

---

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK  
PROF. DR. GERHARD HANDEL  
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Validierung der Kausimulation  
anhand von Frontzahnstiftversorgungen**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Medizinischen Fakultät  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Monika Jungbauer

2009

---

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK  
PROF. DR. GERHARD HANDEL  
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Validierung der Kausimulation  
anhand von Frontzahnstiftversorgungen**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Medizinischen Fakultät  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Monika Jungbauer

2009

---

Dekan:

1. Berichterstatter:

2. Berichterstatter:

Tag der mündlichen Prüfung:

Prof. Dr. Bernhard Weber

Prof. Dr. Gerhard Handel

Prof. Dr. Dr. Peter Proff

13.05.2009

---

Für meine Eltern und meinen Bruder Stefan

<b>1. Einleitung</b>	<b>5</b>
<b>2. Grundlagen</b>	<b>6</b>
2.1. Die orale Situation	6
2.1.1. Kaukräfte und Kaufrequenz	7
2.1.2. Biomechanik von Stift-Stumpfaufbauten in der Oberkieferfront	9
2.1.3. Thermische Wechselbelastung	11
2.1.4. Antagonisten	11
2.2. Stiftversorgung	12
2.2.1. Grundlagen	12
2.2.2. Stiftformen	13
2.2.2.1. Vollkonfektionierte Stifte	13
2.2.2.2. Individuelle Stiftsysteme	14
2.2.2.3. Halbkonfektionierte Stiftsysteme	15
2.2.3. Stiftmaterialien	15
2.2.3.1. Metallstifte	16
2.2.3.2. Keramikstifte	16
2.2.3.3. Faserverstärkte Stiftsysteme	17
2.3. Adhäsive Verbundmechanismen	19
2.3.1. Verbund Komposit-Schmelz	19
2.3.2. Verbund Komposit-Dentin	20
2.3.3. Syntac-System	22
2.3.4. Verbund Komposit-Keramik	23
2.4. Befestigungsmaterialien	24
2.4.1. Variolink II	24
2.4.2. Heliobond	25
2.4.3. Monobond S	25
2.4.4. Clearfil New Bond	26
2.5. Stiftaufbau aus Komposit	26
2.5.1. Tetric EvoCeram	26
2.5.2. Clearfil Core	27
2.6. Keramik	28
2.6.1. Definition der Keramik	28
2.6.2. Schichttechnik IPS Empress II	30
2.7. Klinische Studie	30

2.7.1. Dentin Post	32
2.7.2. FibreKor	33
2.7.3. Luscent Anchors	34
2.8. Weitere Studien	35
2.8.1. In vivo	35
2.8.2. In-vitro	37
<b>3. Fragestellung</b>	<b>39</b>
<b>4. Material und Methode</b>	<b>39</b>
4.1. Versuchsdesign im Überblick	39
4.2. Einteilung der Prüfserien	41
4.3. Sockeln der Zähne und Herstellen des künstlichen Parodontiums	42
4.4. Kanalpräparation	44
4.4.1. Vorbereitung der Zähne	44
4.4.2. Dentin Post	45
4.4.3. FibreKor-Stift	46
4.4.4. Luscent Anchors	47
4.5. Adhäsive Befestigung der Wurzelstifte	48
4.6. Herstellung der Stumpfaufbauten	51
4.6.1. Herstellung der Dublierform	51
4.6.2. Herstellung der Stumpfaufbauten mit Clearfil Core New Bond	52
4.7. Herstellung und Befestigung der Vollkeramikkrone	53
4.7.1. Herstellung der Vollkeramikkrone	53
4.7.2. Adhäsive Befestigung der Vollkeramikkrone	56
4.8. Alterung und Prüfung	57
4.8.1. Kausimulation	57
4.8.2. Bruchfestigkeit	57
4.8.2.1. Prüfmaschine	57
4.8.2.2. Bruchformen	58
4.9. Statistische Auswertung	61
4.10. Mathematische Betrachtung	61
4.10.1. Lineare und exponentielle Auswertung	61
4.10.1.1. Lineare Betrachtung	61
4.10.1.2. Exponentielle Auswertung	62

4.10.2. Vorausberechnung des Überlebens bis 15 Jahre bzw. 3,6Mio Kauzyklen	63
<b>5. Ergebnisse</b>	<b>63</b>
5.1. Lineare Auswertung	63
5.1.1. Dentin Post	63
5.1.2. FibreKor	64
5.1.3. Luscent Anchors	65
5.2. Exponentielle Auswertung	65
5.2.1. Dentin Post	66
5.2.2. FibreKor	67
5.2.3. Luscent Anchors	68
5.3. Vergleich bei linearer und exponentieller Bewertung	70
5.4. Berechnung der Überlebensraten bis 15 Jahre/ 3,6Mio Kauzyklen	72
5.5. Einteilung der Bruchmuster	74
5.5.1. Dentin Post 1	74
5.5.2. Dentin Post 2	74
5.5.3. FibreKor 1	75
5.5.4. FibreKor 2	75
5.5.5. Luscent Anchors 1	76
5.5.6. Luscent Anchors 2	76
5.6. Bruchkräfte	78
5.7. Abschätzung	80
<b>6. Diskussion</b>	<b>81</b>
6.1. Diskussion der Methodik	81
6.1.1. Stiftform	82
6.1.2. Abutmentmaterial	83
6.1.3. Künstliches Parodont	84
6.1.4. Alterungssimulation	85
6.1.5. Werkstoffe	87
6.1.6. Physiologie der Mundhöhle	88
6.2. Diskussion der Ergebnisse	89
6.2.1. Bruchfestigkeit	89
6.2.2. Frakturmuster	90
6.2.3. Vergleich der Bruchmuster nach Kausimulation und Bruchversuch	91

6.2.4. Schwachstelle Verbund Stumpf-Kompositaufbau	91
6.2.5. Zahl der Ausfälle, Kausimulator-Einstellung	93
6.3. Diskussion der Graphen und Berechnungen	93
6.3.1. Lineare und exponentielle Kurvendiskussion	93
6.3.2. Diskussion der Berechnung auf 15 Jahre/3,6Mio Kauzyklen	95
<b>7. Zusammenfassung</b>	<b>96</b>
<b>8. Danksagungen</b>	<b>99</b>
<b>9. Lebenslauf</b>	<b>100</b>
<b>10. Literaturverzeichnis</b>	<b>101</b>



## 1. Einleitung

Der Anteil zahnerhaltender Maßnahmen mit Hilfe von endodontischen Behandlungen hat zugenommen. Dies ist auf die immer breitgefächerteren und besseren Behandlungsmöglichkeiten und auch auf deren immer erfolgsversprechendere Ergebnisse zurückzuführen. Gerade da immer mehr tief zerstörte Zähne erhalten werden können, gewinnt auch die Option der Stiftversorgung zur Verankerung eines Aufbaus an Bedeutung.

Es existieren zahlreiche verschiedene Stiftsysteme auf dem Dentalmarkt. Aber besonders im Frontzahnbereich steht man vor der Herausforderung ein ästhetisches Ergebnis bei der Versorgung eines Zahnes zu erzielen. Das Bewusstsein der Patienten für Zahnersatz hat sich entsprechend des aktuellen Schönheitsideals von jugendlicher Ausstrahlung verändert; Patienten wünschen eine Versorgung, die von ihrer noch verbliebenen natürlichen Restbezahnung kaum zu unterscheiden ist. Momentan bewegt sich der Trend hin zur Vollkeramikversorgung, die sehr natürlich wirkende Restaurationen ermöglicht, die jedoch anspruchsvoller in der Umsetzung sind. Bei einer vollkeramischen Versorgung muss gewährleistet sein, dass der Stift und der Aufbau zahnfarben sind, um ein störendes und unschönes Durchscheinen, wie es bei metallfarbenen Stiften auftreten kann, zu vermeiden. Hierfür haben sich unter anderem zahnfarbene kunststoffverstärkte Stiftsysteme klinisch bewährt. Diese haben gegenüber den ebenfalls zahnfarbenen Keramikstiften Vorteile: Das Elastizitätsmodul der Kunststoffstifte entspricht dem des Dentins und im Falle einer Stiftfraktur sind diese Versorgungen ohne größere Probleme revidierbar.

Für die Überprüfung neu entwickelter Werkstoffe bezüglich der klinischen Überlebensdauer haben sich dynamische Belastungstests in Laborversuchen als aussagekräftig erwiesen [SCHWICKERATH (1986)]. In der Werkstoffkunde werden neue dentale Materialien mit verschiedenen Testverfahren auf ihre physikalischen Eigenschaften wie Härte, Bruchfestigkeit, Elastizität etc. untersucht und miteinander verglichen. Auf diese Weise kann die Einsatzfähigkeit der neuen Werkstoffe am Patienten prognostiziert werden. Bevor ein Material als etabliert gilt, muss es in klinischen Studien untersucht werden. Von diesen Verfahren ist bekannt, dass sie meist sehr genaue und aussagekräftige Ergebnisse liefern [EDELHOFF (1999)]. Allerdings entsteht bei klinischen Studien ein sehr hoher finanzieller, zeitlicher (Verlauf der Studie über mehrere Jahre ist wünschenswert) und personeller

Aufwand. Darüber hinaus ist es meist auch schwierig eine ausreichende Anzahl an Patienten untersuchen zu können, die darüber hinaus häufig selektiert sind. Dies kann Ergebnisse verfälschen. Deshalb ist es sinnvoll, bewährte in-vitro Testverfahren weiter zu entwickeln, da diese mit einem weitaus geringerem Geld-, Zeit- und Personalaufwand verbunden und gut reproduzierbar und standardisierbar sind. Mit der Kausimulation wird versucht, die Alterung und Abnutzung dentaler Werkstoffe für die Situation im Patientenmund zu simulieren. So gewinnt man Testergebnisse für Materialien, über die noch keine klinischen Daten existierten. Daher erscheint es relevant, die Parametereinstellungen des Kausimulators auf die jeweiligen zu untersuchenden Materialien abzustimmen. Es gibt im Moment nur wenige Studien, die eine Korrelation zwischen den Kauzyklen im Kausimulator und der Zeitspanne, der diese Kauzyklen in vivo entsprechen, belegen. Bisher wurden die Versorgungen mit Parametern geprüft, die ursprünglich für die präklinische Untersuchung von Goldinlays im Seitenzahnbereich von KREJCI (1990) definiert wurden. Es konnte gezeigt werden, dass die Anzahl der Kauzyklen für einen Zeitraum von 5 Jahren höher liegt und die verschiedenen Kausimulationsparameter nicht den gleichen Einfluss auf die Versorgungen ausüben [ROSENTRITT (2006)]. Das Ziel dieser Studie bestand darin zu untersuchen, ob eine einfache Korrelation zwischen in-vitro Kauzyklen und der klinischen Überlebenszeit speziell für glasfaserverstärkte Stifte möglich wäre. Bei einer ersichtlichen Korrelation zwischen der klinischen Situation und der in-vitro Simulation würde dies die Abschätzung, ob ein Material für den Einsatz an Patienten geeignet ist, erleichtern und präzisieren.

## **2. Grundlagen**

### **2.1. Die orale Situation**

Um das Verhalten verschiedener Materialien oder Konstruktionen unter Kaubelastung abzuschätzen, muss ihre Reaktion unter den auftretenden Dauerbelastungen geprüft werden. Besonders für dental-keramische Massen ist die Prüfung der Langzeitfestigkeit bedeutender als die üblicherweise gemessene kurzzeitige Festigkeit.

Der Kausimulator ist Teil des in-vitro Prüfzyklus, mit dem Restaurationen mit kliniknahen Bedingungen geprüft werden können. Für die Einstellung des Simulators müssen Parameter bezüglich Kaubewegung und thermischer Belastung aus der Literatur entnommen werden.

Man versucht die klinische Situation zu reproduzieren, indem man verschiedene Parameter wie Temperatur, Kraft, Material des Antagonisten oder Frequenz variiert.

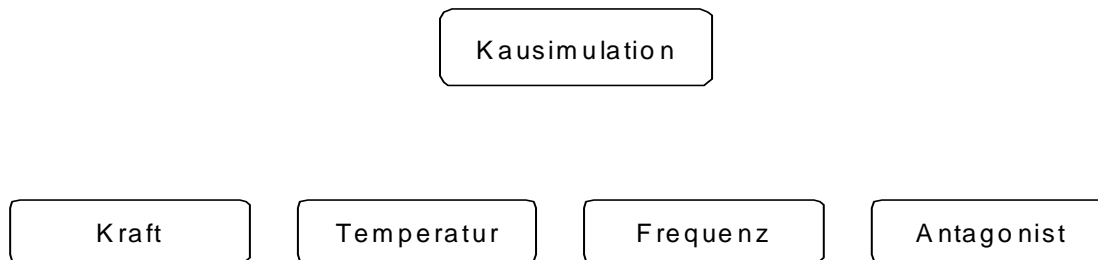


Abb. 1: Parameter der Kausimulation (Auswahl)

Die Bewertung des Simulationsprozesses wird umso komplizierter und komplexer, je mehr Variablen man mit einbezieht, da jede Variable im Prinzip einzeln bewertet werden muss. Aus diesem Grund scheint es sinnvoll, nur die vertikale und laterale Bewegung nachzustellen. Verwendete Abrasionsmittel, die organische Nahrung beinhalten, könnten z.B. ein Grund dafür sein, dass Ergebnisse nicht reproduzierbar sind, da es extrem schwierig ist, diese Mischung mit identischer Viskosität und Zusammensetzung während der gesamten Simulation zu erhalten [ROSENTRITT (2006), KERN (1999)].

### **2.1.1. Kaukräfte und Kaufrequenz**

Die Eignung eines Materials für die Beanspruchungen in der Mundhöhle im klinischen Einsatz kann man beurteilen, indem man Kraft- und Kraftansatzmessungen durchführt.

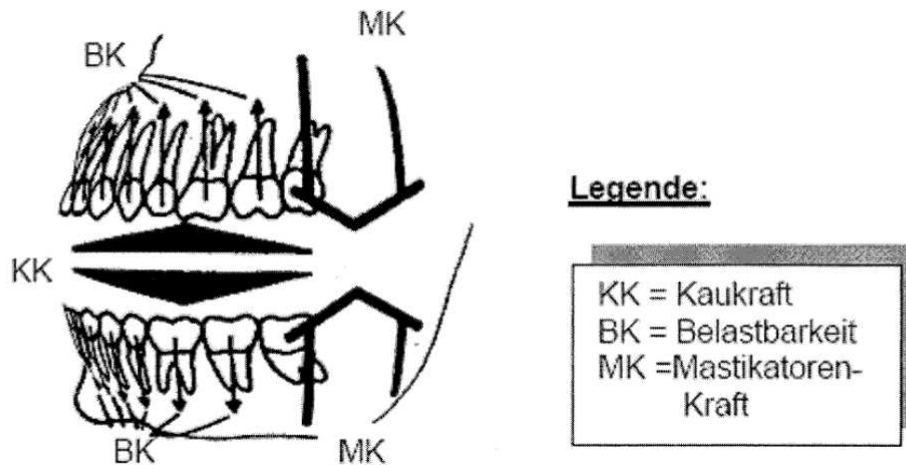


Abb. 2: Das Kauorgan als technische Maschine dargestellt [SCHWICKERATH H. (1976)]

Die gemessenen Werte reichen von 9 bis 750 N pro Einzelzahn [DE-BOEVER (1978), GIBBS (1981)]. Die Werte sind jedoch abhängig von der jeweiligen Versuchs- und Messmethode [KREJCI (1990), HIDAKA (1999)]. Als physiologisch wahrscheinliche Werte, die während des Schluckens und der Mastikation auftreten, gelten Kräfte zwischen 20 N und 160 N [EICHNER (1963), DEBOEVER (1978)]. Bei Parafunktionen wie Bruxismus werden bis zu 1000 N erreicht [TEOH (1998), WALTIMO (1994)]. Die physiologische Ruheschwebe liegt zwischen 2 und 4 mm. Schließt sich der Kiefer, kommt es somit zu Kraftspitzen in Form eines Aufschlagimpulses. Eine Erhöhung des Aufschlagimpulses durch eine Vergrößerung der Mundöffnung hat im Laborversuch nur eine geringe Beeinträchtigung der Prüfkörper zur Folge. Allerdings kommt es vermehrt zu Keramikabplatzungen [GEBHARD (2005)]. In der vorliegenden Untersuchung wurden 4 mm gewählt. In Studien, die eine intraorale Registrierung benutzt haben, wird die Kraft als Funktion der Zeit mit einer symmetrischen Sägezahnkurve mit abgerundeter Spitze beschrieben [KREJCI (1990)]. DE LONG und DOUGLAS (1991) definierten den Betrag der Kraft in Verbindung mit der Zeit als den positiven Teil einer Sinusfunktion. Durchschnittlich kam es zu 58 bis 120 Kauzyklen pro Minute [BATES (1975)]. Die Kaugeschwindigkeit des Unterkiefers wird in Abhängigkeit von der Konsistenz der Nahrung mit circa 95 bis 139 mm/s im Molarenbereich angegeben. In einer Untersuchung von HARRISON (1975) wurde eine maximale Geschwindigkeit von 146,46 mm/s gemessen. Die Geschwindigkeit der Unterkieferbewegungen ist nicht konstant, da beispielsweise beim Aufeinandertreffen der Antagonisten die Bewegung

abgebremst wird. In in-vitro Tests wird aus zeitlichen Gründen die Frequenz möglichst hoch gewählt. Hierbei sollte die elastische Rückstellung der Prüfkörper allerdings noch gewährleistet sein. Die Zeit, in der die Zähne während eines Kauzyklus Kontakt haben, beträgt 0,36 s, danach folgt eine Entlastungsphase von 0,24 s [BATES (1975), CHRISTENSEN (2000), DELONG (1991)]. Es ist umstritten, ob die Aufprallgeschwindigkeit des Antagonisten auf die Oberfläche der Restauration eine Auswirkung auf das Verhalten der Restauration hat. Eine Studie an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik in Regensburg zeigte, dass die Verdopplung der Kaufrequenz keinen signifikanten Einfluss auf keramische Prüfkörper hat [GEBHARD (2005)]. In der vorliegenden Untersuchung wurde für alle Serien eine Frequenz von 1,6 Hz verwendet.

### **2.1.2. Biomechanik von Stift-Stumpfaufbauten in der Oberkieferfront**

Die Kaukräfte werden durch die Kaumuskulatur erzeugt. Die Mandibula wirkt dabei mechanisch gesehen als Hebel, deren Rotationszentrum in der Region des Kiefergelenks liegt, der die entstehenden Kräfte auf die Zähne überträgt. Bei maximaler Interkuspidation haben die Frontzähne idealisiert einen punktförmigen Okklusionskontakt. Der Betrag der übertragenden Kraft ist abhängig von der Größe des Okklusionskontaktes und dem Neigungswinkel der Palatinalfläche des oberen Frontzahnes. Die Kraftrichtung steht senkrecht zur Ebene des Kontaktpunktes auf dem Oberkieferfrontzahn und hängt nicht von der Achsneigung des unteren Frontzahnes ab. Damit kann sich die applizierte Kraft  $F_{app}$  von der auf den Oberkieferfrontzahn eingeleitete Kraft  $F_{real}$  je nach Gestaltung der Palatinalfläche bezüglich Kraftbetrag und Richtung stark unterscheiden.

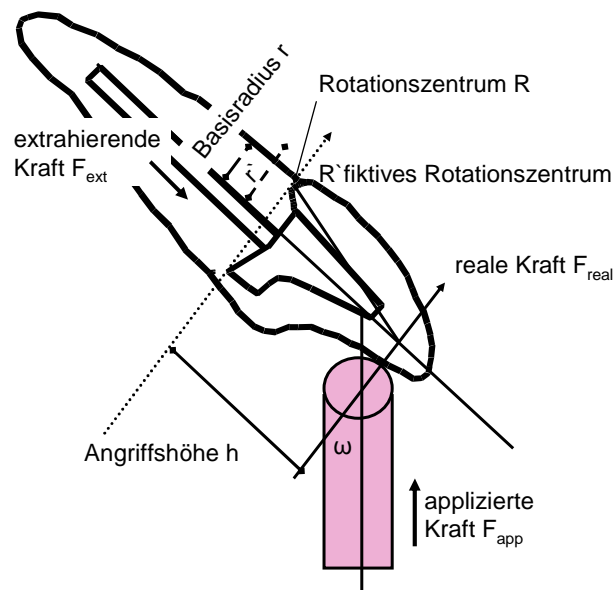


Abb.3: Darstellung der Kräfte und ihrer Richtungen [modifiziert nach BOLDT (2007)]

Wird der Winkel  $\omega$  zwischen der Richtung von  $F_{app}$  und dem Lot auf die Palatinalfläche im Bereich des Okklusionspunktes sehr groß, kann abhängig von der Neigung der Palatinalfläche ein ausgeprägter „Keileffekt“ auftreten. Dies tritt vor allem dann auf, wenn ein knapper vertikaler Überbiss bei fast parallelen Zahnachsen von Ober- und Unterkieferfront vorliegt. Auf die Unterkieferfront wirkt reziprok in oraler Richtung eine fast genauso große extraaxiale Kraft wie  $F_{real}$ . Eine kleine Kraft  $F_{app}$  führt also zu großen Reaktionskräften, was dem Effekt eines keilförmigen Türstoppers gleichkommt. Aus diesem Grund findet man in der Literatur stark streuende Untersuchungsergebnisse bezüglich der Verankerungsfestigkeiten von Stift-Stumpfaufbauten [BOLDT (2007)]. Durch reine „Fassreifen-Präparation“ wird die Keilwirkung der Rekonstruktion jedoch verringert [SORENSEN et al (1990), STANKIEWICZ (2002)].

$F_{real}$  (entstandene Kraft) wird über die künstliche Krone auf den Stift-Stumpfaufbau übertragen und über das Befestigungsmaterial auf die Zahnwurzel weitergeleitet. Die Höhe des Kraftangriffspunktes  $h$  und die Ausdehnung des Aufbaus bzw. der Wurzel in vestibulo-oraler Richtung sind hierbei von Bedeutung. Durch  $F_{real}$  wird der Zahn nach labial belastet und es erfolgt eine Verbiegung nach labial. Der Verbund zwischen Wurzel und Stumpf bzw. Krone wird durch die extraaxiale Kraft auf der

oralen Seite, gegenüber vom Rotationszentrum R bzw. R', als erstes versagen. Über den Hebel r bzw. r' entsteht ein Drehmoment, das eine extrahierende Kraft auf den Stift-Stumpfaufbau ausübt. Der zentrale Risikofaktor für ein Lösen des Verbundes zwischen Restauration und Wurzel ist diese Zugkraft. Durch das Aufbrechen des Siegels am Kronenrand tritt zusätzlich Feuchtigkeit ein, die diesen Vorgang noch beschleunigt.

### **2.1.3. Thermische Wechselbelastung**

In der Mundhöhle kommt es neben der mechanischen Belastung durch das Kauen auch zu einer thermischen Belastung mit starken Temperaturschwankungen. Viele Studien machen sich einen Thermolastwechsel zwischen 5°C und 55°C zu eigen, da dies als klinisch relevanter Bereich zur Evaluation des Langzeiterfolgs dentaler Restaurationen angesehen wird [KERN (1993), KREJCI (1994)]. Zusätzlich kann ein konstanter Wasserwechsel die von den Restaurationen abgetragenen und/oder abgeschliffenen Teilchen, die zwischen den Antagonisten und den Restaurationen zu liegen kommen können und Ursache von Abrasionen sein können, entfernen [ROSENTRITT (2006), GEIS-GERSDORFER (1999)].

