblockt (hier mit Registrersilikon).

Nach Isolierung der umliegenden Prothesenteile wird ProTemp-3-Garant (3M Espe, Neuss) in das Sekundärteil eingefüllt und die Prothese eingegliedert. Der Patient beißt in der Schlussposition zusammen bis das Komposit polymerisiert. Sodann wird die Prothese entnommen, eventuelle Überschüsse werden entfernt und die Vorspannung der Matrize entsprechend dem Patientenwunsch eingestellt (Abb. 48).



Abb. 48: Ansicht der fertigen Prothese: im ehemaligen Sekundärteil ist nun die Matrize mit Komposit dauerhaft eingeklebt.

6 Zusammenfassung

Der konventionelle Stift-Stumpfaufbau ist seit Jahrzehnten eine prothetische Standardtherapie bei der Restauration von Zähnen, deren klinische Krone einen erheblichen Substanzverlust erlitten haben. Bei dieser Art der Restauration sind klinisch jedoch wiederkehrende Versagensmechanismen zu beobachten, die negativen Einfluss auf Überlebensraten der restaurierten Zähne haben.

Die vorliegende Untersuchung beschäftigt sich mit der Frage, ob diesen Versagensarten durch eine neuartige Verankerung, die sich anstelle einer kraftschlüssigen eine formschlüssige Verbindung zunutze macht, eliminiert werden können und wie ein geeignetes Verankerungselement beschaffen sein muss. Dazu wurde zunächst aus theoretischen Überlegungen heraus ein mechanisches Ersatzmodell erstellt, das die Wirkung der angreifenden Kräfte auf die Einheit aus restaurierter Zahnwurzel und Stift-Stumpfaufbau vereinfacht darstellt. Anschließend wurden die aus dem klinischen Alltag bekannten Versagensarten als Grundlage für die Designänderungen am Verankerungselement verwendet. An die Stelle eines langen und dünnen Wurzelstiftes tritt damit ein kurzer, dicker Stift, an dessen Ende ein invers konisches Verbindungselement angebracht ist. Dieses greift in eine ebenfalls invers konische Kavität, die durch besondere Werkzeuge in die Zahnwurzel präpariert wird. Über eine Einfassung, die den klassischen Fassreifen ersetzt, werden mechanische Kräfte auf das Dentin übertragen. Dieses Design wurde in In-Vitro-Versuchen getestet und optimiert, während die so gewonnenen Ergebnisse (Lastniveaus und Bruchmechanik) als Grundlage für Finite-Elemente-Simulationen dienten, mit deren Hilfe die Spannungsverteilung in der Zahnwurzel unter mechanischer Belastung sichtbar gemacht wurde. Der Zyklus aus FEM und Bruchversuchen erlaubte es, innerhalb weniger Iterationen einen Anker zu entwickeln, der mittlerweile als CE-zertifiziertes Medizinprodukt im klinischen Alltag Anwendung findet.

Aus dem geometrischen Ersatzmodell konnte weiterhin die klinische Indikation für einen Stift-Stumpfaufbau verfeinert werden – es liefert auch eine mögliche Erklärung für die Ursache der teilweise großen Diskrepanzen zwischen verschiedenen Ergebnissen in der Literatur.