### **2.1.4. Antagonisten**

Nachweislich hängt das Verschleißverhalten von Restaurationen auch von der Art der Antagonisten ab [MCKINNEY (1982)]. KREJCI (1990) fordert, im Kausimulator natürliche Zähne als Antagonisten für die Probekörper zu verwenden, um Belastung und Abrasion möglichst genau zu imitieren. Schmelz verursacht einen anderen Verschleiß als die hierfür verwendete Keramik Steatit. Problematisch bei humanen Antagonisten ist, dass sie anatomisch unterschiedliche Okklusalfächen besitzen, die zu unterschiedlichen Belastungsmustern auf den Prüfkörpern führen. Handelt es sich bei den Probekörpern um Keramiken, zeigt Schmelz eine starke Abrasion. Dabei wird die Kontaktpunktfläche mit zunehmender Simulationsdauer größer und die aufgebrachte Kraft nimmt pro Fläche ab. Dies beeinträchtigt die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse. Steatit weist dem Schmelz ähnliche Werte bezüglich Härte und Elastizitätsmodul auf. Es ist gut verfügbar und standardisierbar. Durch derartige Antagonisten auf die Restauration verursachte Scherkräfte waren geringer [DEJAK (2003)]. SCHEUFELE (2000) beobachtete bei der Verwendung von Steatitantagonisten eine geringere Streuung der Messergebnisse. Der Geometrie der

Antagonisten kommt ebenfalls eine bedeutende Rolle zu. Der Druck auf die Kontaktflächen ist abhängig von der Anzahl der Kontaktpunkte. Die Frontzähne werden mit einem durchschnittlichen Interinzisalwinkel von 135° extraaxial belastet. Die Antagonisten treffen palatinal mittig auf die Prüfkörper 2 mm unterhalb der Schneidekante.

## 2.2. Stiftversorgung

Im folgendem ist eine Einteilung der unterschiedlichen Stift-Stumpf-Versorgungen dargestellt.

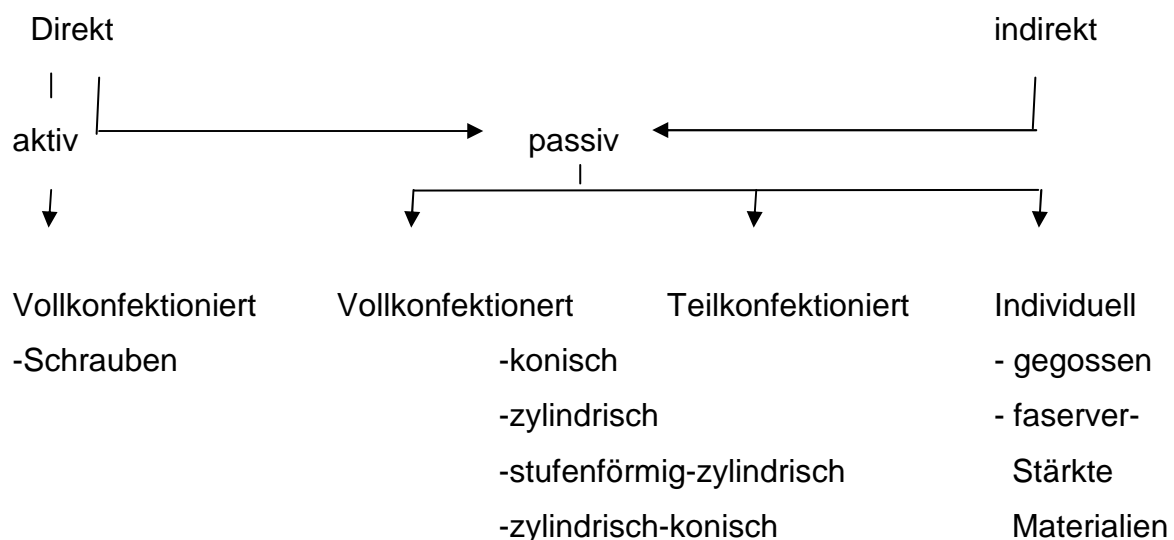


Abb. 4: Klassifizierung von Stift-Stumpf-Aufbauten gemäß Einteilungsentwurf des Arbeitskreises „Aufbaustifte“, Arbeitsausschuss „Füllungswerkstoffe“, Normenausschluss Dental, Deutsches Institut für Normung e.V. (DIN) [modifiziert aus Artikel in Zahnarzt & Praxis von NAUMANN (2007)]

### 2.2.1. Grundlagen

Die Entscheidung, auf welche Weise man einen endodontisch vorbehandelten Zahn definitiv versorgt, hängt vom Zerstörungsgrad und der verbleibenden Restzahnhartsubstanz des Zahnes ab.

Zähne, die lediglich eine zentrale Zugangskavität und kleine Approximaldefekte haben, können ohne Bedenken mit einer Kunststofffüllung verschlossen werden.

Sind jedoch Zahnhalsdefekte, die auch subgingival liegen können, und zerstörte Randleisten, die den Zahn destabilisieren, zu versorgen, sollte dies mit einer



Teilkrone erfolgen. Verbleiben von einem Zahn aufgrund seiner großen Defekte nur noch eine oder gar keine Kavitätenwand, besteht die Indikation einen Stift zu setzen, um die Zahnkrone vor Frakturen zu schützen. Um bei solch tief zerstörten Zähnen eine Ferrule präparieren zu können, kann man eine chirurgische Kronenverlängerung vornehmen. Es wurde gezeigt, dass eine Ferrule von 2 mm den Zahn signifikant stabilisiert [NAUMANN (2005)]. Ebenso ist die verbleibende Restzahnsubstantz am Rand der Zugangskavität über die langfristige Haltbarkeit des versorgten Zahnes entscheidend. Dünne Kavitätenwände schwächen den Zahn signifikant [NAUMANN (2006)].

### **2.2.2. Stiftformen**

Stiftformen können nach verschiedenen Kriterien eingeteilt werden [LAUER et al (1996)]:

- Herstellungsverfahren (individuell, halbkonfektioniert, vollkonfektioniert)
- Form (konisch, zylindrisch, zylindrisch-konisch)
- Verwendetem Material (Titan, Goldlegierung, Keramik, glasfaser-verstärkt)

#### **2.2.2.1. Vollkonfektionierte Stifte**

##### **Aktive Stifte**

Dazu gehören Stifte mit Gewinde, die eine variable Form haben können (konisch, zylindrisch, zylindrisch-konisch). Mit zylindrischen Gewindestiften können die höchsten Retentionswerte erzielt werden [STANDLEE et al. (1992), KURER et al. (1977), RUEMPING et al. (1979)]. Verglichen mit anderen Stiftsystemen können hohe Spannungen in der Wurzel auftreten [STANDLEE et al. (1992)]. Durch diese Spannungsspitzen sind Wurzelfrakturen möglich [CAPUTO et al. (1973), DEUTSCH et al. (1985), HENRY (1977), LINDE (1984), ROLF et al. (1992), STANDLEE et al. (1982), THORSTEINSSON et al. (1992)]. Aus diesen Gründen ist ihre Verwendung heute umstritten.

##### **Passive Stifte**

Diese Stifte können die gleichen Formen wie die aktiven Stifte besitzen, aber ohne Gewinde. Konische Stifte entsprechen am ehesten der Wurzelanatomie und der Kanalaufbereitung, besitzen aber eine geringere Retention im Kanal als zylindrische Stifte [COLLEY et al. (1968), JOHNSON und SAKAMURA (1978)]. NAUMANN et al.

(im Druck) konnten in ihrer klinischen Studie keinen signifikanten Unterschied im Versagen zwischen einem konischem (Dentin Post) und einem zylindrischem Stiftsystem (FibreKor) finden.

	<b>Aktive Stifte</b> (konisch, zylindrisch, zylindrisch-konisch)	<b>Passive Stifte</b>		
	Gewindestifte	Konisch	zylindrisch	zylindrisch-konisch
<b>Vorteile</b>	-höchste Retention -zeitsparend	-gute Passgenauigkeit -wurzelähnliche Form -geringe Wurzel-Schwächung	-höhere Retention als Konische Stifte -gleichmässige Spannungsverteilung	-gute Retention -geringer apikaler Substanzverlust
<b>Nachteile</b>	-Spannungsspitzen bis zur Wurzelfraktur -hoher Substanzverlust	-relativ hoher Substanzverlust im koronalen Bereich -geringe Retention	-erhöhter apikaler Substanzverlust -höhere Perforations-Gefahr	-ungleichmässige Spannungsverteilung
<b>Beispiele</b>	Radix-Anker (Meillefer, D)	ER-System (Brasseler, Lemgo, D)	Parapost Fibre White (Colténe/Whaledent, D)	Cosmopost (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL)

Tab. 1: Vor- und Nachteile verschiedener Stiftsysteme

## 2.2.2.2. Individuelle Stiftsysteme

### Indirektes Verfahren

Beim Herstellungsverfahren gegossener Stiftaufbauten verwendet man Kunststoffstifte als Platzhalter. Die Kunststoffstifte sind meist einem Norminstrument zuzuordnen [MILLER (1982)]. Mit diesem Stift wird eine Abformung erstellt, die als Grundlage für ein Gipsmodell dient. Der Stiftaufbau wird modelliert und in das gewünschte Material umgesetzt [KÖRBER (1985)]. Bei angussfähigen oder anpressfähigen Stifte. Hierbei wird der Aufbau an den Metall- oder Keramikstift modelliert und später gegossen bzw. angepresst.

### Direktes Verfahren

Beim direkten Verfahren wird im Patientenmund ein Aufbau aus ausbrennfähigem Material an den definitiven Stift aus Metall oder Keramik modelliert und im Labor gegossen [MILLER (1982)].

### 2.2.2.3. Halbkonfektionierte Stiftsysteme

Diese Aufbauten werden direkt im Mund der Patienten hergestellt und für die Aufnahme einer prothetischen Versorgung beschliffen [KOVARIK (1992)]. Für die Herstellung des plastischen Aufbaus nutzt man chemisch- oder lichthärtende Kunststoffe, z. B. Tetric EvoCeram (Ivoclar-Vivadent, FL) oder Clearfil Core (Kuraray, Japan). Bei der Auswahl der Stiftmaterialien gibt es mehrere Möglichkeiten. Es werden konfektionierte Stifte aus Titan, Goldlegierung, Keramik und faserverstärktem Komposit eingesetzt.

### 2.2.3. Stiftmaterialien

Vor- und Nachteile der verschiedenen Stiftsysteme sind in der nachfolgenden Tabelle aufgelistet.

	Vorteile	Nachteile
Metall	<ul style="list-style-type: none"><li>- umfangreiches Systemangebot</li><li>- klinische Langzeiterfahrungen</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Korrosionsproblematik</li><li>- ungünstige optische Eigenschaften</li><li>- hohes E-Modul</li></ul>
Faserverstärktes Komposit	<ul style="list-style-type: none"><li>- günstige Biomechanik</li><li>- u.U. revidierbar</li><li>- Biokompatibilität</li><li>- optische Eigenschaften (bei Glasfaserverstärkung)</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- anisotropes Verhalten</li><li>- Flexibilität des Aufbaus</li><li>- hohe WAK-Differenz zur Zahnhartsubstanz</li><li>- unzureichende klinische Langzeiterfahrungen</li></ul>
Zirkonoxidkeramik	<ul style="list-style-type: none"><li>- weiße Farbe</li><li>- Transluzenz</li><li>- Biokompatibilität</li><li>- hohe Festigkeit</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- extrem hohes E- Modul</li><li>- extrem hohe Härte</li><li>- nicht revidierbar</li><li>- unzureichende klinische Langzeiterfahrungen</li></ul>

Tab. 2: Vor- und Nachteile verschiedener Materialien für Wurzelstifte [EDELHOFF, SPIEKERMANN (2003)]

### **2.2.3.1. Metallstifte**

Bis heute sind Stifte und Stiftaufbauten aus Metall das Mittel der Wahl für die Versorgung endodontisch vorbehandelter Zähne mit hohem Destruktionsgrad. Trotz ihres langen klinischen Einsatzes, hat diese Art der Versorgung auch Nachteile.

Nach Studien von BERGMANN (1989) und CREUGERS (1993) liegt die 6-Jahres-Überlebensrate für gegossene Stiftaufbauten bei ca. 90% und für stiftverankerte Kompositaufbauten bei 81%.

Zu den Problemen von Metallaufbauten zählen ästhetischen Gesichtspunkte. Der natürliche Zahn zeichnet sich durch unterschiedliche Reflexion, Brechung und Absorption des Lichtes aus. In Bereichen mit hohem Schmelzanteil bricht das Licht stärker und deshalb erscheint die Schneidekante transluzent. Im zentralen Teil des Zahns überwiegen Reflexion und Absorption, weshalb dieser Teil des Zahnes opaker erscheint [BOSCH (1995), JOHNSTON (1989), WASSON (1992), GOODKIND (1987)]. Bei der Versorgung eines Zahns mit einem metallischen Stiftaufbau kann es zur Verfärbung der umgebenden Gewebe kommen. Man kann dies beobachten, wenn das Licht durch die transluzente Gingiva und Zahnhartsubstanz scheint und reflektiert wird [SIMON und PAFFRATH (1995)].

Ein weiterer unerwünschter Effekt ist die Korrosion des Metalls. Die Korrosionsprodukte können sich in den dentalen und parodontalen Geweben einlagern und zu Verfärbungen bis hin zur Reizung und Entzündung der Gingiva führen [WIRZ und CHRIST (1982), KOUTAYAS und KERN (1999)]. Deshalb werden nur Titanlegierungen und hochgoldhaltige Legierungen verwendet. Aufgrund dieser Nachteile von Metallstiftaufbauten stieg die Nachfrage nach leistungsfähigen Produkten in Hinblick auf Ästhetik und Biokompatibilität. Dies führte zu Entwicklung zahnfarbener Stiftsysteme ohne Metallanteil.

### **2.2.3.2. Keramikstifte**

Die größten Vorteile vollkeramischer Systeme sind die ausgezeichnete Ästhetik und ihre allgemein anerkannte gute Biokompatibilität. Da sich die Transluzenz und Farbe des Keramikstiftes und des Dentins stark ähneln, bleibt die Transparenz vollkeramischer Kronen erhalten. Dadurch scheint der Stift kaum durch. Es kann auch nicht zu Verfärbungen der Gingiva kommen, da Keramik keine Korrosionsprodukte ablagert.

Es stehen gießfähige Glaskeramiken zur Auswahl, bei denen das Kanallumen abgeformt wird (z.B. Dicor, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL). Allerdings ist die Indikation wegen der geringen Festigkeit eingeschränkt [PAUL und SCHÄRER (1996)]. Eine andere Möglichkeit ist die Herstellung aus aluminiumoxid-verstärkter Hartkern-Keramik (z.B. In Ceram, Vita, Bad Säckingen, D). Nachteilig ist hier der zeitliche und technische Aufwand bei der Herstellung zu werten [PAUL und SCHÄRER (1996)]. Zirkonoxidkeramik (z.B. Cosmopost, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) ist für die Herstellung von Wurzelstiften geeignet [LÜTHY et al. (1993)]. Sie zeichnet sich durch eine hohe Festigkeit aus. Deshalb ermöglicht sie die gleichen Stiftdimensionen wie bei Wurzelstiften aus Metall [SIMON und PAFFRATH (1995)]. Bei der Herstellung des Aufbaus aus Keramik kann man zwischen einem direktem und einem indirektem Verfahren wählen. Bei der indirekten Herstellung wird ein Abdruckstift verwendet und darüber der Stumpf abgeformt. Im Labor fertigt man ein Meistermodell an, tauscht den Abdruckstift gegen einen Zirkonoxidstift gleicher Größe aus und modelliert einen Aufbau aus Dentalwachs. Schließlich die Keramik an den eingebetteten Zirkonoxidstift angepresst [WOHLWEND (1990), (A)]. Im direkten Verfahren wird der Zirkonoxidstift im Mund zementiert und der Aufbau aus Komposit modelliert. Zur Befestigung der Stifte verwendet man dualhärtenden Kunststoff, um unabhängig vom Herstellungsverfahren ein vollständiges Aushärten auch in apikalen Bereichen zu gewährleisten.

#### **2.2.3.3. Faserverstärkte Stiftsysteme**

Die Wurzelstifte auf Methacrylat- oder Epoxidharzbasis, entweder durch Glasfasern oder Karbonfasern verstärkt, ermöglichen eine Rekonstruktion zerstörter Zahnstrukturen in seine natürliche Ästhetik. Die Fasern werden bei der Herstellung silanisiert, um eine Verbindung zur Polymermatrix eingehen zu können. Faserstifte deformieren sich unter Belastung bis zu einem gewissen Maß, was die Spannungsverteilung zwischen Stift und Dentin verbessert [BATEMANN, RICKETTS, SAUNDERS (2003)]. Das Risiko für Wurzelfrakturen sinkt [ISIDOR, ODMAN, BRONDUM (1996)]. Stattdessen werden Spannungen im Bereich von Aufbaustift und Zement beschrieben, was den Retentionsverlust des Stiftes zur Folge haben kann [BOLHUIS, DE GEE, FEILZER (2004)]. Glasfasern erhöhen die Ermüdungsfestigkeit des Komposits, was zu einem Verstärkungseffekt führt. Sie sind die Stress aufnehmende Komponente und tragen zum Rissstopp und zur

Rissauslenkung bei. Die Ausrichtung der Fasern zur Matrix ist entscheidend für die Stabilität. Bei unidirektionalen kontinuierlichen Fasern tritt im Gegensatz zu gewobenen Fasern ein anisotroper Verstärkungseffekt ein [BARAN, BOBERICK, MCCOOL (2001)]. Durch die stabilisierende Wirkung wird die Biege- und Zugfestigkeit erhöht, wodurch faserverstärkte Systeme eine dauerhafte Alternative bieten [KRASTEVA (2001)]. Damit ist der Elastizitätsmodul abhängig von der Belastungsrichtung. Ist die Anordnung nicht längs der Belastungsrichtung, kommt es sogar zur Schwächung des Zahnes. Von mehreren Autoren wurde die Theorie entwickelt, dass der Elastizitätsmodul des Stiftes dem des Dentins entsprechen müsse [SORENSEN et al (2001), KING et al (1990), ASSIF et al (1989)]. Die Häufigkeit wiederversorgbarer Frakturmuster wird als Ausdruck eines idealen Elastizitätsmoduls gesehen. Bei Faserstiften ist der Anteil wiederversorgbarer Frakturmuster (Fraktur über der krestalen Knochenkante) eindeutig höher als bei Metallstiften [FOKKINGA et al (2004)].

Für auftretende Wurzelfrakturen werden z.T. extreme Unterschiede zwischen der Rigidität des Aufbaustiftes und des Dentins mit Stresskonzentration in der Wurzel als Ursache gesehen [BOLHUIS, DE GEE, FEILZER (2004)]. Das Phänomen der „Elastizitätsmodulbedingten Kompensation stressinduzierter Wurzelfrakturen“ wurde hier postuliert [LASSILA et al (2004)]. Widersprüchliche Ergebnisse dazu zeigen Finite-Elemente-Untersuchungen. Der stiftaufbaubedingte Stress nimmt hierbei mit steigendem Elastizitätsmodul in der Reihenfolge Glasfaser, Titan, Zirkonoxid ab [ASMUSSEN et al (2005)]. Durch ein steiferes Stiftmaterial kann die Stiftbettpräparation weniger ausgedehnt erfolgen, da der Stiftdurchmesser geringer gewählt werden kann [SORENSEN et al (2001), RAYGOT et al (2001)]. Dadurch wird das bei Eröffnung der Zementfuge entstehende Sekundärkariesrisiko minimiert [LAMBJERG-HANSEN, ASMUSSEN (1997)]. Rigidere Materialien verhindern auch die Verformung des Stift-Stumpf-Aufbaus unter Belastung.

Mit dem Aspekt der reduzierten Stressinduktion bei der Belastung von Faserstiften geht eine verminderte Belastbarkeit im Vergleich zu Metallstiften einher [TORBJORNER, FRANSSON (2004)]. So weisen faserverstärkte Stifte eine signifikant niedrigere Belastbarkeit als gegossene Aufbauten auf [FOKKINGA et al (2004)].

Ein Vorteil gegenüber den Keramikstiften besteht darin, dass die Faserstifte revidierbar sind, falls erneut eine endodontische Behandlung nötig wäre. Dies ist in 19 bis 44% aller Fälle notwendig [TRONSTAD et al. (2000)].

Die Stifte ermöglichen es dem Zahnarzt, Restzahnhartsubstanz zu erhalten. Dies erscheint bei einer unvermeidlichen endodontischen Therapie am wichtigsten [KRASTEVA (2001), FERNANDES und DESSAI (2001)], und sichert bei adäquater Retention und adhäsiver Befestigung sehr gute ästhetische und klinische Ergebnisse [SCOTTI et al. (2000), FREEDMANN (1996), FREDERIKSSON et al (1998), FRIEDLER und LEINFELDER (1999), BELVEDERE und LAMBERT (1999)]. Beispiele für glasfaserverstärkte Stifte sind die in dieser Studie verwendeten Stifte.

Faserverstärkte Stifte werden als radioopake Kohlefaserstifte schwarz (Cytec Carbon, Hahnenkratt, D), als Hybridstifte (Kohle-Quarzfaser) bis hin zu transluzenten reinen Glasfaserstiften (Postec, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) angeboten [FERRARI et al. (2001)].

### **2.3. Adhäsive Verbundmechanismen**

Sämtliche Befestigungs- und Füllungskomposite sowie Kompomere würden ohne ein Verbundsystem nicht an Schmelz und Dentin chemisch haften. Es wäre kein bakteriendichter Verschluss zwischen Zahn und Restauration möglich, was eine Prädilektionsstelle für Karies und Randverfärbungen bedeuten würde. Durch den fehlenden Verbund käme es durch die Polymerisationsschrumpfung zur Spaltbildung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz. Das macht ein Eindringen von Bakterien möglich, die Karies verursachen können.

#### **2.3.1. Verbund Komposit-Schmelz**

Einen dauerhaften Verbund zwischen Schmelz und Komposit zu erzielen gelang erstmals BUONOCORE (1955). Er gilt als Begründer der Schmelz-Ätz-Technik. Durch die Schmelzkonditionierung mit 37%-iger Phosphorsäure erzeugt man ein mikromechanisches Relief [BUONOCORE (1955), SHETH und JENSEN (1988)]. Durch den Ätzvorgang gehen die oberen 10 µm des Schmelzes verloren. Histologische Veränderungen findet man bis zu 30-50 µm [HELLWIG (1999), BRONWASSER et al., (1991)]. Dabei kommt es auch zu einer Vergrößerung der Oberfläche, zu einer besseren Benetzbarkeit und zur gesteigerten Reaktionsfähigkeit des Schmelzes. Trägt man nun einen niedrigviskosen Schmelzhaftvermittler

(Adhäsiv, Bond) auf, kommt es nach dem Aushärten zum mikromechanischen Haftverbund durch unter sich gehende Geometrie des Schmelzes und durch Aufschumpfen des Kunststoffes auf die Schmelzzotten (rheologischer Effekt) [HELLWIG (2007)]. Es werden Haftwerte zwischen 20-30 MPa je nach Meßmethode erzielt [JANDA (1994)].