7 Literatur- und Abbildungsverzeichnis

- [1] Y.-S. Choi and I.-H. Cho, "An effect of immediate dentin sealing on the shear bond strength of resin cement to porcelain restoration.," *The journal of advanced prosthodontics*, vol. 2, no. 2, pp. 39-45, Jun. 2010.
- [2] M. Hatta, A. Shinya, D. Yokoyama, H. Gomi, P. K. Vallittu, and A. Shinya, "The effect of surface treatment on bond strength of layering porcelain and hybrid composite bonded to zirconium dioxide ceramics.," *Journal of prosthodontic research*, Nov. 2010.
- [3] U. Salz and T. Bock, "Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review.," *The journal of adhesive dentistry*, vol. 12, no. 5, pp. 343-71, Oct. 2010.
- [4] I. Peroz, F. Blankenstein, K.-P. Lange, and M. Naumann, "Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review.," *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, vol. 36, no. 9, pp. 737-46, Oct. 2005.
- [5] Charlton G, "A prefabricated post and core for porcelain jacket crowns.," *Br Dent J*, vol. 119, no. 10, pp. 452-6, Jan. 1965.
- [6] K. Attam and S. Talwar, "A laboratory comparison of apical leakage between immediate versus delayed post space preparation in root canals filled with Resilon.," *International endodontic journal*, vol. 43, no. 9, pp. 775-81, Sep. 2010.
- [7] C. Nixon, F. J. Vertucci, and R. Swindle, "The effect of post space preparation on the apical seal of root canal obturated teeth.," *Today's FDA : official monthly journal of the Florida Dental Association*, vol. 3, no. 8, p. 1C, 6C, Aug. 1991.
- [8] J. E. Haddix, G. D. Mattison, C. A. Shulman, and F. E. Pink, "Post preparation techniques and their effect on the apical seal.," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 64, no. 5, pp. 515-9, Nov. 1990.
- [9] G. D. Mattison, P. D. Delivanis, R. W. Thacker, and K. J. Hassell, "Effect of post preparation on the apical seal.," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 51, no. 6, pp. 785-9, Jun. 1984.
- [10] Z. Metzger, R. Abramovitz, L. Abramovitz, and M. Tagger, "Correlation between remaining length of root canal fillings after immediate post space preparation and coronal leakage.," *Journal of endodontics*, vol. 26, no. 12, pp. 724-8, Dec. 2000.
- [11] T. N. Hatzikyriakos AH, Reisis GI, "A 3-year postoperative clinical evaluation of posts and cores beneath existing crowns," *Journal of prosthetic dentistry*, vol. 67, no. 4, pp. 454-458, 1992.

- [12] M. Naumann, F. Blankenstein, S. Kiessling, and T. Dietrich, "Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study.," *European journal of oral sciences*, vol. 113, no. 6, pp. 519-24, Dec. 2005.
- [13] D. J. Caplan, J. Kolker, E. M. Rivera, and R. E. Walton, "Relationship between number of proximal contacts and survival of root canal treated teeth.," *International endodontic journal*, vol. 35, no. 2, pp. 193-9, Feb. 2002.
- [14] B. Bergman, P. Lundquist, U. Sjögren, and G. Sundquist, "Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores.," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 61, no. 1, pp. 10-5, Jan. 1989.
- [15] M. Eckerbom, T. Magnusson, and T. Martinsson, "Prevalence of apical periodontitis, crowned teeth and teeth with posts in a Swedish population.," *Endodontics & dental traumatology*, vol. 7, no. 5, pp. 214-20, Oct. 1991.
- [16] J. A. Sorensen and J. T. Martinoff, "Clinically significant factors in dowel design.," *Journal of prosthetic dentistry*, vol. 52, no. 1, pp. 28-35, Jul. 1984.
- [17] C. A. Howe and D. J. McKendry, "Effect of endodontic access preparation on resistance to crown-root fracture.," *Journal of the American Dental Association (1939)*, vol. 121, no. 6, pp. 712-5, Dec. 1990.
- [18] P. Panitvisai and H. H. Messer, "Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures.," *Journal of endodontics*, vol. 21, no. 2, pp. 57-61, Feb. 1995.
- [19] A. S. Fernandes and G. S. Dessai, "Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review.," *The International journal of prosthodontics*, vol. 14, no. 4, pp. 355-63, 2001.
- [20] R. Nagasiri and S. Chitmongkolsuk, "Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study.," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 93, no. 2, pp. 164-70, Feb. 2005.
- [21] C. D'Arcangelo, G. D. Prospero, P. Passariello, S. Caputi, and V. A. Malagnino, "Capacity of coronal dentin to increase fiberglass post retention: a pull-out test.," *American journal of dentistry*, vol. 18, no. 5, pp. 307-10, Oct. 2005.
- [22] J. P. Standlee, A. A. Caputo, and E. C. Hanson, "Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design.," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 39, no. 4, pp. 400-5, Apr. 1978.
- [23] A. J. Ziebert and V. B. Dhuru, "The fracture toughness of various core materials.," *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, vol. 4, no. 1, pp. 33-7, Mar. 1995.

- [24] R. E. Kovarik, L. C. Breeding, and W. F. Caughman, "Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions.," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 68, no. 4, pp. 584-90, Oct. 1992.
- [25] B. I. Cohen, M. K. Pagnillo, I. Newman, B. L. Musikant, and A. S. Deutsch, "Cyclic fatigue testing of five endodontic post designs supported by four core materials.," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 78, no. 5, pp. 458-64, Nov. 1997.
- [26] P. Gateau, M. Sabek, and B. Dailey, "In vitro fatigue resistance of glass ionomer cements used in post-and-core applications.," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 86, no. 2, pp. 149-55, Aug. 2001.
- [27] A. Peutzfeldt, A. Sahafi, and E. Asmussen, "A survey of failed post-retained restorations.," *Clinical oral investigations*, vol. 12, no. 1, pp. 37-44, Mar. 2008.
- [28] C. K. Sonoda, S. R. Panzarini, W. R. Poi, D. Pedrini, C. T. M. H. Saito, and J. J. V. Pinheiro, "Integrated clinical treatment of gingival recession secondary to root perforation: case report.," *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, vol. 40, no. 9, pp. 723-7, Oct. 2009.
- [29] M. Hashimoto, S. Fujita, F. Nagano, H. Ohno, and K. Endo, "Ten-years degradation of resin-dentin bonds.," *European journal of oral sciences*, vol. 118, no. 4, pp. 404-10, Aug. 2010.
- [30] P. Baldissara, V. DiGrazia, A. Palano, and L. Cioccia, "Fatigue resistance of restored endodontically treated teeth: A multiparametric analysis," *International journal of prosthodontics*, vol. 19, no. 1, pp. 25-27, 2006.
- [31] P. M. Lloyd and J. F. Palik, "The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review.," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 69, no. 1, pp. 32-6, Jan. 1993.
- [32] I. Nergiz, P. Schmage, M. Ozcan, and U. Platzner, "Effect of length and diameter of tapered posts on the retention.," *Journal of oral rehabilitation*, vol. 29, no. 1, pp. 28-34, Jan. 2002.
- [33] E. J. Richter, "In vivo horizontal bending moments on implants.," *The International journal of oral & maxillofacial implants*, vol. 13, no. 2, pp. 232-44, 1998.
- [34] M. C. Vitale, M. Chiesa, F. Coltellaro, C. Bignardi, M. Celozzi, and C. Poggio, "FEM analysis of different dental root canal-post systems in young permanent teeth.," *European journal of paediatric dentistry : official journal of European Academy of Paediatric Dentistry*, vol. 9, no. 3, pp. 111-7, Sep. 2008.
- [35] D. R. Prithviraj, R. Soni, S. Ramaswamy, and D. P. Shruthi, "Evaluation of the effect of different surface treatments on the retention of posts: a laboratory study.," *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, vol. 21, no. 2, pp. 201-6, 2010.

- [36] D. A. Felton, E. L. Webb, B. E. Kanoy, and J. Dugoni, "Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 65, no. 2, pp. 179-87, Feb. 1991.
- [37] M. K. Nair, Nair UDP, H. G. Gröndahl, R. L. Webber, and J. A. Wallace, "Detection of artificially induced vertical radicular fractures using tuned aperture computed tomography," *European journal of oral sciences*, vol. 109, no. 6, pp. 375-9, Dec. 2001.
- [38] J. M. Whitworth, A. W. G. Walls, and R. W. Wassell, "Crowns and extra-coronal restorations: endodontic considerations: the pulp, the root-treated tooth and the crown," *British dental journal*, vol. 192, no. 6, pp. 315-20, 323-7, Mar. 2002.
- [39] R. S. Ross, J. I. Nicholls, and G. W. Harrington, "A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts," *Journal of Endodontics*, vol. 17, no. 9, pp. 450-456, Sep. 1991.
- [40] J. P. Standlee, A. A. Caputo, and J. P. Holcomb, "The Dentatus screw: comparative stress analysis with other endodontic dowel designs," *Journal of oral rehabilitation*, vol. 9, no. 1, pp. 23-33, Jan. 1982.
- [41] E. Asmussen, A. Peutzfeldt, and A. Sahafi, "Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 94, no. 4, pp. 321-9, Oct. 2005.
- [42] F. P. Nothdurft, E. Seidel, F. Gebhart, M. Naumann, P. J. Motter, and P. R. Pospiech, "Influence of endodontic posts on the fracture behavior of crowned premolars with Class II cavities," *Journal of dentistry*, vol. 36, no. 4, pp. 287-93, Apr. 2008.
- [43] J. Wirz, M. Johner, and O. Pohler, "Dental reconstruction with non-precious metal screws and posts," *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie / SSO*, vol. 89, no. 11, pp. 1162-87, Nov. 1979.
- [44] D. A. Stewardson, A. C. Shortall, P. M. Marquis, and P. J. Lumley, "The flexural properties of endodontic post materials," *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, vol. 26, no. 8, pp. 730-6, Aug. 2010.
- [45] P. Boudrias, S. Sakkal, and Y. Petrova, "Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report," *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, vol. 22, no. 4, pp. 337-40, 342, 344 passim; quiz 350, Apr. 2001.
- [46] A. F. V. Santos et al., "Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture?," *Journal of dental research*, vol. 89, no. 6, pp. 587-91, Jul. 2010.
- [47] S. Segerstrom, J. Astback, and K. Ekstrand, "A retrospective long term study of teeth restored with prefabricated carbon fiber reinforced epoxy resin posts," *Swedish Dental Journal*, vol. 30, no. 1, pp. 1-8, 2006.