### **2.3.2. Verbund Komposit-Dentin**

Ein Problem besteht darin, das hydrophile Dentin mit dem hydrophoben Kunststoff zu verbinden. Die größte Schwierigkeit ist die Schmierschicht, die bei der Kavitätenpräparation entsteht und sich in den Dentintubuli festsetzt. Sie besteht aus Dentinstaub, denaturiertem Kollagen und Teilen von Odontoblastenfortsätzen [LUTZ und PHILLIPS (1983), NAKABAYASHI (1991)]. Man wendet hier Dentinhaftvermittler an, die in der Lage sind diese Schicht zu penetrieren. Ein weiteres Problem ist die intrinsische Feuchtigkeit, die es erschwert einen Verbund zwischen Dentin, Adhäsiv und Befestigungskomposit herzustellen [GÜß (2003)]. Die heutigen Dentinadhäsivsysteme bestehen aus Konditioner, Primer und Adhäsiv oder deren Gemische.

Konditioner lösen das Kollagennetz teilweise oder ganz auf und entfernen es. Sie beinhalten beispielsweise Zitronensäure (10%), Phosphorsäure (10-40%), Salpetersäure (4%), Maleinsäure (2-4%) oder Komplexbildner wie EDTA (5-6%) [JOHNSON et al. (1991)].

Primer sind bifunktionelle Monomere (gelöst in Wasser, Ethanol und Aceton), die nach dem Verdunsten des Lösungsmittels auf dem Dentin verbleiben und die Dentinoberfläche für die Aufnahme des Komposits hydrophob machen. Selbstkonditionierende Primer vereinen Konditionierer und Primer in einer Komponente. Allerdings werden hier nur organische Säuren (z.B. Maleinsäure 0,8-4%) eingesetzt, die zur Repräzipitation der Schmierschicht, der teilweisen Demineralisation des Dentins und der teilweisen Freilegung des Kollagennetzes führen [HALLER (1994)].

Adhäsive enthalten amphiphile Mono- und Dimethacrylate mit freien Methacrylat-Doppelbindungen für die Kopolymerisation mit dem Kunststoff und eine chemisch aktive Gruppe zur Haftung am Dentin, die in die so vorbehandelte Oberfläche eindringen. Dabei bilden sie eine Hybridschicht aus [NAKABAYASHI (1991)].



Abhängig davon, inwieweit die Schmierschicht erhalten wird, gibt es drei verschiedene Verbundmechanismen zwischen Komposit und Dentin:

a) Erhalt der Schmierschicht:

Dabei dringen die hydrophilen Moleküle des Dentinhaftvermittlers in die Schmierschicht ein und der Dentin-Komposit-Verbund erhält durch Auspolymerisieren eine geringe Eigenfestigkeit [VAN MEERBEEK et al. (1992)].

Es kann Wasser in diese eindringen, was langfristig die Haftfestigkeit reduziert [Wissenschaftliche Dokumentation Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (1998)].

b) Vollständige Auflösung der Schmierschicht:

Durch Säuren oder Komplexbildner wird die Schmierschicht komplett entfernt. Die Dentintubuli darunter werden eröffnet, das intertubuläre Dentin wird demineralisiert und Kollagen wird freigelegt. Das Dentinadhäsiv dringt in die Kanäle ein, bildet eine Hybridschicht bestehend aus hydrophilen Monomeren und Kollagen und retentive Kunststoffzapfen „tags“ aus [VAN MEERBEEK et al. (1992), FERRARI und DAVIDSON (1996), PERDIGAO und LOPEZ (1999)].

Es kommt zur Erhöhung der Dentinpermeabilität, Denaturierung von Kollagenfasern und manchmal zu einer tiefer als die Penetration des Adhäsivs reichenden Dekalzifizierung, was als Nachteil zu sehen ist [Wissenschaftliche Dokumentation Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (1999)].

c) Teilweise Auflösung der Schmierschicht:

Bei dieser Art der Dentinvorbereitung enthält das Dentinadhäsiv demineralisierende Bestandteile (z.B. Maleinsäure). Die Schmierschicht löst sich auf, die Dentintubuli werden eröffnet und das Kollagen im intertubulären Dentin wird freigelegt. In der Phase, in der sich die Schmierschicht in Lösung befindet, infiltrieren die hydrophilen Monomere die Tubuli und bilden Tags aus. Während des Trocknens fällt ein Teil der Schmierschicht wieder aus und wird von Monomer durchsetzt [VAN MEERBEEK et al (1992), FERRARI und DAVIDSON (1996)].

Die entstehende peritubuläre Hybridschicht ist dünner und die Schmierschicht ist bei dieser Technik sehr variabel [Wissenschaftliche Dokumentation Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (1999)].

### **Verbund Stift-Stumpfaufbau-Wurzeldentin**

An dieser Stelle findet sich eine Schwachstelle eines stiftversorgten Zahnes. Die höchsten Kräfte treten bedingt durch die extrahierenden Kräfte hauptsächlich am labialen Kronenrand auf und nicht direkt im Bereich des Stiftes und belasten besonders den relativ schwachen Dentin-Komposit-Verbund. Es treten erste Risse auf. Die gleiche Zugbelastung wirkt dann auf die verbliebene kleinere Verbundfläche ein. Es kommt zu einer weiteren Rissausbreitung. Es können Feuchtigkeit und Bakterien eintreten, die die Wurzel und den Stift angreifen und es zu einem Versagen des Stift-Stumpfaufbaus kommt [BOLDT et al (2007)].

### **2.3.3. Syntac-System**

Das Zweiphasen-System Syntac Classic (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) besteht aus dem selbstkonditionierendem Konditionierer „Syntac Primer“ und dem Adhäsiv „Syntac Adhäsiv“. Das System wurde in dieser Studie angewandt und beruht auf der vollständigen Entfernung der Schmierschicht („Total Etch“).

Die Tabelle beinhaltet die Zusammensetzung des Primers:

<b>Bestandteile</b>	<b>Gew.%</b>
Tetraethylenglycoldimethacrylat	25
Maleinsäure	4
Dimethylketon	41
Wasser	30

Tab. 5: Syntac System [Wissenschaftliche Dokumentation Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (1998)]

In der folgenden Tabelle sind die Bestandteile des Adhäsivs aufgelistet:

<b>Bestandteile</b>	<b>Gew.%</b>
Polyethylenglycoldimethacrylat	35
Maleinsäure	<0,01
Glutaraldehyd (50%)	10
Wasser	55

Tab. 6: Syntac System [Wissenschaftliche Dokumentation Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL (1998)]

#### **2.3.4. Verbund Komposit-Keramik**

Keramikoberflächen sind chemisch oder mechanisch konditionierbar und Glaskeramiken wie Empress II sind darüber hinaus anätzbar. Dafür verwendet man Säuren, die Fluorionen enthalten, wie z.B. 10%iges Ammoniumbifluorid, 5%ige Flusssäure oder ein Gemisch aus Fluss-, Salpeter- und Salzsäure. Durch die Säure wird die Glasmatrix der Keramik selektiv aufgelöst. Danach ragen die säureresistenten Leuzitkristalle als mikroretentives Muster aus der Oberfläche heraus. Dies verbessert den mechanischen Keramik-Komposit-Verbund [CALAMIA et al. (1984), STANGEL et al. (1987), LACY et al. (1988), MÜLLER (1988), NOACK et al. (1990)]. Durch Silanisieren nach dem Ätzen schafft man zusätzlich einen chemischen Verbund. Silane sind bifunktionelle Moleküle, die einerseits mit ihren reaktiven Hydroxylgruppen mit der Siliziumdioxidschicht auf der Keramikoberfläche und andererseits mit ihren Methacrylatgruppen mit der organischen Matrix des Komposits einen chemischen Verbund eingehen [CALAMIA und SIMONSEN (1984), JANDA (1992), MÜLLER (1988)].

Oxidkeramiken sind nicht anätzbar [CALAMIA (1984), CLAUS (1980), KERN und THOMSON (1994), MÜLLER (1988)].

## **2.4. Befestigungsmaterialien**

Befestigungskomposite besitzen eine organische Matrix aus Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), Triethylen-Glycol-Dimethacrylat (TEGDMA) oder Urethandimethacrylat (UDMA), in die anorganische Füllkörper eingebettet sind. Diese Kunststoffe unterscheiden sich in der Art der Aushärtung: chemisch, licht- oder dualhärtend. Zum Zementieren von Keramikinlays [ROULET (1997b), MOLIN (2000), PALLESEN (2000)] und –onlays [FRADEANI (1997), FRANKENBERGER (2000), FELDEN (2000), OTTO (2002)] werden zumeist dualhärtende Befestigungskomposite aufgrund ihrer zuverlässigen Haftwerte [BRAGA (1999)], ihrer hohen Festigkeitswerte [UCTASIL (1994), KNOBLOCH (2000)] und einer ausreichenden Radioopazität [ATTAR (2003)] empfohlen. Besonders bei Versorgungen mit einer Schichtstärke von mehr als 3 mm [KRAMER (1991), PLATT (1999)] und ebenso bei dunkleren Farben und opaken Keramiken [UCTASIL (1994)] ist es wichtig, dualhärtende Kompositzemente zu verwenden, damit die Polymerisation auch in den tieferen Anteilen gewährleistet wird. Befestigungskomposite können auch nach der Größe ihrer Füllpartikel eingeteilt werden: Makrofüller (Füllkörpergröße ca. 10  $\mu\text{m}$ ), Hybridkomposite (2-3  $\mu\text{m}$ ), Mikrofüller (0,04  $\mu\text{m}$ ) und Feinpartikelhybridkomposite (<1  $\mu\text{m}$ ) [HELLWIG (1999b)]. Zum Zementieren von Keramikinlays werden überwiegend Feinpartikelhybridkomposite verwendet [VAN MEERBEEK (1994)].

### **2.4.1. Variolink II**

Variolink II ist ein dualhärtender, röntgenopaker, adhäsiver Befestigungszement für Vollkeramik- und Kompositrestaurationen. Dieses Befestigungssystem wird für das Einsetzen von IPS Empress II Vollkeramik- Restaurationen empfohlen [Wissenschaftliche Dokumentation Variolink II Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL]. Die Partikelgröße der Füllstoffe beträgt 0,04-3,0  $\mu\text{m}$ , wobei die mittlere Partikelgröße 0,7  $\mu\text{m}$  beträgt. Variolink II ist in 6 Base-, 2 Katalysatorfarben und 3 Viskositätsstufen verfügbar.

In der Tabelle ist die Zusammensetzung von Variolink II in Gewichtsprozent aufgelistet:

<b>Standardzusammensetzung</b> (in Gew.%)	<b>Base</b>	<b>Katalysator</b> <b>Dick</b>	<b>Katalysator</b> <b>Dünn</b>
<b>Monomer gesamt</b> (in Gew.%)	<b>26,3</b>	<b>22</b>	<b>27,9</b>
Bis-GMA	13,1	6,6	6,6
Urethandimethacrylat	11	5,5	5,5
Triethylenglycoldimethacrylat	13,9	<b>7</b>	<b>7</b>
<b>Füller gesamt (in Gew.%)</b>	<b>73,4</b>	<b>77,2</b>	<b>71,2</b>
Bariumglasfüller, silanisiert	38,4	42,2	36,2
Ytterbiumtrifluorid	25	25	25
Mischoxid, silanisiert	5	5,2	5
Ba-Al-Fluor-Silikatglas	5	5	5
Katalysatoren und Stabilisatoren	0,3	0,8	0,9
Pigmente	<0,1	<0,1	<0,1

Tab. 7: Zusammensetzung [Wissenschaftliche Dokumentation Variolink II Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL].

#### 2.4.2. Heliobond

Heliobond (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) ist ein Haftvermittler, der die Schmelzätztechnik optimieren soll. Er besteht aus 60 Gew.% Bis-GMA und 40 Gew.% TEGDMA und wird in der adhäsiven Füllungstechnik angewandt [Gebrauchsinformation Heliobond Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL]. In dieser Studie wurde es als eine Komponente des Befestigungssystems zum Zementieren der Stifte und der Keramikronen angewendet.

#### 2.4.3. Monobond S

Monobond S (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) ist ein Haftsilan, dessen bifunktionelle Moleküle mit einer funktionellen Gruppe an die SiO<sub>2</sub>- Schicht der Keramik anbindet und mit der anderen Gruppe, einer polymerisationsfähigen Methacrylgruppe, an das Bondingmaterial anbindet. Es setzt sich aus aus 1 Gew.% 3-Methacryloxypropyl-

Trimethoxysilan und 99 Gew.% 1:1 Lösung Wasser/Ethanol (pH 4 eingestellt) zusammen [Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL].

#### **2.4.4. Clearfil New Bond**

Dieser selbsthärtende Haftvermittler wird in Kombination mit dem Stumpfaufbaumaterial Clearfil Core angewendet. Er basiert auf der Total-Etch-Technik und stellt den Verbund zu Schmelz und Dentin her. Dieses System kann mit chemisch- und lichthärtenden Kompositen benutzt werden. Mischt man es mit Porcelain Bond Activator, kann man einen direkten Verbund zu Metallen, Amalgam und Keramik erzeugen.

### **2.5. Stiftaufbau aus Komposit**

#### **2.5.1. Tetric EvoCeram**

Tetric EvoCeram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) ist ein lichthärtendes Hybridkomposit. Die Glasmikrofüller mit einer durchschnittlichen Partikelgröße von 0,6 µm und Nanopartikel verbessern die Verschleißfähigkeit. Für die Farbanpassung an die Zahnhartsubstanz ist ein organischer Farbstoff, kovalent verknüpft mit Siliziumdioxidpartikel im Nanobereich, verantwortlich. Ytterbiumfluorid garantiert die Röntgenopazität des Komposits. [Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL].

Die jeweiligen Gewichtsprozent der Standard-Zusammensetzung sind der Tabelle zu entnehmen:

<b>Standard-Zusammensetzung</b>	<b>Gew.%</b>
Bis-GMA, Urethandimethacrylat, ethoxiliertes Bis-EMA	16,8
Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid	48,5
Präpolymer	34,0
Additive, Katalysatoren und Stabilisatoren	0,7
Pigmente	<0,1

Tab. 3: Standardzusammensetzung von Tetric Evo Ceram [Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL]

Die physikalischen Eigenschaften des Kunststoffes sind im folgendem beschrieben:

<b>Physikalische Eigenschaften</b>	
Biegefestigkeit (MPa)	120
Biegemodul (MPa)	10000
Druckfestigkeit (MPa)	250
Vickershärte (MPa)	580
Wasseraufnahme ( $\mu\text{g} \times \text{mm}^{-3}$ )	21,2
Wasserlöslichkeit ( $\mu\text{g} \times \text{mm}^{-3}$ )	<1
Röntgenopazität (%Al), Standard-Farben	400
Röntgenopazität (%Al), Bleach L, M, XL	300
Röntgenopazität (%Al), Bleach I	200
Durchhärtungstiefe (mm), Schmelzfarben	>2
Durchhärtungstiefe (mm), Dentinfarben	1,5
Transparenz (%), je nach Farbe	6,5-20
Dichte ( $\text{g} \times \text{cm}^{-3}$ )	2,1

Tab.4: Physikalische Eigenschaften von Tetric Evo Ceram [Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL]

### 2.5.2. Clearfil Core

Clearfil Core (Kuraray, J) ist ein selbsthärtender Stumpfaufbaukomposit mit hoher Druckfestigkeit und einer Materialhärte, die der von Dentin ähnlich ist. Aufgrund des Aushärtungsmechanismus kann man von einem zuverlässigen Durchhärten des Aufbaus ausgehen. Die Farbe des Kunststoffes ist ästhetisch ansprechend und kontrastiert zum natürlichen Zahn. Der Komposit besitzt gute adhäsive Eigenschaften und verfügt über eine gute Radioopazität. Man kann damit sowohl vitale als auch bereits wurzelgefüllte Zähne versorgen. Der Kunststoff ist einfach zu verarbeiten und wirtschaftlich in seiner Anwendung. Für dieses Material waren keine Daten der Zusammensetzung und Eigenschaften verfügbar.

## **2.6. Keramik**

### **2.6.1. Definition der Keramik**

Keramik ist als anorganischer, nichtmetallischer Werkstoff definiert, der schwer wasserlöslich ist und aus mindestens 30% kristalliner Struktur besteht. Die Rohmaterialien werden meist über 800°C gebrannt und erhalten dabei ihre Werkstoffeigenschaften:

- hohe Härte (Druckfestigkeit)
- geringe Zug- und Biegefestigkeit
- Spröbruchverhalten
- Dauerfestigkeit bei Zug- oder Biegebeanspruchung, die aber durch Risswachstumsphänomene (unterkritisches Risswachstum, meist durch herstellungsbedingte Gefügefehler und bearbeitungsinduzierte Mikrodefekte entstanden) eingeschränkt wird.

Nach SCHÜLLER und HENNICKE (1985) werden Keramiken je nach chemischer Zusammensetzung (Oxide, Nichtoxide) und atomarer Anordnung (glasig-amorph, kristallin) in silikatische, oxidische und nichtoxidische Keramiken unterteilt.

Grundsätzlich unterscheiden sich dentalkeramische Massen, sog. Feldspatkeramiken, vom normalen Porzellan aus den Grundkomponenten Quarz, Feldspat und Kaolin durch einen erhöhten Feldspatanteil (Kalifeldspat oder Natronfeldspat) zur Verbesserung der Viskosität und durch Zusätze, die die Farbgebung (Metalloxide), die Schmelztemperatur (Karbonate und Phosphate) und den thermischen Ausdehnungskoeffizienten (Leuzit) beeinflussen [MARXKORS (1993), ROSENBLUM (1997)].

Silikatkeramiken bestehen zum großen Teil aus einer amorphen Glasmatrixphase aus Siliziumdioxid, in der kristalline Partikel (z.B. Leuzit) dispers verteilt sind. Sie werden auch als Glaskeramik bezeichnet und stellen eine besondere Werkstoffgruppe dar, da bei erhöhten Temperaturen aus der Glasphase Kristalle entstehen können [HAHN, (1992)]. Diesen Vorgang nennt man Keramisierung. Die Restaurationen werden gemäß dem Lost-Wax-Verfahren hergestellt. Dabei werden zunächst Glasrohlinge gegossen und anschließend keramisiert [SCHMALZ et al. (1994)].

Oxidkeramiken haben eine kristalline Struktur und sind, anders als konventionelle Dentalkeramiken, einphasige Materialien ohne nennenswerten Silikatanteil.



$\text{Al}_2\text{O}_3$ -,  $\text{MgO}$ -,  $\text{ZrO}_2$ -,  $\text{MgAl}_2\text{O}_4$  –(Spinell-) und  $\text{TiO}_2$ -Keramiken sind Beispiele dieser Werkstoffgruppe und werden auch als Hochleistungskeramiken bezeichnet. Die genannten Oxide werden auch in andere Keramiken eingebracht, um deren Festigkeit zu verbessern (oxidverstärkte Keramik) [HAHN (1996), KAPPERT (1999)]. Nichtoxidische Keramiken sind aufgrund ihrer schwarzen Farbe nicht zur Versorgung verlorener Zahnhartsubstanz geeignet [HAHN (1992)].

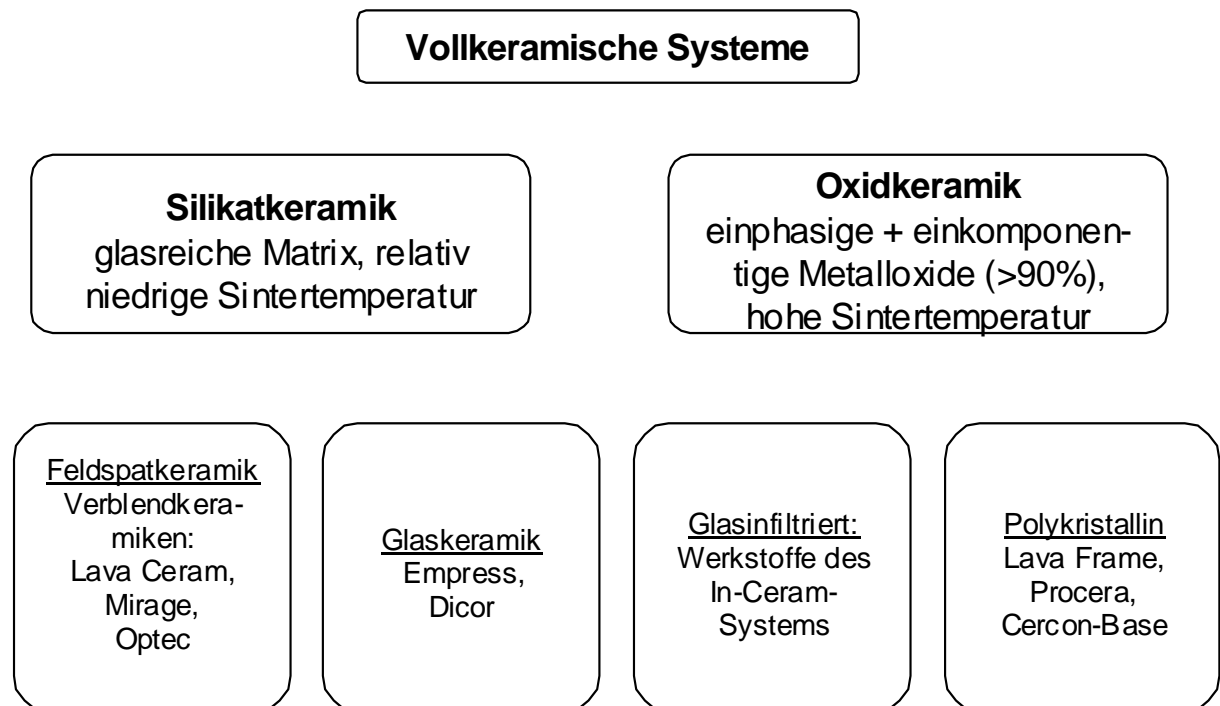


Abb. 5: Übersicht vollkeramischer Systeme

Keramiken finden ihren Einsatz in der Zahnmedizin bei der Restauration von Zähnen wegen ihrer zahlreichen Vorzüge:

- Biokompatibilität [WEBER (1992)]
- Ästhetik [LÜTHY (1996)]
- Mundbeständigkeit [ANNUSAVICE (1996)]
- Geringe Plaqueanlagerung [WEBER (1992)]
- Geringe thermische Leitfähigkeit [MARXKORS (1993)]

### **2.6.2. Schichttechnik IPS Empress II**

Dieses Keramiksystem besteht aus einer Gerüst- und einer Schicht-Glaskeramik.

#### **a) Gerüstwerkstoff**

Es handelt sich um eine Lithiumdisilikat- Glaskeramik auf der Basis eines  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$  Systems. Sie besitzt eine hohe Festigkeit und Transluzenz. Im kristallinen Gefüge von IPS Empress II finden sich vor allem längliche ca. 0,5-5  $\mu\text{m}$  große Lithiumdisilikat-Kristalle und daneben 0,1-0,3  $\mu\text{m}$  große Lithiumorthosphosphat-Kristalle. Die Keramik ist mit Flusssäure anätzbar.

#### **b) Schichtkeramik (Sinter-Glaskeramik)**

Diese Keramiken dienen zur Verblendung der Gerüstkeramik. Es gibt Dentin-, Schneide-, Impuls-, Transpa- und Effekt- Massen in Form von Pulver. Die kristalline Phase dieser Glaskeramik setzt sich aus Apatit-Kristallen (Fluorapatit) zusammen. Die Schichtkeramik verbessert Transluzenz, Helligkeit und Lichtstreuung der Restauration, so dass höchästhetische Ergebnisse möglich werden [WISSENSCHAFTLICHE DOKUMENTATION (1999), Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein]. IPS Empress II Sintermassen setzen sich vor allem aus  $\text{SiO}_2$  und  $\text{Al}_2\text{O}_3$  zusammen [EDELHOFF und SPIEKERMANN (1999)].