- [48] K. L. Artopoulou, Ioli-Ioanna; O'Keefe, "Materials used in prefabricated post and core systems. A review of the literature.," *Texas dental journal*, vol. 123, no. 4, pp. 358-63, 2006.
- [49] R. E. Jung, O. Kalkstein, I. Sailer, M. Roos, and C. H. F. Haemmerle, "A comparison of composite post buildups and cast gold post-and-core buildups for the restoration of nonvital teeth after 5 to 10 years," *International Journal Of Prosthodontics*, vol. 20, no. 1, pp. 63-69, 2007.
- [50] M. Balkenhol, B. Woestmann, C. Rein, and P. Ferger, "Survival time of cast post and cores: A 10-year retrospective study," *Journal of dentistry*, vol. 35, no. 1, pp. 50-58, 2007.
- [51] K. Schmidlin et al., "Complication and failure rates in patients treated for chronic periodontitis and restored with single crowns on teeth and/or implants," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 21, no. 5, pp. 550-557, 2010.
- [52] M. Gomez-Polo, B. Llido, A. Rivero, J. del Rio, and A. Celemin, "A 10-year retrospective study of the survival rate of teeth restored with metal prefabricated posts versus cast metal posts and cores," *Journal of dentistry*, vol. 38, no. 11, pp. 916-920, 2010.
- [53] A. Stiefenhofer, H. Stark, and T. Hackhofer, "Biomechanische Untersuchungen von Stiftaufbauten mit Hilfe der Finite Elemente Analyse," *Dtsch Zahnärztl Z*, vol. 49, p. 711, 1994.
- [54] P. F. A. Craig R G, "Elastic and mechanical properties of human dentin.," *Journal of dental research*, vol. 37, no. 4, pp. 710-8, Aug. 1958.
- [55] S. W. T. Standford J W, Weigel K V, Pfaffenbarger G C, "Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials.," *Journal of the American Dental Association (1939)*, vol. 60, pp. 746-56, Jun. 1960.
- [56] K. Bekes, "Die Haftkraft verschiedener Dentinhaftvermittler auf kortikalem Schweineknochen in vitro," Marin-Luther-University, 2003.
- [57] P. Bolhuis, A. de Gee, and A. Feilzer, "The influence of fatigue loading on the quality of the cement layer and retention strength of carbon fiber post-resin composite core restorations.," *Operative dentistry*, vol. 30, no. 2, pp. 220-7, 2005.
- [58] A.-M. Le Bell-Ronnlof, L. V. J. Lassila, I. Kangasniemi, and P. K. Vallittu, "Load-bearing capacity of human incisor restored with various fiber-reinforced composite posts," *Dental Materials*, vol. 27, no. 6, p. E107-E115, 2011.
- [59] Aghdaee N; Darban J.; Ghanbarzadeh M., "Fracture strength in restored teeth before and after load cycling: an in vitro study.," *Journal of the California Dental Association*, vol. 39, no. 5, pp. 300-7, 2011.