### **2.7. Klinische Studie**

Setzt man exakte Messmethoden voraus, sind klinische Studien als sehr aussagekräftig einzustufen [EDELHOFF (1999)]. Nachteilig daran ist, dass sich trotz eines hohen personellen und finanziellen Aufwandes wegen hoher Abweichungen der Ergebnisse oft nur wenig zufriedenstellende Ergebnisse erzielen lassen [KUNZELMANN (1990), LAMBRECHTS (1987), LUTZ (1984)].

Im folgendem sind die Daten der klinischen Studie von NAUMANN et al (2005 und 2008) für die in dieser Untersuchung verwendeten Stiftsysteme aufgeführt. Für die Teilnahme an der Studie mussten bestimmte Ausschlusskriterien erfüllt werden: Es musste eine symptomfreie Wurzelfüllung (apikal mind. 4 mm verbleibend) vorhanden sein. Patienten mit einer unbehandelten fortgeschrittenen chronischen Parodontitis wurden ausgeschlossen. Eine weitere Bedingung für die Teilnahme war eine Zahnbeweglichkeit  $\leq$  Grad 2. Eine Einwilligung des Patienten zu regelmäßigen Untersuchungsintervallen zu erscheinen musste vorliegen.

Das Ausmaß des Knochenverlustes in der Nähe der Restauration und die Größe und Ausdehnung des Defektes (z.B. die Anzahl der restlichen Wände für die Adhäsion

des Stumpfaufbaus oder stark aufgeweitete Pulpenkaven) waren keine Ausschlusskriterien. Es wurde eine 2 mm hohe wurzelumfassende Stufe präpariert, sofern es möglich war. Es wurden aber keine chirurgischen Maßnahmen zur Verlängerung der klinischen Zahnkronen durchgeführt, um in jedem Fall eine Wurzelumfassung zu erzielen. Die endgültigen Versorgungen der behandelten Zähne wurden von Zahnmedizinstudenten der Zahnklinik des Charité Campus Virchow Klinikum innerhalb der ersten drei Monate nach Stiftinsertion im Rahmen des Kursprogramms hergestellt.

Es wurden folgende Versagensmuster definiert:

- Retentionsverlust des Stiftes
- Vertikale oder horizontale Wurzelfraktur
- Fraktur des Stiftes
- Endodontische Probleme
- Änderungen des Behandlungsplans
- Versagen des Stumpfaufbaus

Als häufigstes Versagensmuster trat die Stiftfraktur auf. Am zweithäufigsten war ein Retentionsverlust des Stiftes. In letzteren Fällen konnten die Zähne in derselben Art und Weise wieder neu versorgt werden. Je zwei vertikale und horizontale Wurzelfrakturen konnten nicht erneut versorgt werden. Die Ausfallraten der verschiedenen Stiftsysteme schienen konstant verteilt über die beobachtete Zeitspanne zu sein [NAUMANN et al. (2005 und 2008)].

Im folgenden sind die Untersuchungsergebnisse für die Stiftsysteme Dentin Post, FibreKor und Luscent Anchors im einzelnen dargestellt.

### 2.7.1. Dentin Post

NAUMANN et al. (2005 und 2008) untersuchte 20 Front- und Eckzähne des Oberkiefers, die mit faserverstärkten Stiften des Typs Dentin Post (Komet, Lemgo, D) versorgt waren. Der Untersuchungszeitraum erstreckte sich über 48 Monate. Am Ende dieser Periode waren noch 80% der versorgten Zähne unversehrt. Es kam nach 6 Monaten zum ersten Retentionsverlust, nach 9 und 17 Monaten zu je einer Stifffraktur und nach 39 Monaten löste sich zum zweiten Mal ein Stift. Insgesamt verblieben 16 Stifte unversehrt in situ.

Die Tabelle zeigt die Art der Ausfälle und die Überlebensrate (prozentual und in der Anzahl) zum jeweiligen Zeitpunkt der Nachuntersuchung:

Dentin Post (klinische Daten)				
Monate der Nachunter-suchung	Retentions-Verlust	Stifffraktur	Anzahl der überlebenden Zähne	Überleben In Prozent
0	0	0	20	100%
6	1	0	19	95%
9	0	1	18	90%
17	0	1	17	85%
36	0	0	17	85%
37	0	0	17	85%
38	0	0	17	85%
39	1	0	16	80%
40	0	0	16	80%
48	0	0	16	80%

Tab. 8: Art der Ausfälle und Überlebensrate

### 2.7.2. FibreKor

17 Zähne der Studie wurden mit FibreKor-Stiften (Jeneric/Pentron, Wallingford, USA) versehen. Nach der 48-monatigen Beobachtungszeit lag die Überlebensrate bei 41%. Bei 3 Zähnen kam es nach 20, 28 und 31 Monaten zum Retentionsverlust des Stiftes, bei einem Zahn nach 11 Monaten zur Wurzelfraktur und bei weiteren 5 Zähnen frakturierten die Stifte nach 14, 16, 19, 24 und 35 Monaten. Nach 36 Monaten löste sich einmalig der Verbund zwischen Aufbau und Dentin. 7 der Zähne wiesen nach diesem Zeitraum keinen Schaden auf.

Im folgenden sind die Ausfallarten und das Überleben (prozentual und in der Anzahl) im Verlauf des Untersuchungsintervalls dargestellt:

FibreKor (klinische Daten)						
Monate der Nachunter- suchung	Retention s- Verlust	Wurzelfrakt ur Quer	Stiftfrakt ur	Adhäsiv Auf- bau/ Dentin	Anzahl der überlebende n Zähne	Überlebe n In Prozent
0	0	0	0	0	17	100%
11	0	1	0	0	16	94%
14	0	0	1	0	15	88%
16	0	0	1	0	14	82%
19	0	0	1	0	13	76%
20	1	0	0	0	12	71%
24	0	0	1	0	11	65%
28	1	0	0	0	10	59%
31	1	0	0	0	9	53%
35	0	0	1	0	8	47%
36	0	0	0	1	7	41%
43	0	0	0	0	7	41%
44	0	0	0	0	7	41%
46	0	0	0	0	7	41%
48	0	0	0	0	7	41%

Tab. 9: Art der Ausfälle und Überlebensrate

### 2.7.3. Luscent Anchors

In der klinischen Studie wurde 18-mal der Stift Luscent Anchors (Dentatus, New York, USA) eingesetzt. Nach 56 Monaten betrug die Überlebensrate 67%. Nach 14 Monaten trat ein Retentionsverlust auf und in drei Fällen frakturierte der Stift nach 11, 26 und 36 Monaten. Je einmal löste sich der adhäsive Verbund zwischen Aufbau und Dentin nach 40 Monaten bzw. zwischen Dentin und Stift nach 34 Monaten.

In der nachfolgenden Tabelle sind die verschiedenen Arten der Ausfälle, die auftraten, und die Überlebensrate (prozentual und in der Anzahl) zum jeweiligen Monat der Nachuntersuchung aufgeführt:

Luscent Anchors (klinische Daten)						
Monate der Nachuntersuchung	Retentions-Verlust	Stiftfraktur	Adhäsiv Stiftaufbau	Adhäsiv Aufbau/Dentin	Anzahl der überlebenden Zähne	Überleben In Prozent
0	0	0	0	0	18	100%
11	0	1	0	0	17	94%
14	1	0	0	0	16	89%
26	0	1	0	0	15	83%
34	0	0	1	0	14	78%
36	0	1	0	0	13	72%
40	0	0	0	1	12	67%
45	0	0	0	0	12	67%
46	0	0	0	0	12	67%
49	0	0	0	0	12	67%
50	0	0	0	0	12	67%
51	0	0	0	0	12	67%
52	0	0	0	0	12	67%
55	0	0	0	0	12	67%
56	0	0	0	0	12	67%

Tab. 10: Art der Ausfälle und Überlebensrate

## **2.8. Weitere Studien**

Zu diesem Gebiet der Prothetik gibt es weitere klinische Untersuchungen und zahlreiche in-vitro-Studien, von denen im folgendem je zwei beispielhaft vorgestellt werden.

### **2.8.1. In vivo**

Die retrospektive Studie von PEUTZFELD et al (2007), basiert auf Daten aus privaten Praxen. Dazu wurden Fragebögen an diese verteilt. Man wollte so eine Vielfalt von Faktoren erfassen, die zu einem Versagen einer stiftverankerten Versorgung führen. Bei diesem Versuchsaufbau lässt sich anders als bei randomisierten kontrollierten Studien nicht genau feststellen, welche Parameter Einfluss ausüben. Man erhält lediglich einen „Mischparameter“, durch den es zum Versagen kommt. Es wurden alle beschriebenen Versagensmuster von stiftverankerten Restaurationen charakterisiert und analysiert. Über einem Zeitraum von 3 Jahren wurden von 171 Zahnärzten 260 Fragebögen gesammelt. Die Zeitspanne eines eingesetzten Zahnersatzes bis zu seinem Versagen lag zwischen 3 Monaten und 38 Jahren. Die durchschnittliche Überlebenszeit betrug 11 Jahre. 61% der beschädigten Versorgungen waren 10 Jahre oder kürzer im Einsatz. Zahnfrakturen traten am häufigsten auf, gefolgt von Stiftverlust und Stiftfraktur. Konische Stifte wiesen ein höheres Risiko zur Zahnfraktur auf als zu Verlust oder Fraktur des Stiftes. Das relative Risiko einer Zahnfraktur stieg mit der Zeitspanne, über die die Restauration bis zu ihrem Versagen in der Mundhöhle war. Bei männlichen Patienten trat häufiger eine Stiftfraktur auf als bei weiblichen Patientinnen. Basierend auf den Daten dieser Untersuchung lässt sich zusammenfassen, dass konische Stifte ein höheres Risiko zur Zahnfraktur aufweisen als zylindrische Stifte.

Folgende Tabelle zeigt die auftretenden Ausfallarten über die unterschiedlichen Einsatzzeiträume der Versorgungen im Patientenmund:

Einsatzzeitraum in Jahren	Ausfälle			Gesamt
	Zahnfraktur	Stiftfraktur	Stiftverlust	
0-1	5	4	6	15
2-5	14	15	11	40
6-10	18	8	17	43
11-20	27	2	14	43
21-38	18	3	5	26
Gesamt	82	32	53	167

Tab. 11: Einsatzzeitraum und Versagensmuster

In einer prospektiven klinischen Studie von MALFERRARI et al (2003) wurde die Tauglichkeit von quarzfaser-verstärkten Epoxidstiften untersucht. Der Untersuchungszeitraum betrug 30 Monate. Bei 132 Patienten wurden 180 wurzelbehandelte Zähne mit Aestheti-Plus Quarzfaserstiften versorgt. Die Zementierung erfolgte adhäsiv. Der direkte Aufbau wurde aus Komposit hergestellt und die abschließende Versorgung erfolgte mit Vollkeramik- oder Metallkeramikronen. Als Ausfall wurden Retentionsverlust, Stiftfraktur, Fraktur des Aufbaus, Wurzelfraktur und Dezementierung von Kronen oder Prothesen gewertet. Die Patienten wurden nach 6, 12, 24 und 30 Monaten nachuntersucht. Nach 2 Wochen trat ein kohäsives Versagen auf, welches den Rand des Kompositaufbaus mit betraf. Nach 2 Monaten kam es zu 2 adhäsiven Brüchen zwischen dem Zement und dem Wurzelkanalentin. Alle 3 Ausfälle traten bei dem Entfernen der provisorischen Kronen auf und konnten wieder versorgt werden. Es wurde keine Dezementierung von Kronen oder Prothesen und keine Frakturen von Zähnen, Stiften oder Aufbauten beobachtet. Die Ausfallquote betrug nach 30 Monaten 1,7%. Somit zeigen Quarzfaserstifte in dieser klinischen Studie gute klinische Erfolge.

Im folgendem sind die weiteren in der Literatur zu findenden Studien kurz erwähnt:



MONTICELLI et al (2003) untersuchte 225 Prämolaren mit einer Versorgung aus Glasfaserstiften und Vollkeramikkkronen über 2-3 Jahre. 3,5% der Stifte lösten sich und 6 Zähne wiesen apikale Läsionen auf.

Eine Studie von CREUGERS et al (2005) umfasste 319 Zähne. Es wurden verschiedene Versorgungen gewählt: gegossene Stiftaufbauten, direkte Stiftaufbauten mit Komposit und Restaurationen ohne Stifte. Diese wurden dann bezüglich ihres Überlebens verglichen. Das Überleben der Zähne war unabhängig von der Art des Aufbaus, jedoch abhängig von der verbliebenen vertikalen Zahnhartsubstanz.

Die Tabelle enthält eine Übersicht über die in der Literatur gefundenen klinischen Studien, deren Untersuchungszeiträume, die Anzahl der untersuchten Stiftversorgungen und die Ausfallquoten (prozentual und in der Anzahl):

Studie	Zeitraum	Anzahl der Versorgungen	Ausfälle	Ausfälle in %
NAUMANN et al	79 Monate	149	41	27,5
PEUTZFELD et al	36 Monate	256	167	65,2
MALFERRARI et al	30 Monate	180	3	1,7
MONTICELLI et al	36 Monate	225	8	3,5

Tab.12: Übersicht über die klinischen Studien

### 2.8.2. In-vitro

In der Untersuchung von NEWMAN et al (2003) wurden die Auswirkungen von 3 faserverstärkten Stiftsystemen auf die Bruchfestigkeit und die Art des Versagens wurzelbehandelter Zähne verglichen. Dazu wurden 90 mittlere obere menschliche Schneidezähne mit verschiedenen Stiftsystemen versorgt. Zusätzlich wurde bei den Prüfgruppen zwischen engen und aufgeweiteten Kanälen unterschieden. Die Gruppen wurden mit FibreKor, Luscent Anchors und Parapost (als Kontrollgruppe) mit einem Durchmesser von 2,0 mm versorgt. Für die Prüfgruppen mit den aufgeweiteten Kanälen wurden identische Stifte verwendet.

In der Tabelle sind die Bruchfestigkeiten für die einzelnen Prüfgruppen dargestellt:

Prüfgruppen	Bruchfestigkeit
FibreKor „enger Kanal“	-
FibreKor „aufgeweiteter Kanal“	90,4 (+/-17,6)N
Luscent Anchors „enger Kanal“	129 (+/-16,4)N
Luscent Anchors „aufgeweiteter Kanal“	128,7 (+/-26,9)N
ParaPost (Kontrollgruppe)	183,3 (+/-32,7)N

Tab. 13: Bruchkräfte [N]

Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass die Bruchwerte des Stahlstiftes ParaPost signifikant höher waren als die der faserverstärkten Stiftsysteme. Trotzdem wiesen die faserverstärkten Stifte aufgrund ihres Versagensmusters eine schützende Wirkung auf die verbliebene Zahnhartsubstanz auf.

In der Studie von ABDUL SALAM et al (2006) wurden die Bruchfestigkeiten und die Versagensmuster von wurzelbehandelten Zähnen, die mit faserverstärkten Stiften und Titanstiften versorgt wurden, verglichen. 60 einwurzlige, menschliche Unterkieferprämolaren wurden in zwei Prüfgruppen und eine Kontrollgruppe aufgeteilt. Die Wurzelstiftlänge betrug immer 9 mm. Die Probekörper wurden für 3 Wochen in physiologischer Kochsalzlösung gelagert und anschließend einer Kausimulation unterzogen. Es wurde kein signifikanter Unterschied der Bruchfestigkeiten zwischen den faserverstärkten Stiften und den Titanstiften gefunden. Die Überlebensrate der Kontrollgruppe ohne Stift war signifikant niedriger. Es bestand kein signifikanter Unterschied in der Zahl der Ausfälle zwischen den beiden Prüfgruppen. Bei glasfaserverstärkten Stiften trat signifikant häufiger ein Versagen von Stift und Aufbau auf, bei Titanstiften ein Versagen von Wurzel und Aufbau und bei der Kontrollgruppe ein Versagen der Krone. Quarzfaser-Stifte zeigten häufiger ein Versagen des Stiftes und Titanstifte häufiger eine Wurzelfraktur.

### 3. Fragestellung

Menschliche obere Front- und Eckzähne wurden endodontisch versorgt und anschließend mit verschiedenen Glasfaserstiften, identischen Aufbauten und denselben Vollkeramikkrone versorgt. Ziel der Studie war es die klinischen Überlebensraten stiftversorgter Zähne mit den Ausfällen in der in-vitro Simulation zu vergleichen, um eine Korrelation zwischen den klinischen Daten und der Kausimulation durch Variation des Simulationsparameters „Kaukraft“ abzuschätzen.

Es stellt sich die Frage, in welchem Maße die klinisch beobachteten Ausfälle im Rahmen einer in-vitro Kausimulation nachgestellt werden können, um bereits vor dem Einsatz am Patienten aussagekräftige Daten über die zu erwartende Haltbarkeit im Patientenmund zu gewinnen.

### 4. Material und Methode

#### 4.1. Versuchsdesign im Überblick

Es wurden als Probekörper 48 obere menschliche Schneide- und Eckzähne in die Studie aufgenommen. Je 16 davon wurden mit analogen Stiftsystemen (Dentin Post, FibreKor, Luscent Anchors) versorgt. Im ersten Durchlauf wurden 8 Probekörper je System simuliert (Parameter: 5°-55°C, **25N**, 1,6Hz für 1,2Mio Kauzyklen und 6000 Thermozyklen). In dieser Zeit traten sehr geringe Schäden an den Probekörpern auf, weshalb die Zähne zunächst einer vierwöchigen Wasserlagerung unterzogen wurden und anschließend erneut mit denselben Parametern simuliert wurden. Die gewonnenen Ausfallraten wurden mit den Daten der klinischen Studie verglichen. Es wurde eine Korrelation berechnet und anhand der Ergebnisse die Kausimulationsparameter angepasst für den zweiten Durchlauf (neue Parameter: 5°-55°C, **50N**, 1,6Hz für 1,2Mio Kauzyklen und 6000 Thermozyklen). Anschließend wurden die Serien bezüglich Bruchkräfte, Frakturmuster und Anzahl der Ausfälle ausgewertet und mathematische Betrachtungen und Korrelationen durchgeführt. Die Ergebnisse wurden miteinander verglichen und interpretiert.

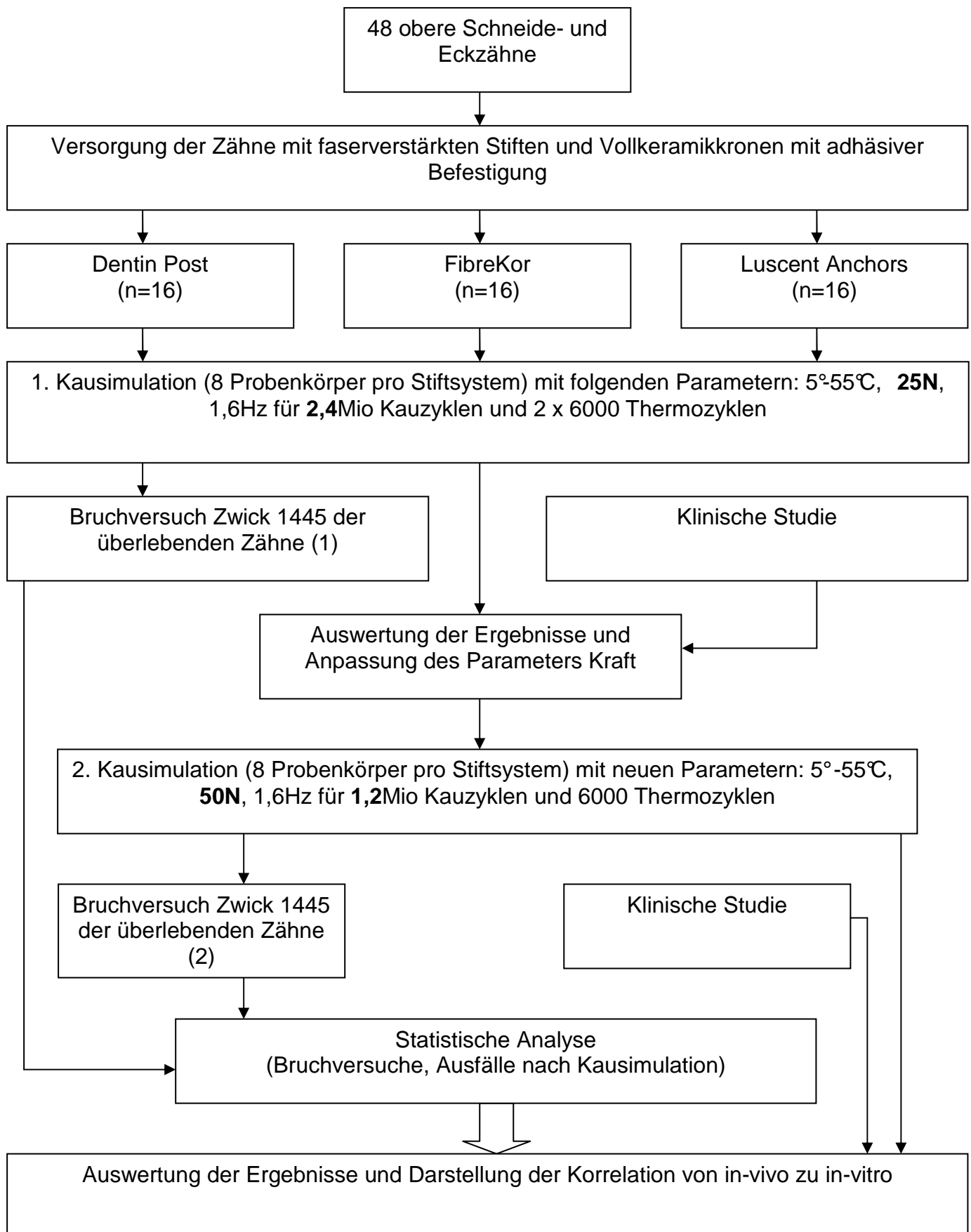


Abb. 6: Versuchsdesign im Überblick

Es wurden Zähne für die Prüfkörperherstellung verwendet, die mit einem künstlichen Parodontium versehen wurden. Die Präparation aller Zähne erfolgte in Form einer zirkulären, innen abgerundeten Hohlkehle, die für die Aufnahme von Vollkeramikkrone vorgesehen war. Die Zähne erhielten eine Versorgung aus verschiedenen konfektionierten Glasfaserstiften. Die Präparation für die Stifte erfolgte entsprechend den Herstellerangaben mit den dafür vorgesehenen Normbohrern. Anschließend wurden die Stifte adhäsiv befestigt und mit identischen Kompositaufbauten versorgt, die mit Hilfe eines Kunststofftieftziehkäppchens erstellt wurden. Für alle Prüfkörper wurden Vollkeramikkrone angefertigt, die mittels Adhäsivtechnik eingegliedert wurden. 24 Stunden nach dem Einsetzen wurden die Probenkörper versäubert. Die Zähne wurden einer Kausimulation und einem anschließendem Bruchversuch unterzogen.

#### **4.2. Einteilung der Prüfserien**

Insgesamt wurden 6 Serien hergestellt. Die Einteilung der Serien zu je 8 Prüfkörpern erfolgte randomisiert. Hierfür wurden 3 verschiedene Stiftsysteme verwendet. Die Serien wurden in zwei Gruppen unterteilt, in denen die 8 Prüfkörper pro Serie mit je einem der drei Stiftsysteme versorgt wurden. Gruppe 1 wurde mit folgenden Parametern simuliert: 5°-55°C, **25N**, 1,6Hz für **1,2Mio** Kauzyklen und 6000 Thermozyklen. Nach dieser Simulation traten nur sehr geringe Schäden auf, weshalb die Prüfkörper für 4 Wochen in Wasser gelagert wurden und anschließend einer erneuten Simulation mit denselben Parametern unterzogen. Gruppe 2 wurde nach der Korrelation mit den angepassten Parametern belastet: 5°-55°C, **50N**, 1,6Hz für **1,2Mio** Kauzyklen und 6000 Thermozyklen. Die eingesetzten Stiftsysteme Dentin Post (Komet, Lemgo, D), Fibre-Kor-Post (Jeneric Pentron, Wallingford, USA) und Luscent Anchors (Dentatus, New York, USA), wurden auch in der zu vergleichenden in-vivo-Studie verwendet. Die Länge der Stifte betrug bei allen Probenkörpern 10 mm. Bei der Wahl des Stiftdurchmessers wurde aus den vom Hersteller angebotenen Größen jeweils ein mittlerer Durchmesser ausgewählt. Bei Dentin Post war der Durchmesser ISO rot, bei Fibre-Kor-Post 1,5 mm und bei Luscent Anchors 1,75 mm (blau).

Folgende Tabelle fasst die verwendeten Stiftsysteme, Adhäsivsysteme, den benutzten Befestigungskomposit und Kompositzement.

Serien	1 und 2		
Gruppen	I/IV	II/V	III/VI
Name Stift	Dentin Post	FibreKor-Post	Luscent Anchors
Hersteller	Komet	Jeneric Pentron	Dentatus
Form	konisch, glatt entspr. ER- System	zylindrisch, mit Retentions- Rillen	konisch, glattwandig
Durchmesser	ISO rot	1,5 mm	1,75 mm (blau)
Länge Stift im Kanal	10 mm		
Adhäsiv	Syntac Classic		
Zementierung Stift	Variolink II		
Aufbau (Adhäsiv)	Adhäsiv für Clearfil New Bond: selbsthärtender Haft- vermittler für Zahnschmelz und Dentin auf Grundlage der Total Etch Technik Bonding Agent Catalyst: 932 Bonding Agent Universal: 042 Hersteller: Kuraray Europe, G		
Aufbau (Zement)	Cavex Clearfil Core New Bond (adhäsiver Komposit- zement für Stiftaufbauten) Hersteller: Kuraray Europe, G		

Tab. 14: Einteilung der Prüfgruppen

#### 4.3. Sockeln der Zähne und Herstellen des künstlichen Parodontiums

48 menschliche und annähernd gleich große obere mittlere Inzisivi und Eckzähne, die zuvor in 0,5%-iger Chloraminlösung (ISO-Norm TR11405, 1994 (E)) gelagert wurden, kamen zum Einsatz. Zuerst wurden sie von Geweberesten, Zahnstein und Konkrementen mittels Sandstrahlgerät (PG 360/4, Harnisch&Rieth, Winterbach, D) befreit. Die Sockelung und die Herstellung des künstlichen Parodontiums erfolgten nach dem von SCHARNAGEL et al. (1997) angegebenen Prinzip. Dabei wurde das

Parodontium durch eine zwischen Zahn und Sockel befindliche 0,75 mm dicke Schicht aus Polyether-Abformmaterial simuliert. Zunächst wurde ein Platzhalter in der gewünschten Schichtstärke geschaffen. Ein Tauchwachs BelleWax (KerrLab) wurde dafür in dem Tauchgerät Micro Dura Dip (Girrbach, Pforzheim, D) auf 100°C erwärmt. Die Zahnwurzeln wurden darin dreimal eingetaucht, das erste Mal für 2sec, das zweite Mal zweimal für 1sec und gleichmäßig wieder herausgezogen. Nach Erkalten des Wachses wurden die Zähne senkrecht in einem transparenten Kaltpolymerisat (Palapress Vario Transparent, Hereaus-Kulzer, Wehrheim, D) gesockelt. In Höhe des Zahnhalses wurde der Kunststoff plan geschliffen und mit einer Einkerbung als Rotationsschutz für den Konter versehen. Anschließend stellte man einen Konter über den Zahnkronen und den Kunststoffsockeln aus Hartgips Moldano blau (Hereaus Kulzer, Hanau, D) her. Nach dem Aushärten und Versäubern des Gipses wurde der Prüfkörper in 90°C heißes Wasser gelegt, um das Wachs zu erweichen und so Sockel und Konter trennen zu können. Die Krone des Zahns war nun im Konter gefasst und die Wurzel wurde manuell und mittels des Dampfstrahlers Aquaclean 3 (Degussa Dental, Hanau, D) von Wachsresten gereinigt. Die Wurzel und das im Kunststoffblock entstandene Lumen wurden für 15 s bei 2 bar Druck in einem Sandstrahlgerät (P-G 360/3, Harnisch&Rieth, Winterbach, D) mit Korund der Partikelgröße 120 µm (Harnisch&Rieth, Winterbach, D) bei einem Druck von 4bar oberflächlich angeraut. Anschließend wurden die Wurzel und das Lumen mit Universaladhäsiv (Fa. Heraeus Kulzer, Hanau, D) bepinselt und das Lumen mit dem Polyether-Abformmaterial Impregum F (3M Espe, Seefeld, D) beschickt. Der Zahn im Gipskonter wurde entsprechend der eingefrästen Einkerbung in die künstliche Alveole reponiert und das Aushärten des Abformmaterials abgewartet. Daraufhin sprengte man den Konter aus Gips mit einer Gipsschere ab und säuberte die Zähne. Somit konnte eine definierte Schichtstärke des Abformmaterials hergestellt werden, die die Funktion eines künstlichen Parodontiums erfüllt. Um einen Winkel von 135° zwischen Zahnachse und Druckstempel des Kausimulators, was dem Interinzisalwinkel im Mund entspricht, zu erhalten, wurden die Proben in einem Winkel von 45° zur Tischebene getrimmt und dann erneut in dem durchsichtigen Kunststoff (Palapress Vario Transparent, Hereaus Kulzer, D) gesockelt. Das Ergebnis waren Prüfkörper mit künstlichem Parodont und einem Interinzisalwinkel von 135° zum Druckstempel. Dies entspricht am weitestgehendsten der klinischen Situation.

#### 4.4. Kanalpräparation

##### 4.4.1. Vorbereitung der Zähne

Um vergleichbare Probenkörper zu erhalten, wurde die Präparation der Zähne mittels eines standardisierten Verfahrens durchgeführt. Zunächst wurden die Zähne mittels des Parallelfräsgeräts F1 (Degussa Dental, Hanau, D) in vertikaler Höhe auf ein verbleibendes Niveau von 2 mm Zahnhartsubstanz gekürzt. Die 1 mm tiefe Stufe wurde mit einem Standardbohrer (012, Brassler, Lemgo, D) im „Fassreifendesign“ angelegt. Nun wurden die Kanäleingänge dargestellt. Die Kanäle wurden mit Headström-Feilen der ISO-Größen 15-40 (Roeko, Langenau, D) aufbereitet und mit Guttapercha (Dentsply de Trey, Konstanz, D) und Sealer AH Plus (Dentsply de Trey, Konstanz, D) abgefüllt. Zuletzt wurden die Kanäle auf einer Länge von 10 mm mit den speziellen Bohrern des jeweiligen Systems erweitert und so für die Aufnahme der Wurzelstifte vorbereitet.

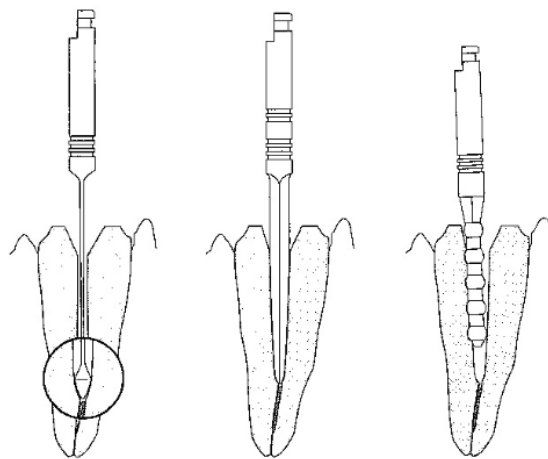


Abb. 7: Vorgehen bei Wurzelkanalpräparation

[aus Gebrauchsanleitung von Luscent Anchors Wurzelstiften]



#### 4.4.2. Dentin Post

Dentin Post (Komet, Lemgo, D) ist ein konischer Stift aus Epoxidharz. Die Glasfasern (60% im Anteil) sind für einen besseren Verbund silanisiert und zumeist in gleichlaufender Richtung zur Erhöhung der Festigkeit angeordnet. Es wurden Stifte der Größe ISO rot verwendet.

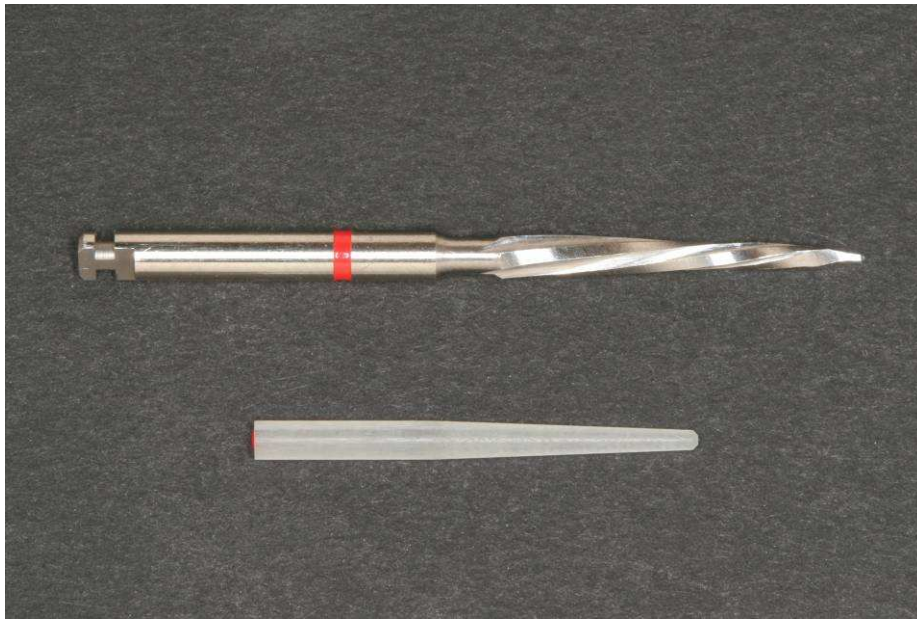


Abb. 8: Dentin Post Kanalerweiterer 196 und Wurzelstift

Die Wurzelfüllung wurde zuerst mit dem Pilotbohrer 183LB entfernt, der Kanal mit dem Erweiterer 196 präpariert und schließlich mit dem Aufrauinstrument 196D (Komet, Lemgo, D) angeraut.

Die Tabelle zeigt die Materialeigenschaften dieses Stiftsystems:

Biegebruchfestigkeit	550 MPa (experimentell ermittelt) 1500-1600 MPa (Wert nach ISO 14125)
Elastizitätsmodul	30 GPa

Tab. 15: Materialeigenschaften

#### 4.4.3. FibreKor-Stift

Die Form dieses Stiftes ist zylindrisch und die Oberfläche ist geriffelt. Der verwendete Stift hatte einen Durchmesser von 1,5 mm.

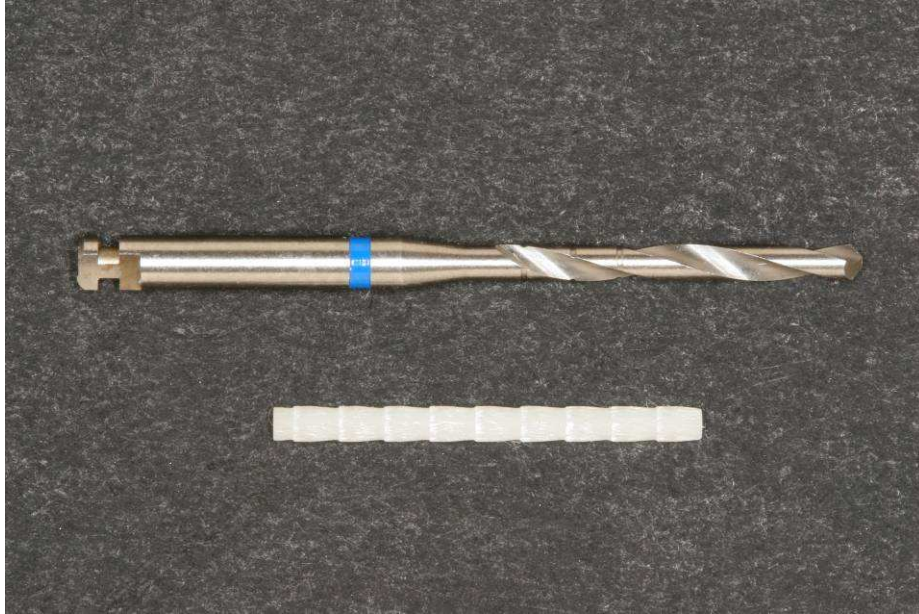


Abb. 9: FibreKor Normbohrer und Wurzelstift

Die Erweiterung der Kanäle erfolgte mit speziellen Normbohrern (Jeneric/Pentron, Wallingford, USA). Die Kanäle wurden sukzessiv auf 1,00 mm (rot), 1,25 mm (gelb) und auf 1,5 mm (blau) erweitert.

Im Folgenden sind die physikalischen Eigenschaften des Stiftes zusammengefasst:

Glasfaseranteil	42% des Gewichts
Füllung	29% des Gewichts
Harzanteil	29% des Gewichts
Verbindungsfestigkeit	
(mit Bond-1 Primer/Adhesive)	26,50 MPa
Durchschnittliche Bruchfestigkeit	71,99 kg
Elastizität	29,20 GPa
Biegezugfestigkeit	990 MPa
Druckfestigkeit	340 MPa
Zugfestigkeit	1200 MPa

Tab. 16: Physikalische Eigenschaften

#### 4.4.4. Luscent Anchors

Diese glasfaserverstärkten Stifte besitzen eine zylindrisch-konische Form. Der Durchmesser des verwendeten Stiftes betrug 1,75 mm und seine Gesamtlänge 19 mm. Die apikalen 12 mm des Stiftes sind konisch.

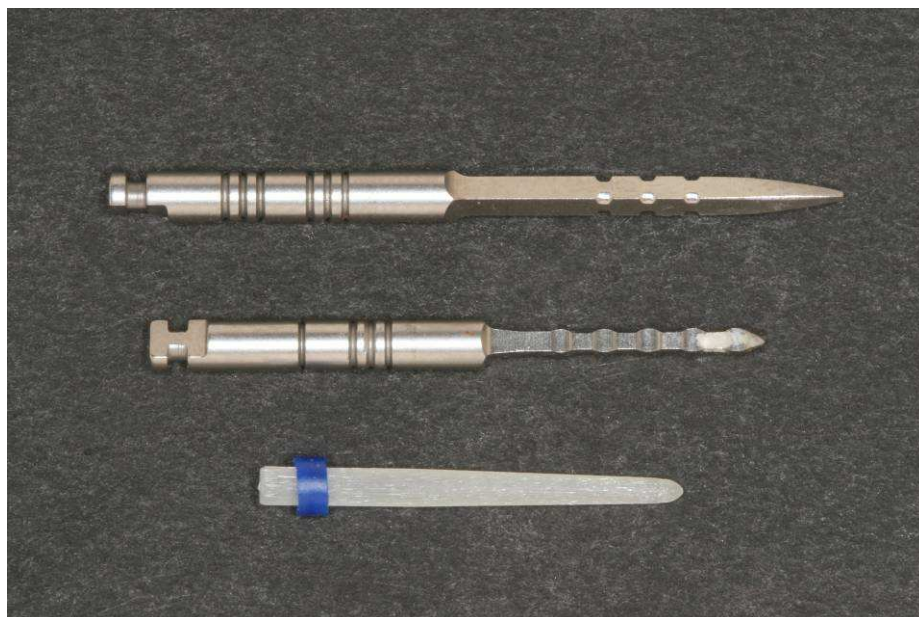


Abb. 10: Luscent Anchors Realer, Probos II Bohrer und Wurzelstift

Nach der Vorbereitung der Kanäle mit Headström-Feilen mit einem auf 10 mm Länge markiertem Realer (Dentatus. New York, USA) erweitert. Abschließend wurden mit einem Probos II Bohrer (Dentatus, New York, USA) im dicksten Bereich der Wurzel leichte horizontale Kerben eingefräst, die eine zusätzliche Interlockverankerung schaffen.

In der Tabelle werden die physikalischen Eigenschaften des Stiftes aufgeführt:

Biegefestigkeit	890 MPa
E-Modul	40550 MPa

Tab. 17: Mechanische Eigenschaften

#### 4.5. Adhäsive Befestigung der Wurzelstifte

Zuerst wurde der Stift in die dafür präparierte Kavität einprobiert und mit einer feinen Diamantscheibe gekürzt.

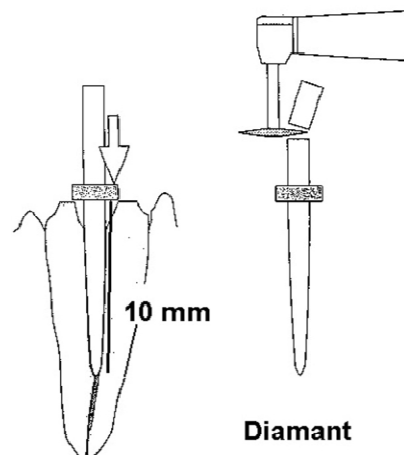


Abb. 11: Vorbereitung des Stiftes

[modifiziert aus Gebrauchsanleitung Luscent Anchors]

Um einheitliche Bedingungen zu schaffen, wurden alle drei Stiftsysteme mit dem Rocatec-Verfahren (3M Espe, Seefeld, D) silikatisiert. Dafür wurden die Stifte mit 70%-igem Alkohol gereinigt und im ersten Arbeitsschritt mit der ersten Komponente Rocatec PRE (Aluminiumoxid, 110 µm) unter 2,5bar 10sec lang bestrahlt. Als Zweites wurden die Stifte mit Rocatec-PLUS (Aluminiumoxid 110 µm mit

Kieselsäure) aus 1 cm Abstand bei 2,5bar für 15sec tribochemisch beschichtet. Zuletzt erfolgte die Silanisierung der Stifte mit dem Haftsilan Monobond S (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL).

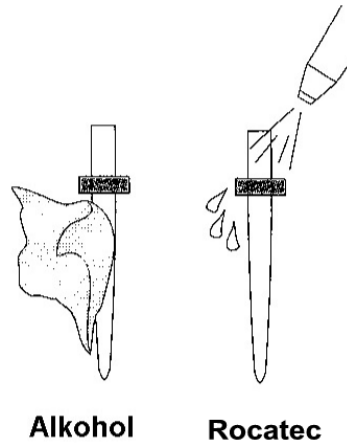


Abb. 12: Behandlung der Stifte mit Rocatec  
[modifiziert aus Gebrauchsanleitung Luscent Anchors]

Anschließend wurde das präparierte Dentin 15 sec mit 37% Phosphorsäure (Total Etch, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) angeätzt, mit Wasser abgespült und mit dem Luftbläser getrocknet. Zusätzlich wurden die Känale mit Papierspitzen (Roeko, Langenau, D) getrocknet, um das restliche Wasser zu entfernen.

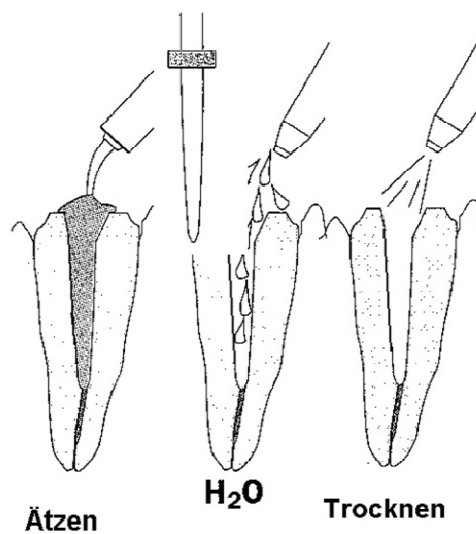


Abb. 13: Vorbereitung der Kavität  
[modifiziert aus Gebrauchsanleitung Luscent Anchors]

Die Dentinoberfläche wurde nun für 15 sec mittels eines Einmalpinsels mit Syntac Primer (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) bepinselt, die Überschüsse verblasen und mit Druckluft getrocknet. Als zweites wurde das Dentin mit Syntac Adhäsiv (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) benetzt, 10 sec belassen und erneut verblasen. Als letztes wurde Heliobond appliziert, mit ölfreier Druckluft dünn verteilt und zunächst nicht lichtgehärtet. Die Zähne wurden nun lichtgeschützt aufbewahrt. Anschließend wurde der dualhärtende Befestigungskomposit Variolink II im Verhältnis 1:1 von Basis- zu Katalysatorpaste auf dem Anmischblock für 10 sec angemischt und auf die Stifte appliziert.

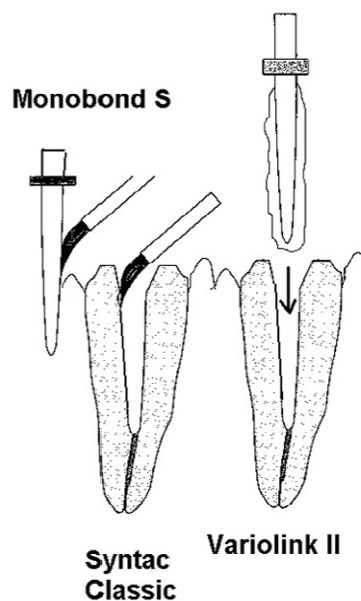


Abb. 14: Zementieren des Stiftes

[modifiziert aus Gebrauchsanleitung Luscent Anchors]

Die Lichthärtung erfolgte erst, nachdem der mit Variolink II beschickte Stift mit pumpenden, leicht drehenden Bewegungen in den Kanal eingeführt wurde und die herausquellenden Überschüsse mit einem Microbrush (KerrHawe, Bioggio, Switzerland) entfernt wurden, für 40 sec unter axialem Druck auf den Stift. Es wurde ein Lichthärtegerät vom Typ Heliolux DLX (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) verwendet. Der Stift wurde dann im entlasteten Zustand ein zweites Mal für 40 sec lichtgehärtet.