- [60] S.-F. Chuang, P. Yaman, A. Herrero, J. B. Dennison, and C.-H. Chang, "Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study," *Journal of prosthetic dentistry*, vol. 104, no. 6, pp. 379-388, 2010.
- [61] A. P. Farina, D. Cecchin, L. da F. Roberti Garcia, L. Z. Naves, L. C. Sobrinho, and F. de C. Panzeri Pires-de-Souza, "Bond Strength of Fiber Posts in Different Root Thirds Using Resin Cement," *Journal of Adhesive Dentistry*, vol. 13, no. 2, pp. 179-186, 2011.
- [62] M. Balkenhol, S. Rupf, I. Laufersweiler, K. Huber, and M. Hannig, "Failure analysis and survival rate of post and core restorations under cyclic loading," *International endodontic journal*, vol. 44, no. 10, pp. 926-937, 2011.
- [63] N. Beck, F. Graef, M. Wichmann, and M. Karl, "In vitro fracture resistance of copy-milled zirconia ceramic posts," *Journal of prosthetic dentistry*, vol. 103, no. 1, pp. 40-44, 2010.
- [64] M. Schmitter, P. Rammelsberg, J. Lenz, S. Scheuber, K. Schweizerhof, and S. Rues, "Teeth restored using fiber-reinforced posts: In vitro fracture tests and finite element analysis," *ACTA Biomaterialia*, vol. 6, no. 9, pp. 3747-3754, 2010.
- [65] N. Bittner, T. Hill, and A. Randi, "Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study," *Journal of prosthetic dentistry*, vol. 103, no. 6, pp. 369-379, 2010.
- [66] E.-J. Richter, J. Boldt, S. Groth, P. Proff, T. Gredes, and K. Rottner, "A new design for post and core restorations implementing positive locking.," *Biomedizinische Technik, Biomedical engineering*, vol. 53, no. 5, pp. 234-41, Jan. 2008.
- [67] H. Z. Ertugrul and Y. H. Ismail, "An in vitro comparison of cast metal dowel retention using various luting agents and tensile loading.," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 93, no. 5, pp. 446-52, May 2005.

Abb. 1: Der Unterkiefer wirkt als Hebel, dessen Rotationszentrum im Kiefergelenk liegt. Der UK-Incisivus überträgt dabei die Kräfte der Kaumuskulatur auf den Antagonisten..	2
Abb. 2: Die Krafteinleitung im Kontaktpunkt erfolgt immer senkrecht zur Oberfläche im Kontaktbereich. In dieser Darstellung erzeugt dieselbe applizierte Kraft (F_{app}) je nach Lage des Okklusionspunktes zwei unterschiedliche real wirkende Kräfte (F_{real} und F'_{real}). Dieser Sachverhalt verdeutlicht, in welche Richtung eine extraaxiale Kraft F_{app} auf einen Oberkieferfrontzahn wirkt.....	3
Abb. 3: Darstellung des Keileffekts: Je nach Lage des Kraftangriffspunktes von F_{app} ändert sich nicht nur die Richtung von F_{real} , sondern auch der Betrag der Kraft. Wenn ω unter Einfluss der Kronenform sehr groß wird, bewirkt der Keileffekt, dass F_{real} überproportional steigt.....	3
Abb. 4: Schematische Darstellung zur Verdeutlichung der Belastungsverhältnisse bei einem klassischen Stift-Stumpfaufbau	4
Abb. 5: Darstellung der biomechanischen Verhältnisse durch auf das Abstützungsdreieck projizierte Vektoren	5
Abb. 6: Perforation (Pfeil) der distalen Wurzel am Zahn 36.....	6
Abb. 7: Dezementierte Stift-Stumpfaufbauten mit den dazugehörigen Zahnwurzeln nach Extraktion	7
Abb. 8: Dentinfraktur zwischen mittlerem und apikalem Wurzeltrittel: die Patientin gab an, bei der Eingliederung des Stiftaufbaus ein Knackgeräusch vernommen zu haben. Nach einer Liegedauer von ca. vier Jahren fiel die Fraktur im Rahmen einer Recall-Untersuchung auf.....	7
Abb. 9: Zervikal frakturierter Stift-Stumpfaufbau am Zahn 13. Die Frakturlinie verläuft durch den Übergangsbereich Kanal-inlay-zylindrischer Stift.....	8
Abb. 10: Vereinfachtes Modell der Kraftverteilung im Dentin im Bereich der zirkulären Einfassung unter Belastung des Stiftes	12
Abb. 11: Anlegen der hinterschnittigen Kavität und Einsetzen des Stift-Stumpfaufbaus (schematisch)	13
Abb. 12: Schematische Ansicht des Versuchsaufbaus zur Bestimmung von F_{ex} für verschiedene F_{app} und Kraftangriffswinkel ω	15
Abb. 13: Die Krone im Teststand. Oben befindet sich der Druckstempel des AFG-2500 (1), unten ist der Metallstift zu sehen, der mit einer Federwaage verbunden ist (3).	