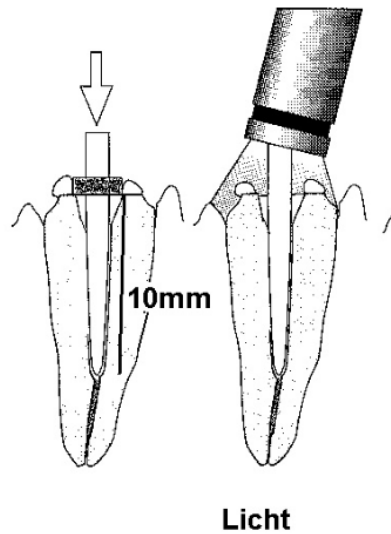


Abb. 15: Aushärtung des Komposits  
[modifiziert aus Gebrauchsanleitung Luscent Anchors]

#### 4.6. Herstellung der Stumpfaufbauten

##### 4.6.1. Herstellung der Dublierform

Damit eine einheitliche Größe bei den Stiftaufbauten gewährleistet war, wurde ein Modellstiftaufbau mit folgenden Abmessungen angefertigt:

Höhe Aufbau bukkal	5,0 mm
Höhe Aufbau palatinal	2,0 mm
Durchmesser mesio-distal	3,0 mm
Durchmesser bukkolingual	5,0 mm
Inzisale Breite	2,0 mm
Zirkuläre abgerundete Stufenpräparation	1,0 mm

Tab. 18: Maße für die Aufbauten aus Clearfil Core New Bond

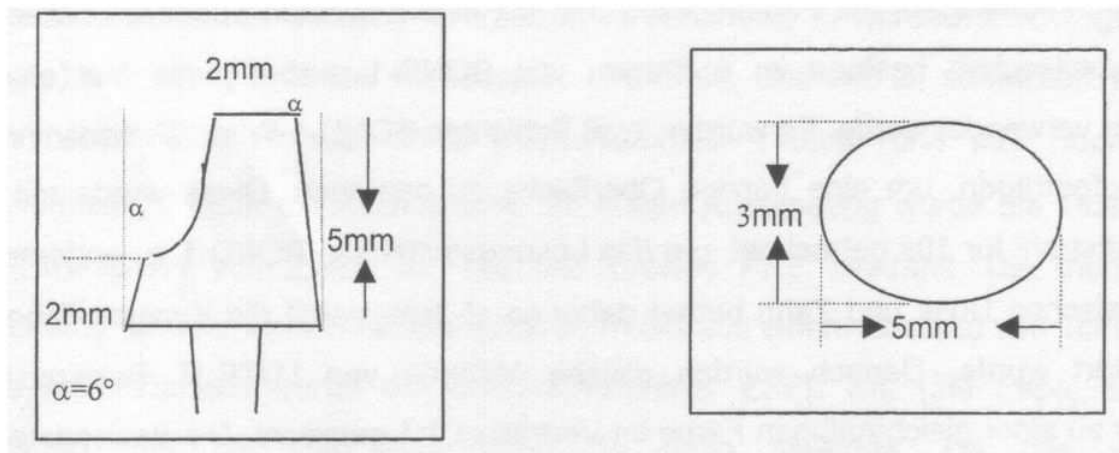


Abb. 16: Modellstiftaufbau für Aufbauten aus Komposit

Für die Herstellung einer Form wurde eine 0,7 mm dicke Erkolenfolie (Erkodent, Pfalzgrafenweiler, D) mit Hilfe eines Tiefziehgerätes (Erkodent, Pfalzgrafenweiler, D) tiefgezogen. Um ein Abfließen des überschüssigen Kunststoffes zu ermöglichen, wurde okklusal in die Form ein kleines Loch gebohrt.

#### 4.6.2. Herstellung der Stumpfaufbauten mit Clearfil Core New Bond

Die Zahnstümpfe wurden zunächst mit 0,2%-iger CHX-Lösung mittels Wattepellets gereinigt und desinfiziert und anschließend mit Druckluft getrocknet. Für die Konditionierung wurde Total Etch-Gel (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL), 37%-ige Phosphorsäure, für 30 sec auf die Stümpfe aufgebracht und mit Wasser vollständig wieder abgespült. Die Prüfkörper wurden nun mit dem Luftbläser getrocknet. Nun wurde das chemisch härtende Adhäsivsystem von Clearfil Core New Bond (Kuraray, Japan) zur Anwendung vorbereitet. Dafür wurden beide Komponenten, Universal Liquid und Catalyst Liquid, im Verhältnis von 1:1 angemischt. Das Adhäsiv wurde mit Hilfe eines Einmalpinsels dünn auf die Stümpfe aufgetragen und das im System enthaltene Lösungsmittel mit dem Luftbläser verdunstet. Dann erfolgte das Anmischen der Stumpfaufbaumasse. Es wurden identische Mengen Universal-Paste und Katalysatorpaste für 30 sec auf einem Anmischblock vermischt. Mit einem Heidemannspatel wurden die Stumpfform und der Stift mit dem Komposit benetzt. Dies diente der Vermeidung von Lufteinschlüssen. Danach wurde die Form auf den Stumpf aufgesetzt und zentriert. Nach Ende der Aushärtungsreaktion wurde die Dublierform entfernt und die Aufbauten nach 24 h mit einem Feinkorndiamanten (ISO



012, Hager&Meisinger, Neuss, D) und Arkansassteinchen (Shofu, Ratingen, D) versäubert und die Kanten leicht gebrochen.

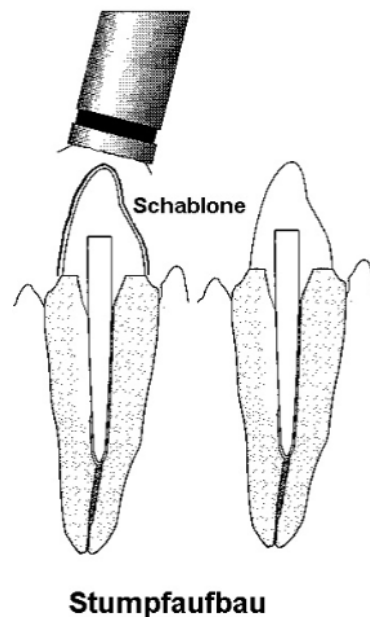


Abb. 17: Herstellung der Stumpfaufbauten  
[modifiziert aus Gebrauchsanleitung Luscent Anchors]

#### **4.7. Herstellung und Befestigung der Vollkeramikkronen**

##### **4.7.1. Herstellung der Vollkeramikkronen**

Für die Versorgung der Stümpfe wurden Vollkeramikkronen nach der Schichttechnik von IPS Empress 2 hergestellt. Zunächst erfolgte die Abformung der Probekörper mit Permadyne (3M Espe, Seefeld, D). Die Abdrücke wurden mit Superhartgips der Klasse IV (Tewestone White, Kettenbach, D) ausgegossen und die Modellstümpfe nach einer Stunde Abbindezeit aus den Abformungen entfernt. Zur Oberflächenhärtung und zum Schutz des Gipsstumpfes wurde Gipshärter (Hardener Spacer 3 µm, Kerr Lab) aufgebracht. Der Distanzlack (Cement Spacer blue, Kerr Lab) wurde in 2 Schichten bis ca 1 mm über der Präparationsgrenze aufgespritzt. Dies verhinderte eine ungewollte Friktion der Kronen auf den Stümpfen. Nun wurden Kronen in anatomischer und funktioneller Form aufgewachst; dazu wurde ein rückstandslos verbrennendes Modellierwachs für dentale Kronentechnik (S-U-Ästhetikwachs-O, Schuler-Dental, Ulm, D) verwendet. Die empfohlene Mindestschichtstärke von 0,8 mm für mittlere Inzisivi wurde nicht unterschritten, um

die Stabilität der Kronen nicht herabzusetzen. Nun wurden die Modellationen um den Anteil reduziert, der nach dem Pressen mit Schichtmaterial aufgebaut werden sollte. Danach wurden an die modellierten Kronen Presskanäle mit einem Durchmesser von 3 mm okklusal in direkter Flussrichtung zum Stumpf festgewachst. Der Presskanal musste 6-8 mm lang sein, die Gesamtlänge von Objekt und Kanal durfte aber eine Länge von 15-16 mm nicht überschreiten. Scharfe Kanten an den Ansatzstellen von Presskanal, Pressobjekt und der Muffel mussten abgerundet werden. Danach wurden die angestifteten Wachsmodellationen auf der IPS Empress-Muffelbasis angewachst. Zwischen den Objekten musste mindestens 3 mm Abstand sein. Zur Papiermanschette der Muffel wurde die vorgeschriebene Minstdistanz von 10 mm eingehalten. Das Abdeckband der IPS Empress-Papiermanschette wurde entlang der Markierungslinie von der 2-in-1 Papiermanschette abgezogen. Sie wurde zu einem Zylinder geformt und auf der Muffelbasis platziert; der Muffelring wurde zum Stabilisieren auf den Papierzylinder gesetzt. Zum Einbetten verwendete man die IPS Empress 2-Spezialeinbettmasse (IPS E2 Speed), die mit IPS Empress 2 Liquid 60 s unter Vakuum angerührt wurde. Die Muffel wurde damit bis knapp unter den Stabilisierungsring aufgefüllt. Daraufhin wurde der Muffelring entfernt und die Muffellehre langsam in Klappbewegungen auf die Muffel gesetzt. Nach dem Abbinden der Masse entfernte man die Muffellehre, die Muffelbasis und die Papiermanschette. Die Störstellen auf den Standflächen der Muffel wurden mit einem Gipsmesser geglättet. Man musste dabei darauf achten, dass keine Einbettmassenreste in den Presskanal gelangen und diese gegebenenfalls herausblasen. Nun wurde die Muffel inklusive  $\text{AlO}_x$ -Kolben im Vorwärmofen platziert:

Temperaturanstieg von Raumtemperatur	5°C pro min
Haltezeit	30 min bei 250°C
Endtemperatur	60 min bei 850°C

Tab. 19: Werte für die Vorwärmphase der Muffel

Die vorgewärmte Muffel und die Rohlingträger mit der entsprechenden Zahl an  $\text{AlO}_x$ -Kolben wurde in den kalten Vorwärmofen gestellt. Folgende Pressparameter kommen zum Einsatz:

Temperatur	Haltezeit	Druck	Initial-Temperatur	End-Temperatur
920°C	20 min	5 bar	500°C	920°C

Tab. 20: Pressparameter für Empress 2

Nach Ende des Vorwärmzyklus wurde die Muffel aus dem Vorwärmofen entnommen, mit den kalten Rohlingen versehen und der  $\text{AlO}_x$ -Kolben aufgesetzt. Schließlich wurde die so bestückte Muffel im Zentrum des Pressofen-Kopfes platziert, manuell geschlossen und der Pressvorgang gestartet. Danach folgte die sofortige Entnahme aus dem Ofen und das Abkühlen. Die Kronen wurden aus der Einbettmasse ausgebettet und mit 4 bar Druck im Sandstrahlgerät grob gesäubert. Zum weiteren Sandstrahlen wurden Glanzstrahlperlen (50-100  $\mu\text{m}$ ) mit 2 bar Druck verwendet. Des weiteren wurden die Pressteile in der Invex Flüssigkeit für 10 min im Ultraschallbad gereinigt, mit Wasser abgespült und getrocknet. Die verbleibende weiße Reaktionsschicht entfernte man mit einem Spezialstrahlmittel ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ; Typ 100) unter 1 bar Druck. Die Presskanäle wurden mit einer dünnen Diamantscheibe abgetrennt und die Ansatzstellen mit keramisch gebundenen Schleifkörpern versäubert. Zur Vorbereitung auf den Waschbrand (=Verbundbrand) wurde das Keramikgerüst mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  mit 1 bar abgestrahlt, mit Wasserdampf abgesprüht und getrocknet. Für den Waschbrand mischte man das Pulver der Dentinfarbe mit der Modellierflüssigkeit an und trug es auf die Kronen auf:

Temperatur-Zunahme	Temperatur	Haltezeit	Initial-Temperatur	End-Temperatur
60°C	800°C	1	450°C	799°C

Tab. 21: Parameter für den Waschbrand

Nach dem Waschbrand wurde die Dentin- und Schneidekanten-Schichtung mit den Dentin- und Schneidemassen zusammen mit dem IPS Empress 2 Modellierliquid durchgeführt. Die Brennparameter waren mit denen des Waschbrandes identisch. Zuletzt erfolgte der Glanzbrand mit den Glasurfarben und dem Glasurliquid.

Temperatur-Zunahme	Temperatur	Haltezeit	Initial-Temperatur	End-Temperatur
60°C	770°C	2	450°C	769°C

Tab. 22: Parameter für den Glasurbrand

#### 4.7.2. Adhäsive Befestigung der Vollkeramikkrone

Die 48 Keramikkrone wurden mit dem Dentinadhäsivsystem Syntac Classic und dem dualhärtendem Befestigungskomposit Variolink II befestigt. Die Zahnstümpfe wurden seit Fertigstellung der Kompositaufbauten in isotonischer Kochsalzlösung (0,9%) gelagert. Ihre Reinigung erfolgte mit einem Polierbürstchen (Miniaturbürstchen, Hawe Neos Dental, CH) und fluoridfreier Polierpaste (Pell-Ex/Hawe Neos Dental, CH). Dann wurden die Stümpfe noch mit Alkohol (Isopropanol 70%) entfettet. Die Krone wurden gemäß den Herstellerangaben zementiert: Die Konditionierung der Zähne erfolgte mit Phosphorsäure (Total Etch, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) für 30 sec. Das Ätzelgel wurde mit Wasser abgespült und die Zähne getrocknet. Anschließend wurden die Stümpfe mit Syntac Primer und Syntac Adhesive (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) für je 15 sec bepinselt und das Bonding Heliobond (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) aufgetragen und nach 15 sec dünn verblasen. Zeitgleich wurden die Empress 2- Krone vorbereitet: Die Innenflächen wurden für 20 sec mit Flusssäure (IPS Ceramic Ätzelgel, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) angeätzt, mit Wasser abgespült und trockengeblasen. Die Silanisierung wurde mit Monobond-S (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) vorgenommen. Die Einwirkzeit für das Haftsilan betrug 60 sec mit anschließendem Verblasen. Variolink II (niedrig-viskös, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) wurde angemischt und mit einem Heidemannspatel in die Krone appliziert. Die mit Komposit beschickte Krone wurde auf den Stumpf gesetzt, die Überschüsse mit einem Microbrush entfernt. Die Krone wurde unter Druck von allen Seiten für 2 x 40 sec mit einer Lichtlampe (Heliolux DLX, Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) ausgehärtet. Nach 24 h wurden die Kronenränder mit einfach verzahnten Fräsen versäubert und mit einem Silikonpolierer poliert.

## **4.8. Alterung und Prüfung**

### **4.8.1. Kausimulation**

Um eine 5-jährige Tragedauer (6000 x 5%55°, 2 min/ Zyklus; 1,2Mio x 50 Hz) [ROSENTRITT et al., (1997), KREJCI et al., (1994)] zu simulieren, wurden die Restaurationen einer thermisch-mechanischen Wechselbelastung ausgesetzt. Dazu wurden die Proben in 6000 Wechselzyklen für je 2 Minuten abwechselnd mit 5°C und 55°C warmen, entionisiertem Wasser umspült. Zugleich wurden die Zähne von okklusal mit einer Frequenz von 1,66 Hz mit einer Kraft von 25 (Serien 1) oder 50N (Serien 2) belastet. Es wurden 1,2 Mio Kauzyklen durchgeführt. Diese thermozyklisch-mechanische Belastung (TCML) dauerte 8,3 Tage. Die ersten Serien wurden nach einer vierwöchigen Wasserlagerung erneut einer Belastung von 1,2Mio Kauzyklen ausgesetzt. Im Laufe des Versuchs wurde der Parameter Kraft für die Serien 2 verdoppelt. Als Antagonist wurde der Höcker eines menschlichen Zahnes verwendet, der die Zähne im 135°Winkel zur Zahnachse belastete, was dem durchschnittlichen Interinzisalwinkel entspricht [SCHULTZE, (1981)]. Die Belastungsfläche lag palatinal mittig 2 mm unter der Schneidekante des Probekörpers. Die Zähne wurden im Kausimulator mit ihren Kunststoffsockeln in den dafür vorgesehenen Probenhaltern fixiert. Bei dem verwendeten Kausimulator (EGO, D) handelt es sich um ein pneumatisches System mit 10 Probenkammern, bei dem Kraft und Temperatur kontrolliert werden. Der Belastungsabstand zwischen Krone und Stempel betrug immer 4 mm.

### **4.8.2. Bruchfestigkeit**

#### **4.8.2.1. Prüfmaschine**

Die Untersuchung der Bruchfestigkeit der Zähne erfolgte in der Universalprüfmaschine Zwick 1446 (Zwick, Ulm, D). Als Belastungsrichtung wurde 135° von oral zur Zahnachse gewählt, um die in der Oberkieferfront am häufigsten vorkommende Situation nachzustellen [SCHULZE (1981) und SCHUMACHER (1973)]. Die Probenhalter, die schon bei der Kausimulation benutzt wurden, wurden mit Rändelschrauben auf dem Objekttisch fixiert. Die Kronen wurden mit dem Prüfstempel (Durchmesser 3,5 mm) an derselben Stelle belastet wie bei der Kausimulation. Zwischen Krone und Prüfstempel wurde eine 0,3 mm dicke Zinnfolie gelegt, um eine gleichmäßige Kraftverteilung zu gewährleisten und um Kraftspitzen zu vermeiden. Kraft und Weg wurden bei einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit

von 1 mm/min aufgezeichnet. Fiel die Kraft um 10% des Momentanwertes ab, wurde von der Maschine der Bruch des Prüfkörpers automatisch erkannt und der Versuch ausgewertet. Zusätzlich wurde der Versuch akustisch kontrolliert, um Frakturen in der Keramik, die nicht mit einem sofortigen Kraftabfall einhergehen, zu detektieren.

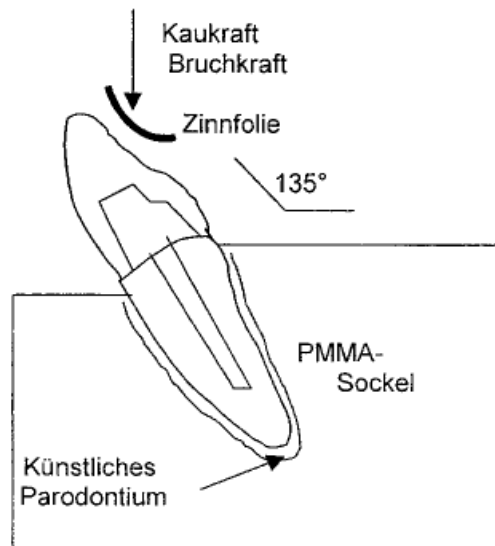


Abb. 18: Anordnung der Probenkörper für Kausimulation und Bruchversuch

#### 4.8.2.2. Bruchformen

Die Zähne wurden während der Kausimulation auf grobe Schäden visuell untersucht und gegebenenfalls aus dem Simulator entfernt. Nach Beenden der Simulation wurden die Zähne unter dem Stereolichtmikroskop SV 8 (Zeiss, Oberkochen, D) bei 4-facher Vergrößerung auf Schäden untersucht. Für die Serien 1 folgten weitere 1,2Mio Zyklen im Kausimulator. Anschließend wurden die Zähne im Bruchversuch gebrochen, auch wenn sie bereits geringfügige Schäden wie Kronen- oder Wurzelrisse aufwiesen. Zähne, die wegen ihrer starken Vorschädigung vorzeitig aus dem Simulator entfernt werden mussten, wurden nicht mehr im Bruchversuch untersucht.

Bei den Serien 1 wurden alle Prüfkörper im Bruchversuch gebrochen.

Anschließend wurden die Bruchmuster, die bei den Ausfällen im Kausimulator entstanden mit denen nach dem Bruchversuch verglichen.

**Bruchform A:** Frakturverlauf entlang der Kronengrenze

**Bruchform B:** Frakturverlauf entlang der Kronengrenze sowie im Wurzelanteil  
(Verbund Stumpf-Aufbau ist unversehrt)

**Bruchform C:** Frakturverlauf zwischen präpariertem Stumpf und Aufbau sowie im Wurzelanteil; diese Bruchform kann als eine Sonderform von Bruchform B gesehen werden

**Bruchform D:** Kronenversorgung frakturiert

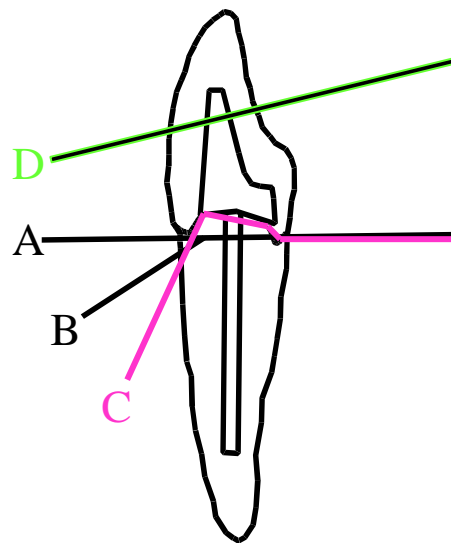


Abb. 19: Bruchmuster



Abb. 20: Frakturmuster A



Abb. 24-26: Frakturmuster C;  
Frakturlinie von Dentin begrenzt;  
Frakturlinie vom Aufbau begrenzt



Abb. 21-23: Frakturmuster B; Frakturlinie  
von Dentin begrenzt

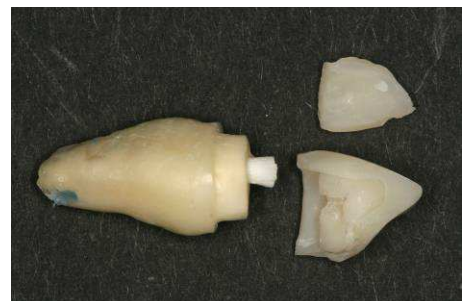


Abb. 27: Frakturmuster D



#### **4.9. Statistische Auswertung**

Mit Hilfe des Programms SPSS 13.0 für Windows (SPSS, Chicago, USA) erfolgte die statistische Auswertung und graphische Darstellung der maximalen Bruchkraft.

Trägt man die Werte mittels eines Boxplots auf, kann man die Symmetrie der Verteilung, die Lage der zentralen Tendenz, sowie die Variabilität der Werte beurteilen. Ein Boxplot ist wie im folgendem beschrieben aufgebaut: Über und unter dem Median liegen je 50% der Merkmalsausprägungen. Zur Darstellung der Häufigkeitsverteilung der ermittelten Bruchfestigkeiten und Randqualitäten wurde die 1. (25%) und 3. (75%) Quartile bestimmt (Box). Außerdem beschreiben Boxplots extreme Werte, Ausreißer (++, --) und den größten und kleinsten nicht extremen Wert. Extremwerte sind dadurch definiert, dass ihr Abstand zur 75%- Perzentile größer ist als der 1,5-fache Abstand zwischen der 25%- und 75%-Perzentile. Als extrem kleine Werte bezeichnet man solche, deren Abstand zur 25%-Perzentile das 1,5-fache der Distanz zwischen 25%- und 75%-Perzentile beträgt. Im Gegensatz zum arithmetischen Mittel ist der Median robust und deckt Ausrisswerte besser auf. Die Box-Länge stellt die Variabilität des Merkmals dar und der Median zeigt die zentrale Tendenz.

Der Mann Whitney U-Test wurde verwendet, um die Vergleichspaare bezüglich ihrer signifikanten Differenz zu untersuchen. Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha=0,05$  festgelegt.

#### **4.10. Mathematische Betrachtung**

##### **4.10.1. Lineare und exponentielle Auswertung**

Die prozentualen Überlebensraten [%] der Zähne wurden über die Zeit in Monaten (für die klinischen Daten) bzw. in Kauzyklen (für die 1. und 2. Kausimulation) aufgetragen.

##### **4.10.1.1. Lineare Betrachtung**

Für die 1. Kausimulation wurden 2,4Mio Kauzyklen 120 klinischen Monaten gleichgesetzt. Mittels Dreisatz (lineare Berechnung) wurde errechnet, wie vielen Kauzyklen das prozentuale Überleben (in vivo) entspricht. Zur Bestimmung der den In-vivo-Überlebensraten entsprechenden Kauzyklen wurden für die 2. Kausimulation 1,2Mio Kauzyklen mit 60 Monaten gleichgesetzt [=KREJCI (1990)].

#### 4.10.1.2. Exponentielle Auswertung

Zusätzlich wurden mit Hilfe des Programms SPSS V13 für Windows exponentielle Kurvenanpassungen durchgeführt. Dies erfolgte für die Daten der klinischen Studie und die der zweiten Kausimulation des jeweiligen Stiftsystems. Die exponentielle Darstellung der Ergebnisse der ersten Kausimulation war aufgrund der zu geringen Datenmengen nicht möglich.

Aus der mathematischen Formel  $P_{\bar{u}} = a \cdot e^{-b \cdot x}$ , wobei  $P_{\bar{u}}$  = Überlebenswahrscheinlichkeit; a, b = Konstanten (berechnet); x = Zeitraum in Monaten bzw. Zyklenzahl, wurden die Überlebensraten für in vivo (1) und in-vitro (Serien) (2) berechnet [ROSENTRITT (2008)]. Für die ersten Serien der in-vitro Studie wurden keine Kurven berechnet, da wegen der geringen Ausfälle die Datenmenge zu klein war.

Anschließend wurden die Überlebenswahrscheinlichkeiten  $P_{\bar{u}}$  (1) und  $P_{\bar{u}}$  (2) gleichgesetzt und folgenden Beziehungen berechnet.

$$Zeit = \frac{\ln a_2 - \ln a_1 + b_2 * \text{Kauzyklen}}{b_1} \qquad \text{Kauzyklen} = \frac{\ln a_1 - \ln a_2 + b_1 * \text{Zeit}}{b_2}$$

Kauzyklen (Anzahl), Zeit (Monate)

Die Korrelation zwischen Kauzyklen und Tragedauer wird durch diese Beziehung dargestellt. In einer Tabelle wurden die Korrelationskoeffizienten der jeweiligen Kurvenanpassung aufgelistet, wobei R-Quadrat ( $0 \leq R^2 \leq 1$ ) die Qualität der Kurvenanpassung maß. Die Kurven, bei denen R-Quadrat größer als 0,9 war, zeigten eine gute Anpassung.

Aus diesen Graphen wurde abgelesen, wie viele Kauzyklen den klinischen Überlebensraten entsprächen. Die Kraft für die 2. Simulation wurde anhand der Ergebnisse der 1. Simulation angepasst.

Ziel war es, abzuschätzen, ob eine lineare oder eine exponentielle Betrachtung zu einer besseren Vergleichbarkeit zwischen den bei Simulation auftretenden Ausfallraten und tatsächlich klinisch ereigneten Versagen führt.

#### 4.10.2. Vorausberechnung des Überlebens bis 15 Jahre bzw. 3,6Mio Kauzyklen

Basierend auf den linearen und exponentiellen Kurvenanpassungen der Ausfälle wurde mittels der oben aufgeführten Formeln das Überleben für die klinischen Daten auf 10 und 15 Jahre bzw. für die 2. Kausimulation auf 2,4Mio und 3,6Mio Kauzyklen vorausgerechnet.

Ausgehend von den für die klinische Studie berechneten 10- und 15-Jahres-Überlebensraten wurde mit derselben Formel berechnet, wie vielen Kauzyklen diese Prozentwerte entsprächen. Die Ergebnisse wurden in Tabellen dargestellt.

### 5. Ergebnisse

#### 5.1. Lineare Auswertung

Im Folgenden sind die linearen Auswertungen der in-vivo und in-vitro Daten je nach Material dargestellt.

##### 5.1.1. Dentin Post

In der vivo-Studie waren nach 48 Monaten 80% der Zähne intakt. Während Kausimulation 1 wieder konnte ein Überleben der Prüfkörper von 63% nach umgerechnet 120 Monaten erreicht werden. In Kausimulation 2 waren nach errechneten 60 Monaten noch 25% der Zähne unversehrt.

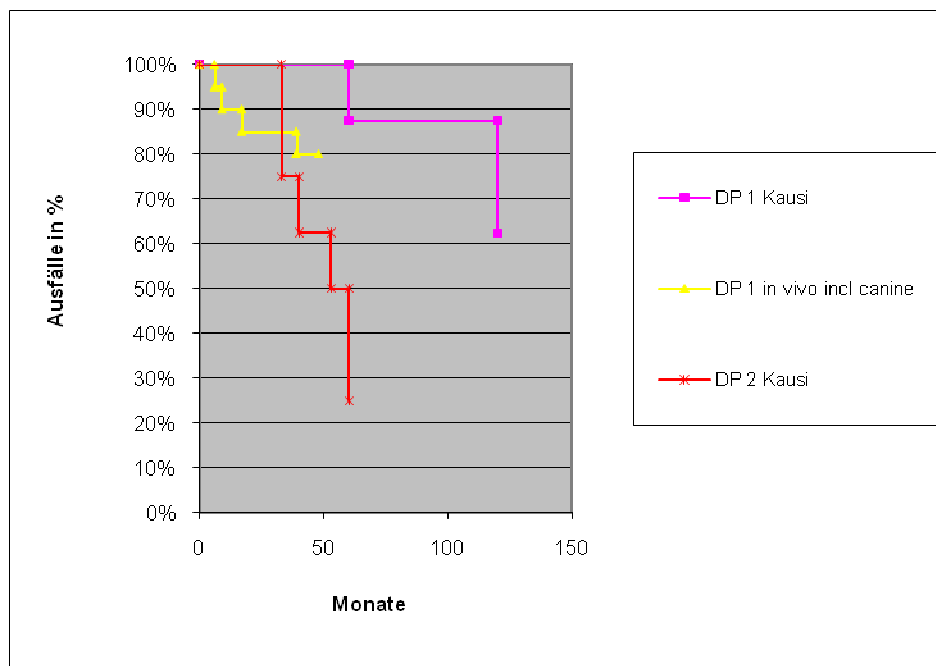


Abb. 28: Lineare Darstellung der Ausfälle

### 5.1.2. FibreKor

Im nachfolgenden Graphen sind die Ausfälle der FibreKor-Stifte beschrieben. Nach 48 Monaten verblieben in der klinischen Studie 41% der Zähne noch ohne Schaden. Von den Probekörpern der ersten Simulation waren nach umgerechnet 120 Monaten 63% intakt. Die zweite Simulation führte nach errechneten 60 Monaten zu einer Überlebensrate von 38%.

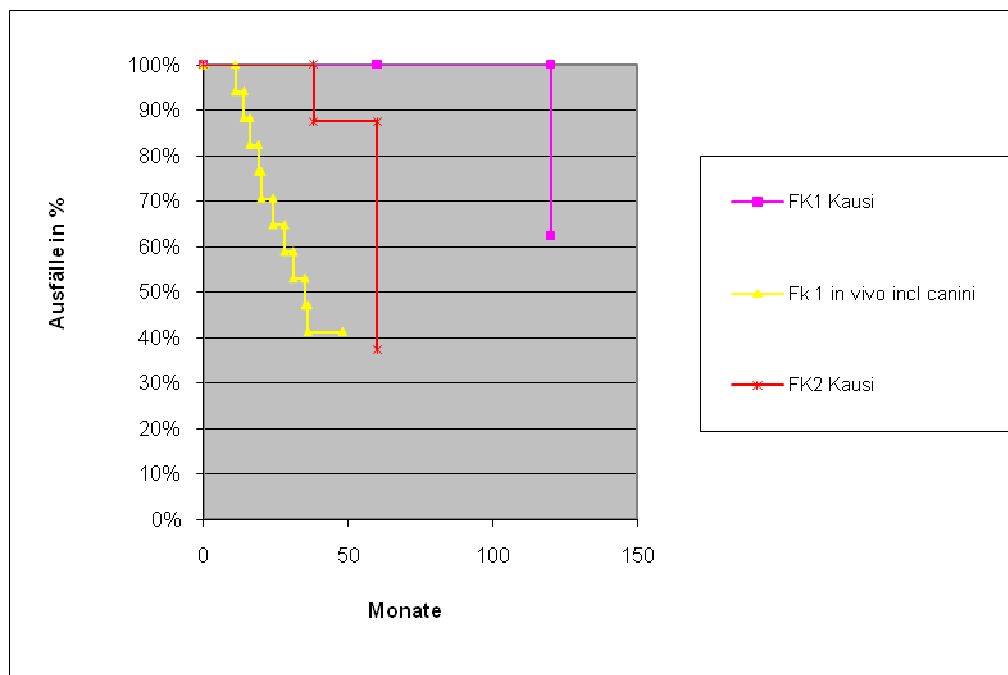


Abb. 29: Lineare Darstellung der Ausfälle

### 5.1.3. Luscent Anchors

67% der Zähne, die in der klinischen Studie mit Luscent Anchors-Stiften versorgt worden waren, verblieben nach einem Untersuchungszeitraum von 56 Monaten intakt in der Mundhöhle. Die erste Kausimulation erzielte nach umgerechnet 120 Monaten eine Überlebensrate von 75%. Nach der zweiten Kausimulation blieben nach errechneten 60 Monaten 38% der Probekörper unversehrt.

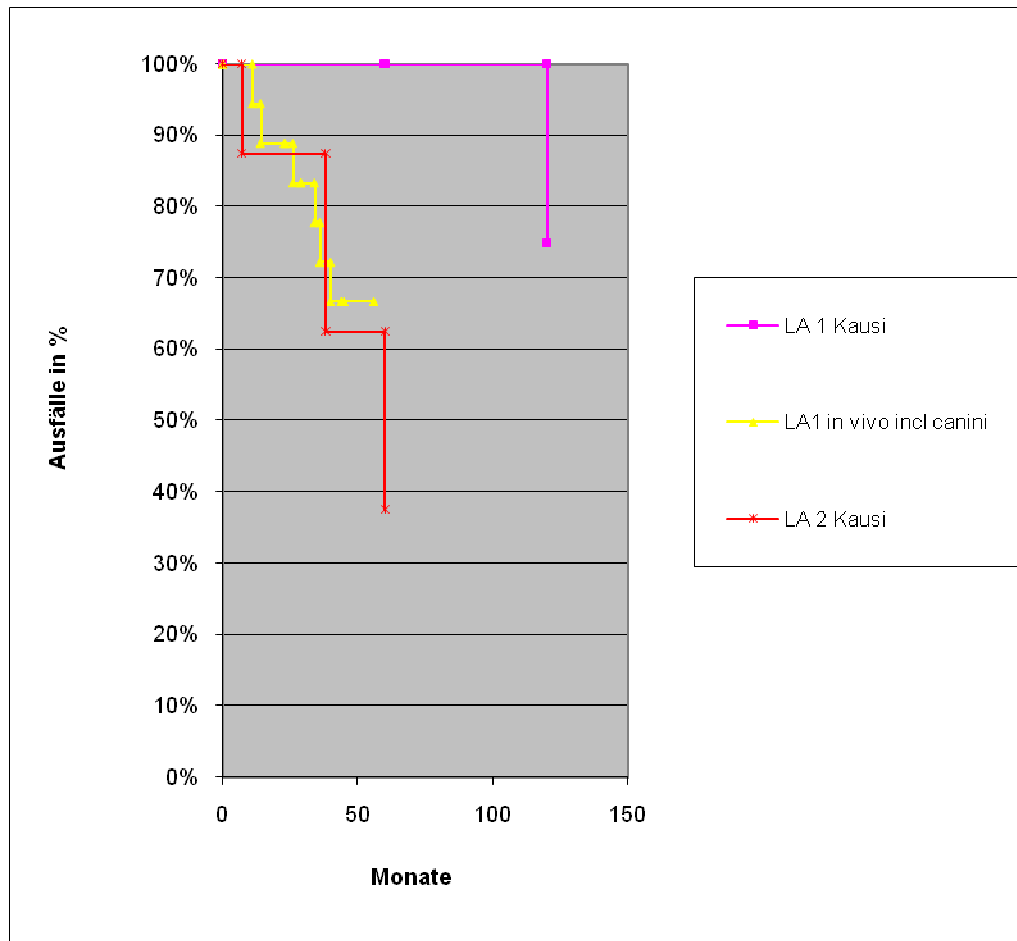


Abb. 30: Lineare Darstellung der Ausfälle

### 5.2. Exponentielle Auswertung

Zusätzlich wurden mit Hilfe des Programms SPSS V13 für Windows exponentielle Kurvenanpassungen durchgeführt. Dies erfolgte für die Daten der klinischen Studie und die der zweiten Kausimulation des jeweiligen Stiftsystems. Die exponentielle Darstellung der Ergebnisse der verschiedenen Stiftsysteme der ersten Kausimulation war aufgrund der zu geringen Datenmengen nicht möglich.

### 5.2.1. Dentin Post

Für die klinische Studie wurde das Überleben für 60 Monate rechnerisch bestimmt. Es wären 76% der stiftversorgten Zähne ohne Schaden. Nach 120 Monaten wären 59% intakt und nach 180 Monaten noch 47%.

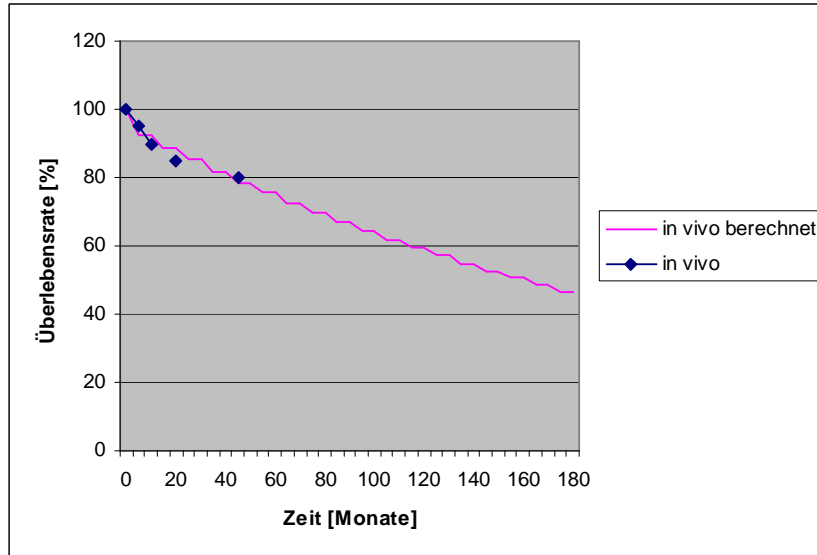


Abb. 31: Exponentielle Darstellung des Überlebens der in vivo Studie

Für die zweite Kausimulation wurde das prozentuale Überleben bis auf 3,6Mio Kauzyklen weiterberechnet. Es würden 49% der Probekörper mit Dentin Post -Stiften nach 1,2Mio, 23% nach 2,4Mio und 11% nach 3,6Mio überleben.

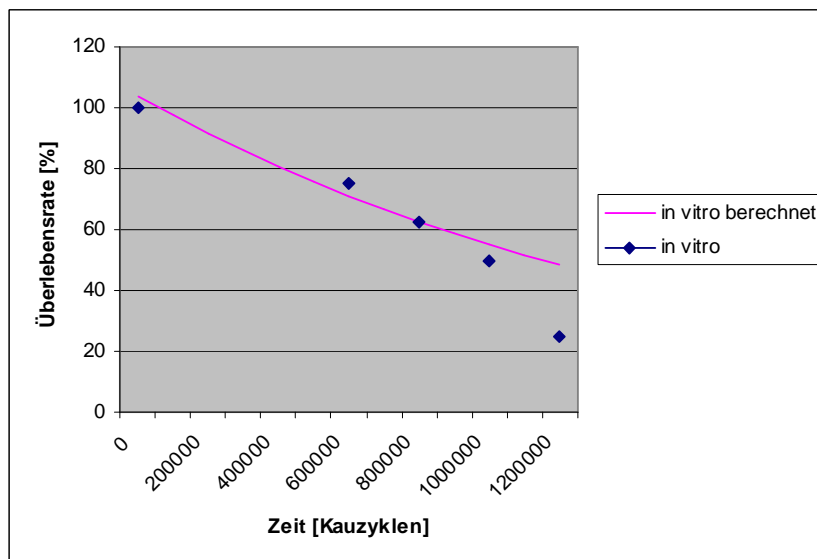


Abb. 32: Exponentielle Darstellung des Überlebens der Probekörper nach TCML 2

### 5.2.2. FibreKor

Nach 60 Monaten wären von den Zähnen der klinischen Untersuchung 31% intakt.

Nach 120 Monaten wären es 8% und nach 180 Monaten 2%.

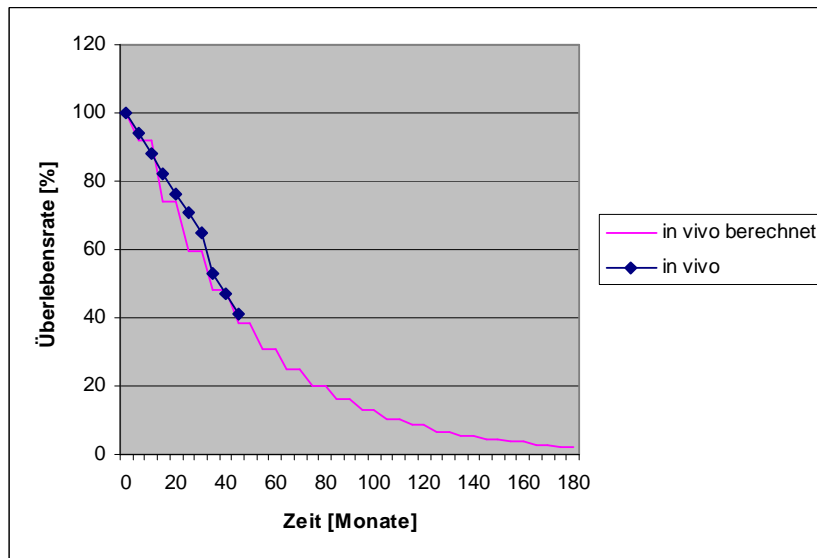


Abb. 33: Exponentielle Darstellung des Überlebens der in vivo Studie

Das Überleben für die Prüfkörper der zweiten Kausimulation betrüge laut der Berechnung nach 1,2Mio Kauzyklen 46%, nach 2,4Mio Kauzyklen 19% und nach 3,6Mio Kauzyklen 8%.

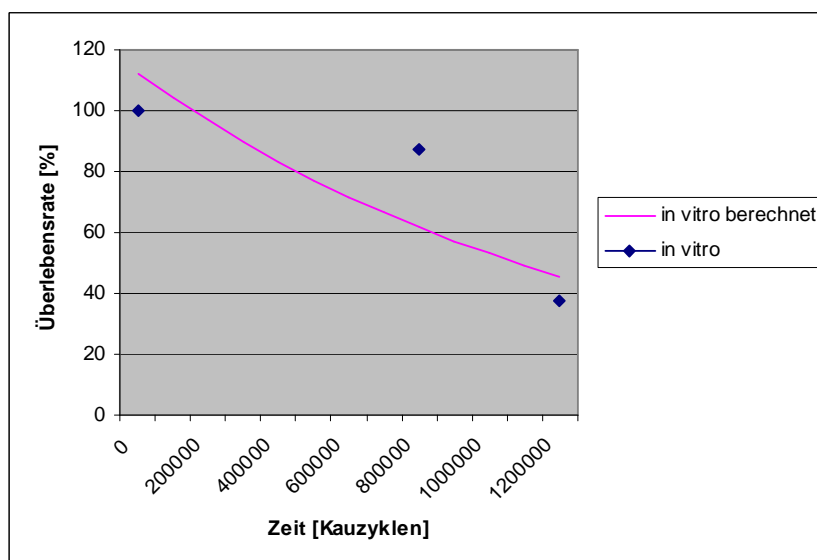


Abb. 34: Exponentielle Darstellung des Überlebens der Probekörper nach TCML 2

### 5.2.3. Luscent Anchors

Nach der exponentiellen Berechnung des Überlebens der Zähne der klinischen Studie wären nach 60 Monaten 65%, nach 120 Monaten 38% und nach 180 Monaten 22% der stiftversorgten Zähne ohne Schaden.

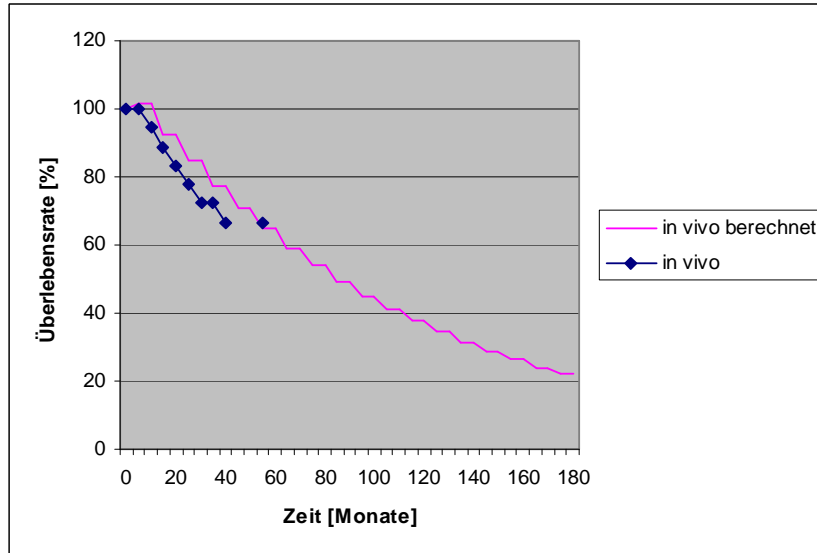


Abb. 35: Exponentielle Darstellung des Überlebens der in vivo Studie

Führt man die Berechnung der Überlebensraten fort, würden nach 1,2Mio Kauzyklen 48%, nach 2,4Mio Kauzyklen 23% und nach 3,6Mio Kauzyklen 11% der Probekörper, die mit Luscent Anchors-Stiften versorgt waren, überleben.