Unter Belastung wird dieser Stift durch das „Kippen“ der Krone (2) nach oben gezogen (Pfeil).....	15
Abb. 14: Rohformen des Probenträgers.....	16
Abb. 15: Probenträger in 0°-Position.....	17
Abb. 16: Probenträger in 90°-Position	17
Abb. 17: VersaTest mit AFG-2500N und eingespannter Probe vor einem Extraktionsversuch	18
Abb. 18: In der Prüfvorrichtung eingespannte Probe.....	18
Abb. 19: Probenträger und Stift-Prototyp vor dem Einbringen in den Teststand (von links nach rechts: Probenträger mit invers-konischer Kavität, Stiftkörper, Sicherungssplint und das Gegenstück zum Einspannen in den Teststand).....	19
Abb. 20: Die in Abb. 19 dargestellte Probe im Prüfstand vor Beginn des Extraktionsversuches	19
Abb. 21: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus	20
Abb. 22: 90° Druckbelastungsversuch (Pfeilrichtung): Die Probe, hier Kugelkopfanke, wurde in eine Messing-Patronenhülse eingeklebt, welche wiederum in dem Probenträger mit Pattern Resin fixiert wurde.	20
Abb. 23: Schematische Darstellung der Einbettung des Zahnes in den Prüfstand bei einem Extraktionsversuch.....	21
Abb. 24: Gitternetzmodelle von zwei Stift-Stumpfaufbauten in Dentinzyklindern; links die 6mm-, rechts die 4,5mm -Version	22
Abb. 25: Abgescherte Retentionslamellen im unteren Teil des Probenträgers nach einem Extraktionsversuch	24
Abb. 26: Ergebnis eines Druckversuchs. Bei 2500N versagte die Einbettung der Probe (Pfeil), vgl. Abb. 22.....	25
Abb. 27: Typisches Bruchmuster unter Lateralbelastung (links) und unter schräger 130° Belastung (rechts) - das graue Feld gibt die Position und ungefähre Größe der herausgesprengten Fragmente wieder.	28
Abb. 28: Spannungs- (obere Zeile) und Dehnungsdiagramme (untere Zeile) unter lateraler (linke Reihe) und schräger (rechte Reihe) Belastung bei Kraftniveaus, welche experimentell im Bruchversuch ermittelt wurden.....	30
Abb. 29: Spannung und Dehnung im Dentin unter 90° Belastung.....	32
Abb. 30: Spannung und Dehnung im Dentin unter 130° Belastung	33

Abb. 31: Dreidimensionale Darstellung des Zusammenhangs zwischen extrahierender Kraft F_{ex} , dem Abstützungswinkel α und dem Keilwinkel ω (s. dazu Abb. 5):.....	34
Abb. 32: Verschiedene Iterationen des Stiftdesigns: die Prototypen unterscheiden sich in der Ausführung des Abutments, der Tellergröße und dem Spreizwinkel des Ankerelements.....	38
Abb. 33: Die endgültige Form des Würzburger Stiftes mit Bemaßung: ein Spreizwinkel von 6° und der Tellerdurchmesser von 4,5mm stellen den besten Kompromiss dar, um eine möglichst große Anzahl von Zähnen zu restaurieren.....	39
Abb. 34: Beide Versionen des Würzburger Stiftes: links die Version für festsitzende Versorgungen mit beschleifbarem Stumpf, rechts die Variante für herausnehmbaren Zahnersatz mit einem 2,25mm Kugelkopf.....	39
Abb. 35: Ausgangssituation: Der avitale Zahn 44 war vor Fraktur mit einer Einzelzahnkrone versehen.....	41
Abb. 36: Mit einer diamantierten Kugel wird der zukünftige Mittelpunkt der Stiftbohrung festgelegt.....	42
Abb. 37: Pilotschleifer des Würzburger Systems: mit diesem Werkzeug werden das zylindrische Basisloch und die umlaufende Nut geschaffen.....	43
Abb. 38: Pilotbohrung: Mit dem Pilotbohrer werden in einem Arbeitsgang das zentrische Sackloch, die Stirnfläche und eine umlaufende Nut erzeugt.....	43
Abb. 39: Der zweigeteilte Spreizschleifer, mit dem die Kavität im Sinne eines apikalen Hinterschnitts erweitert wird.....	44
Abb. 40: Bei der Spreizbohrung wird zunächst nur die Bohrkrone mit den diamantierten Lamellen in die Kavität des Pilotbohrers eingeführt... ..	44
Abb. 41: ... und anschließend der im Winkelstück eingespannte Mitnehmer. Unter Rotation wird dieser dann in die Bohrkrone gedrückt, wodurch sich die Lamellen im apikalen Teil der Bohrung aufweiten und eine invers konische Kavität entsteht. Die Entnahme erfolgt in umgekehrter Reihenfolge.....	45
Abb. 42: Die fertige Kavität	46
Abb. 43: Nach Reinigung und Konditionierung der Kavität wird der Würzburger Stift (hier die Stumpf-Version für eine festsitzende Krone) mit Befestigungskomposit zur Verfüllung von Spalten eingesetzt.....	46
Abb. 44: Situation nach Entfernung von Kompositüberschüssen und Präparation	47
Abb. 45: Situation nach dem Eingliedern einer provisorischen Krone.....	48

Abb. 46: Beim Würzburger Stift mit Kugelkopf für herausnehmbaren Zahnersatz wird analog zur oben beschriebenen Konus-Version verfahren: nach dem Setzen des Stiftes wird der Spreizdorn abgetrennt und verrundet,	49
Abb. 47: ... anschließend die Matrize aufgesetzt und der verbleibende Unterschnitt ausgeblockt (hier mit Registriersilikon).....	50
Abb. 48: Ansicht der fertigen Prothese: im ehemaligen Sekundärteil ist nun die Matrize mit Komposit dauerhaft eingeklebt.	51

Danksagung

Herrn Professor Richter danke ich für die Möglichkeit, medizinisches, wissenschaftliches und technisches Interesse in meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter vereinen zu können.

Weiterhin danke ich Herrn Professor Gburek für die Übernahme des Zweitreferats.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Dr. Kurt Rottner, nicht nur für thematischen Beistand, sondern für Horizonterweiterungen jenseits des Themas dieser Dissertation.

Für die mühsame Herstellung der vielen Prototypen, von denen die meisten im Laufe der Untersuchung zerstört wurden, danke ich Herrn Joachim Schwarz. Ebenso gilt mein Dank Herrn Kai-Uwe Schilling für die Hilfe bei der Durchführung der Finite-Elemente-Simulationen und deren Interpretation.

Meiner Familie, meinen Freunden und Weggefährten Felix und Jan danke ich für die kontinuierliche Unterstützung.

Lebenslauf

Julian Konstantin Boldt

Geboren 13.11.1975 in Bonn

Vater: Detlef Gerhard Jürgen Boldt, Generalkonsul a.D.

Mutter: Hiltrud Boldt-Schiffer, Lehrerin

- 1975-1978 Wohnhaft in Bagdad, Irak
- 1980-1983 Wohnhaft in Washington D.C., USA
Besuch der Deutschen Schule Washington
- 1983-1986 Wohnhaft in Lusaka, Sambia
Besuch der International School of Lusaka
- 1985-1989 Wohnhaft in Bonn
Besuch des Nicolaus-Cusanus- und des Heinrich-Hertz-Gymnasiums
- 1989-1992 Wohnhaft in Lagos, Nigeria
Besuch der Deutschen Schule Lagos
- seit 1993 Wohnhaft in Deutschland
- 1993-1995 Besuch der Otto-Kühne-Schule, Bonn
- 1995 Abitur
- 1995-1997 Beginn des Studiums der Rechtswissenschaften an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität, Bonn
- Sept. 1997 Wehrdienst, 2./ FüUstRgt 40 (Gerolstein), ab 1. Nov. 1997 1./ StFmBtl 5, SanBer -
- Juni 2008 (Koblenz)
- Mai 1999 Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der Julius-Maximilians-Universität
Würzburg
- April 2000 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
- Sept. 2003 Zahnärztliche Vorprüfung
- 22.11.2005 Zahnärztliche Prüfung und Approbation

Seit 02.01.2006 wissenschaftlicher Mitarbeiter mit ärztlichen Aufgaben an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Julius-Maximilians-Universität Würzburg, Direktor Prof. Dr. Dipl.-Ing. E.-J. Richter