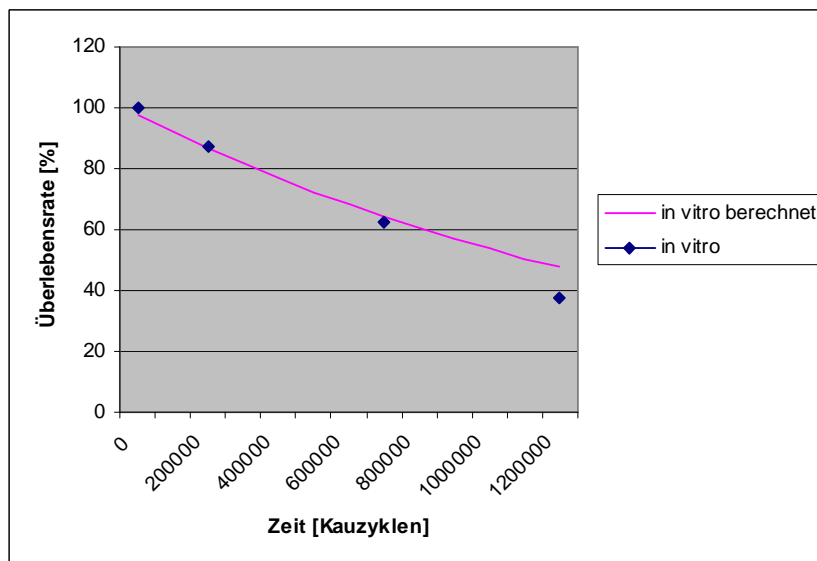


Abb. 36: Exponentielle Darstellung des Überlebens der Probekörper nach TCML 2



Die folgende Tabelle beinhaltet die Berechnung der Parameter  $a_1$ ,  $b_1$  (in vivo) und  $a_2$ ,  $b_2$  (in-vitro, 2. Kausimulation). Sie unterscheiden sich je nach Material.

		in vivo		in-vitro 2. Kausimulation	
		a1	b1	a2	b2
Luscent Anchors	exponentiell	110,963	0,009	97,6273203	5,9819E-07
FibreKor	exponentiell	114,21915	0,02175369	112,414	0,00000075
Dentin Post	exponentiell	96,009	0,004	103,657606	6,3096E-07

Tab. 23: Parameter a und b zur Darstellung der Formeln

In der Tabelle sind die Korrelationskoeffizienten der jeweiligen Kurvenanpassung aufgelistet, wobei R-Quadrat ( $0 \leq R^2 \leq 1$ ) die Qualität der Kurvenanpassung misst. Die Kurven, bei denen R-Quadrat größer als 0,9 war, zeigten eine gute Anpassung.

		klinisch	2. Kausimulation
Luscent Anchors	Exponentiell	0,932	0,971
	Linear	0,938	0,99
FibreKor	Exponentiell	0,927	0,731
	Linear	0,93	0,786
Dentin Post	Exponentiell	0,865	0,891
	Linear	0,847	0,967

Tab. 24: R-Quadrat (Korrelationskoeffizient)-Werte je nach Material, Serie und mathematischer Betrachtungsweise

### 5.3. Vergleich bei linearer und exponentieller Bewertung

In der folgenden Tabelle wurden Vergleiche zwischen den linearen und exponentiellen Kurvendiskussionen angestellt. In der zweiten Spalte wurde das errechnete prozentuale Überleben der Stiftsysteme der klinischen Studie nach 60 Monaten aufgeführt. In der dritten Spalte wurden zu diesen Prozentwerten die entsprechenden Kauzyklen aus den exponentiellen Kurven der Kausimulation abgelesen. In der vierten Spalte sind die klinischen Überlebensraten aus der linearen Kurvendiskussion mit dem zugehörigen Untersuchungsmonat aufgelistet. In der fünften Spalte wurden für die Überlebensraten der klinischen Untersuchung mittels Dreisatz die zugehörigen Monate auf den linearen Graphen der Kausimulation berechnet. Die ermittelten Monate wurden linear in Kauzyklen umgerechnet, das heißt: 1 Monat wurde mit 20000 Kauzyklen gleichgesetzt. In der letzten Spalte ist das Überleben der Probekörper der in-vitro-Untersuchung nach umgerechnet 60 Monaten (was 1,2Mio Kauzyklen entspricht) aufgetragen. Man erkennt, dass für Luscent Anchors (LA) und Dentin Post (DP) die gewählte Kraft zu hoch war, da es zu überhöhten Ausfällen kam. Für FibreKor (FK) schien die Simulation zu mild zu sein, da die Ausfälle nach der Kausimulation im Vergleich zur klinischen Studie zu gering waren.

	exponentiell		linear	
	In-vivo [%]	TCML 2 [KZ]	In-vivo [%]	TCML 2 [KZ]
Luscent Anchors	65	700000	38	34 M = 67% = 680000 KZ
Dentin Post	76	500000	25	19 M = 80% = 380000 KZ
FibreKor	31	1700000	38	56 M = 41% = 1120000 KZ

Tab. 25: Vergleich der Überlebensraten nach 60 Monaten (lineare und exponentielle Berechnung) und Gleichsetzung der in vivo Daten und den Ergebnissen von TCML 2 (KZ: Kauzyklen; M: Monate)

In Abbildung 37 wurden die Überlebensraten der klinischen Studie (in vivo), der zweiten Kausimulation nach exponentieller (TCML exp.) und nach linearer Berechnung (TCML lin.) nach jeweils 60 Monaten dargestellt. Es ist ersichtlich, dass nach exponentieller Kurvenanpassung die Überlebenswerte in geringem Maße höher liegen als nach linearer Berechnung. Bei Dentin Post und Luscent Anchors waren die

Ausfälle deutlich zu hoch im Vergleich zur klinischen Studie. Für FibreKor waren die Ausfälle nach der Simulation zu niedrig im Vergleich zur verwendeten klinischen Studie [NAUMANN (2005 und 2008)].

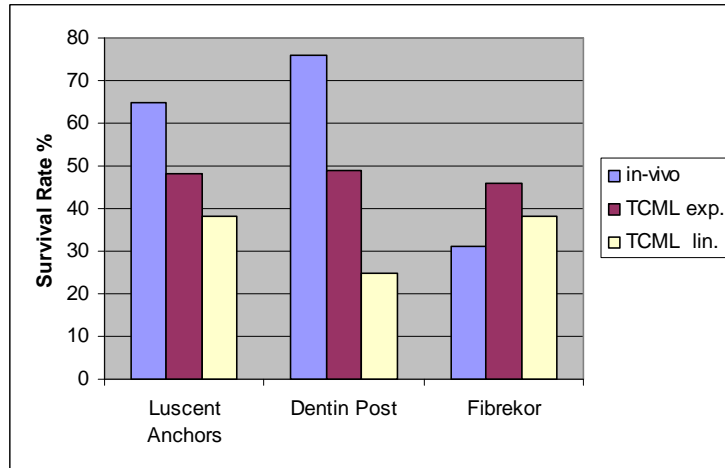


Abb. 37: Darstellung der Überlebensraten nach 60 Monaten/ 1,2Mio Kauzyklen (exponentiell/linear)

In einer weiteren Berechnung wurden für die linear und exponentiell bestimmten Überlebensraten der in vivo-Studie die entsprechenden Kauzyklen für die 1. und 2. Kausimulation errechnet. Für die 1. Kausimulation wurden 2,4Mio Kauzyklen mit 120 Monaten und für die 2. Kausimulation wurden 1,2Mio Kauzyklen mit 60 Monaten gleichgesetzt. Für die linearen Werte wurde die Rechnung mit Dreisatz durchgeführt und für die exponentielle Betrachtung wurden die zugehörigen Kauzyklenzahlen aus den Kurven entnommen.

<b>Dentin Post</b>			
	In vivo	TCML 1	TCML 2
linear	48 M= 80%	1,89Mio	380000
	60 M= 73%	2,08Mio	420000
exponentiell	48 M= 80%	k.A.	400000
	60 M= 76%	k.A.	500000
<b>FibreKor</b>			
	In vivo	TCML 1	TCML 2
linear	48 M= 41%	3,68Mio	1,12Mio
	60 M= 13%	11,64Mio	3,5Mio
exponentiell	48 M= 41%	k.A.	1,3Mio
	60 M= 31%	k.A.	1,7Mio
<b>Luscent Anchors</b>			
	In vivo	TCML 1	TCML 2
linear	50 M= 67%	2,68Mio	680000
	60 M= 58%	3,1Mio	780000
exponentiell	50 M= 67%	k.A.	600000
	60 M= 65%	k.A.	67000

Tab. 26: Umrechnung des klinischen Überlebens in Kauzyklen (exp: exponentielle Berechnung, lin: lineare Berechnung, k.A.: keine Angaben)

Es ist aus den entsprechenden Kauzyklen ersichtlich, dass die Krafteinstellung von 25N für die erste Kausimulation für FibreKor und Luscent Anchors zu gering ist. Verwendet man 50N (2. Kausimulation), so zeigen sich zu starke Ausfälle für Dentin Post und Luscent Anchors. Daraus lässt sich abschätzen, dass die Kraft, die zu den in der klinischen Studie vergleichbaren Ausfällen führt, zwischen 25 und 50 N liegt.

#### 5.4. Berechnung der Überlebensraten bis 15 Jahre/ 3,6Mio Kauzyklen

Anhand der Formeln  $Zeit = \frac{\ln a_2 - \ln a_1 + b_2 * \text{Kauzyklen}}{b_1}$  bzw.

$\text{Kauzyklen} = \frac{\ln a_1 - \ln a_2 + b_1 * \text{Zeit}}{b_2}$  wurden für die gemittelten Kurvenanpassungen der

klinischen Studie und der 2. Kausimulation die Überlebensraten für 120 Monate bzw. 2,4Mio Kauzyklen und 180 Monate bzw. 3,6Mio Kauzyklen vorausberechnet. Diese Rechnungen wurden jeweils für die lineare und die exponentielle Betrachtung des Überlebens durchgeführt. Aus der Tabelle 27 ist ersichtlich, dass sich die Überlebensraten ausgehend von der linearen Betrachtung schneller einem Nullwert

annähern. Berechnet man das Überleben anhand der Steigungen  $b_1 / b_2$  und Konstanten  $a_1 / a_2$  der, die für alle Kurven berechnet wurden, wird bei 60 Monaten bzw. 1,2Mio Kauzyklen noch nicht der Wert 0 erreicht.

Die folgende Tabelle stellt das prozentuale Überleben für die in vivo Daten und die Daten der zweiten Kausimulation mit 50N von den jeweiligen Stiftsystemen dar (siehe erste Spalte). Es erfolgte je eine exponentielle und eine lineare Berechnung (siehe zweite Spalte) für Zeiträume von 60, 120 und 180 Monaten bzw. für die Belastungssimulationen mit 1,2Mio, 2,4Mio und 3,6Mio Kauzyklen (siehe erste Zeile). Aus den für die 2. Kausimulation exponentiell berechneten Überlebensraten wurden mit der obigen Formel die entsprechenden Kauzyklen bestimmt.

		60 M/1,2Mio	120M/2,4Mio	180M/3,6Mio
	<b>Dentin Post</b>			
In vivo	Exponentiell	76	59	47
	Linear	73	->0	->0
in-vitro	Exponentiell TCML2	49 (=501858KZ)	23 (=882232 KZ)	11 (=1262606 KZ)
	Linear TCML2	0	0	0
	<b>FibreKor</b>			
in vivo	Exponentiell	31	8	2
	Linear	13	->0	0
in-vitro	Exponentiell TCML2	46 (=1719055)	19 (=3459350)	8 (=5199646)
	Linear TCML2	0	0	0
	<b>Luscent Anchors</b>			
in vivo	Exponentiell	65	38	22
	Linear	58	->0	->0
in-vitro	Exponentiell TCML2	48 (=688674)	23 (=1591391)	11 (=2494108)
	Linear TCML2	0	0	0

Tab. 27: Überleben in % (KZ: Kauzyklen)

Aus dieser Berechnung ging hervor, dass 1Mio Kauzyklen bei Dentin Post 139 Monaten, bei FibreKor 35 Monaten und bei Luscent Anchors 81 Monaten in vivo Belastung entsprechen.

## 5.5. Einteilung der Bruchmuster

### 5.5.1. Dentin Post 1

Bei dieser Serie kam es zu drei Schäden nach der Kausimulation von 2,4Mio Zyklen. Es handelte sich dabei bei zwei Zähnen um Kronenfrakturen und bei einem Zahn um eine Kronenrandfraktur. Bei einem Zahn bestand der Riss bereits nach 1,2Mio Zyklen und setzte sich in der zweiten Simulation fort. Es traten viermal Bruchform C, dreimal B und einmal D auf.

### 5.5.2. Dentin Post 2

Diese Prüfkörper wurden mit doppelter Kraft und doppelter Frequenz als die Serien 1 im Kausimulator beansprucht.

Die höhere Belastung führte zu frühzeitigeren und zahlreicheren Ausfällen. So kam es bereits während der Simulation von 1,2Mio Zyklen zu 6 Ausfällen von 8 Zähnen. Bei diesen Ausfällen handelte es sich immer um Bruchform B, wobei auffiel, dass bei jeder abgebrochenen Krone vestibulär nur eine kleine Dentinlamelle bestehen blieb. Außerdem hatte sich bei den Zähnen der Stift aus dem Wurzelstumpf gelöst und war in seine einzelnen Längsbündel aufgefasert. Die beiden übrigen Zähne zeigten im Bruchversuch Frakturmuster B und C.

Insgesamt beurteilt fällt auf, dass sich die Bruchmuster nach Kausimulation und nach Bruchversuch ähneln.

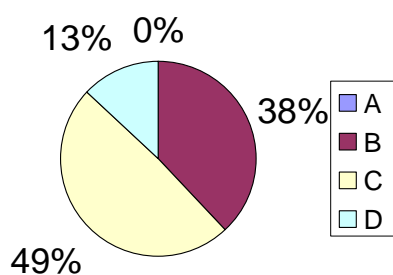


Abb. 38: Frakturmuster DP1

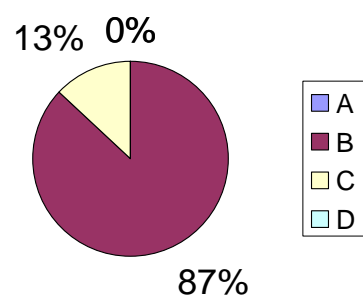
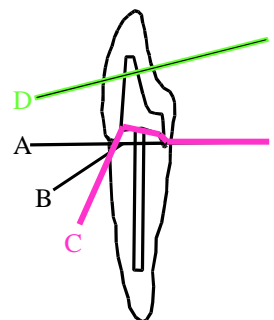


Abb. 39: Frakturmuster DP2



### 5.5.3. FibreKor 1

Nach den ersten 1,2Mio Kauzyklen konnten keinerlei Ausfälle beobachtet werden. Nach 4 Wochen Wasserlagerung zur künstlichen Alterung und weiteren 1,2Mio Zyklen kam es zu drei Ausfällen, wobei zwei vom Bruchmuster B waren und einer von Typ A. Nach dem Bruchversuch kam es bei den restlichen 5 Zähnen je zweimal zu Frakturen von Typ A und C und einmal zu Bruchmuster B. Bei allen Prüfkörpern mit Frakturmuster A und C kam es zu Kronenrissen (was Frakturmuster D entspricht).

### 5.5.4. FibreKor 2

Hierbei kam es zu drei Ausfällen während der Kausimulation. Es handelte sich zweimal um Bruchmuster B und einmal um Bruchmuster A, wobei sich bei diesem Prüfkörper der Stift nach seiner Fraktur nicht aus dem Zahnstumpf gelöst hatte. Die restlichen Zähne frakturierten im Bruchversuch nach Muster B, wobei drei Zähne bereits nach der Kausimulation Kronenrisse aufwiesen (Bruchmuster D). Bei dieser Serie überwog Bruchmuster B. Sowohl die nach Kausimulation als auch die nach Bruchversuch auftretenden Frakturtypen sind identisch.

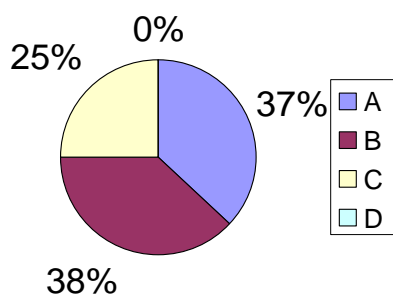


Abb. 40: Frakturmuster FK1

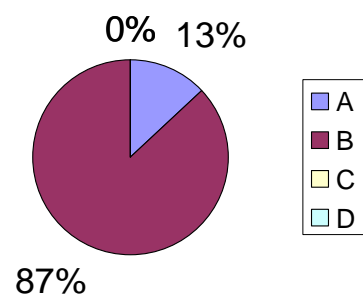
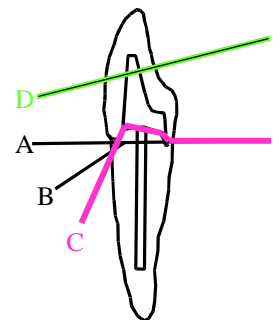


Abb. 41: Frakturmuster FK2



### 5.5.5. Luscent Anchors 1

Nach dem Bruchversuch traten siebenmal Bruchmuster B und einmal Bruchmuster C auf, wobei es bei diesem Zahn auch zu Rissen in der Krone kam. Nach 1,2Mio Kauzyklen kam es zu keinerlei Schäden an den Prüfkörpern. Allerdings traten nach weiteren 1,2Mio Kauzyklen an zwei Zähnen Risse entsprechend Bruchmuster B auf. Bei dieser Serie kam es dreimal zu Abnutzungserscheinungen an den Inzisalkanten.

### 5.5.6. Luscent Anchors 2

Es kam bereits bei der Kausimulation zu drei Ausfällen. Es handelte sich einmal um Bruchmuster D. Dabei waren die Krone und der Aufbau komplett entfernt, der Stift und der Wurzelstumpf waren intakt. Bei den weiteren vorzeitigen Ausfällen handelte es sich zweimal um Bruchmuster B, wobei bei einem Zahn zusätzlich der Stift aus der Wurzel gelöst war. Nach der Kausimulation waren bei weiteren zwei Zähnen Kronenrisse feststellbar. Nach dem Bruchversuch traten bei den verbleibenden 5 Zähnen viermal Bruchmuster B und einmal Frakturmuster C auf. Bei dieser Serie überwog Bruchmuster B. Die Frakturmuster nach der Kausimulation und nach dem Bruchversuch entsprechen sich.

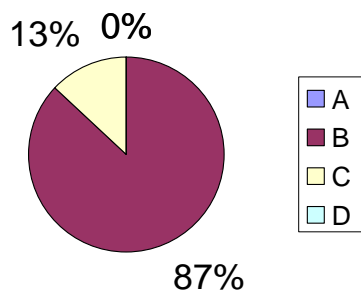


Abb. 42: Frakturmuster LA1

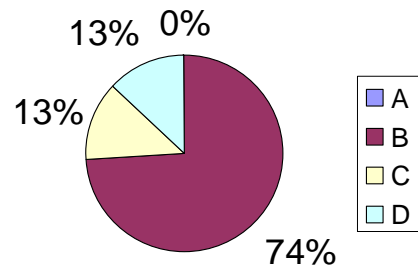
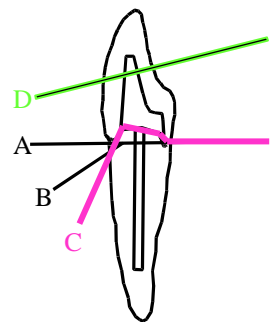


Abb.43: Frakturmuster LA2



Vergleicht man die Serien untereinander, fällt auf, dass bei den Serien 2 mit den verschärften Bedingungen fast ausschließlich Bruchmuster B auftritt, die unterschiedlichen Stiftsysteme frakturieren nach dieser Belastung also nach einem identischem Schema. Bei den Serien 1 unter den milderer Bedingungen ist solch eine hohe Kongruenz nicht zu erkennen. Beim Vergleich der Serien 1 und 2 des jeweiligen Stiftsystems kann man bei Dentin Post und Luscent Anchors durchaus identische Bruchmuster feststellen, bei FibreKor variieren die Frakturmuster.

Es traten folgende Frakturmuster auf:



Frakturmuster	A	B	C	D	Gesamt
Dentin Post 1	-	3	4	1	8
Dentin Post 2	-	7	1	-	8
FibreKor 1	3	3	2	-	8
FibreKor 2	1	7	-	-	8
Luscent Anchors 1	-	7	1	-	8
Luscent Anchors 2	-	6	1	1	8

Tab. 28: Zusammenfassung der Frakturmuster

Bei den Serien 2 entsprechen sich die Bruchmuster nach Kausimulation und nach Bruchversuch. Bei den Serien 1 erlaubten es die zu „milden“ Bedingungen und somit sehr geringen Schäden nach der Kausimulation nicht einen Vergleich der Frakturmuster nach Kausimulation und Bruchversuch anzustellen.

## 5.6. Bruchkräfte

Diese Bruchwerte entstanden unter Einbezug der Nullwerte, d.h. die Ausfälle während der Kausimulation wurden als 0 N definiert.

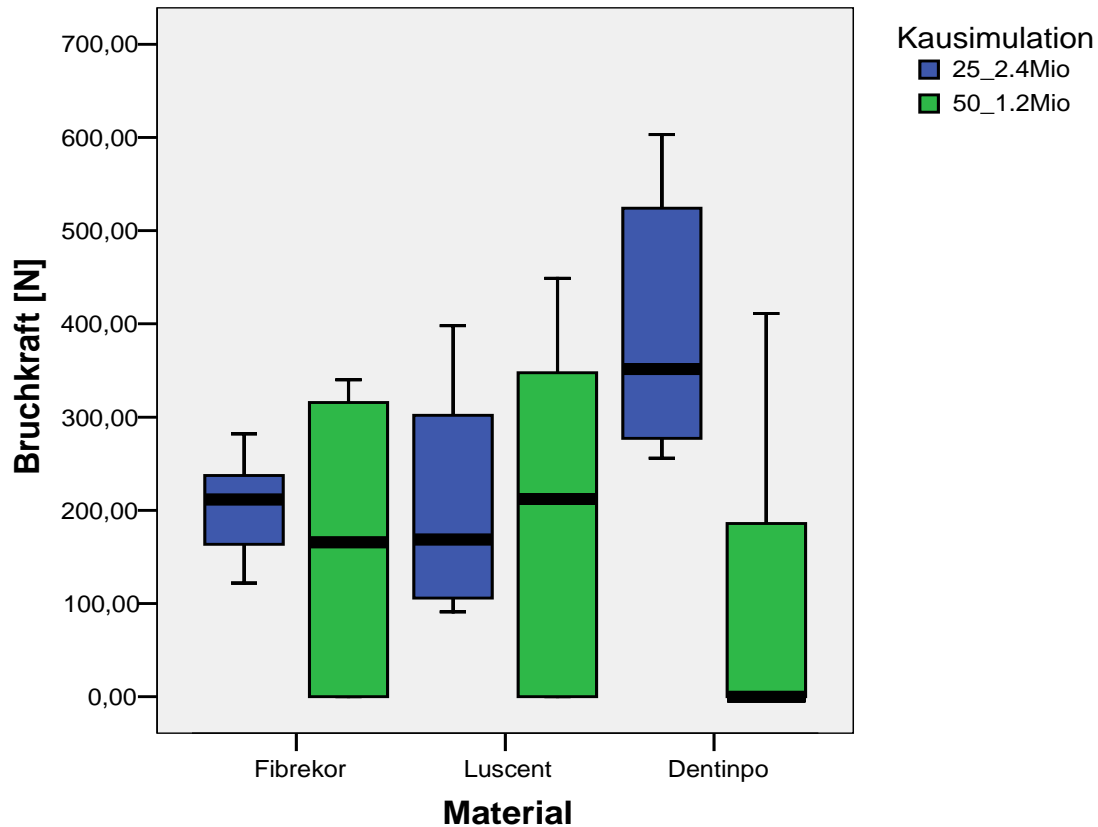


Abb. 44: Darstellung der Bruchkräfte mit Nullwerte

Bruchkräfte [N]	FibreKor	Luscent	Dentin Post
Nach TCML mit 25 N	212 (157/244)	169 (104/336)	352 (268/549)
Nach TCML mit 50 N	165 (0/319)	212(0/379)	0 (0/279)
Signifikanzwerte p (TCML1/TCML2)			
FibreKor	--	--	0,505/0,001
Luscent	0,798/0,574	--	0,328/0,021

Tab. 29: Vergleich der Bruchkräfte mit Nullwerte

Nach Kausimulation mit 25N konnten keine signifikant unterschiedlichen Bruchwerte zwischen Dentin Post (352N), Fibrekor (212N) und Luscent (169N) festgestellt werden. Nach Simulation mit 50N lagen die Werte für Dentin Post (0N) signifikant unter den Werten für Fibrekor (165N) und Luscent (212N). Nur bei Dentin Post unterschieden sich die Werte zwischen der 1. und 2. Simulation signifikant ( $p=0,021$ ).

Ohne Berücksichtigung der Nullwerte kommt man auf folgende Ergebnisse:

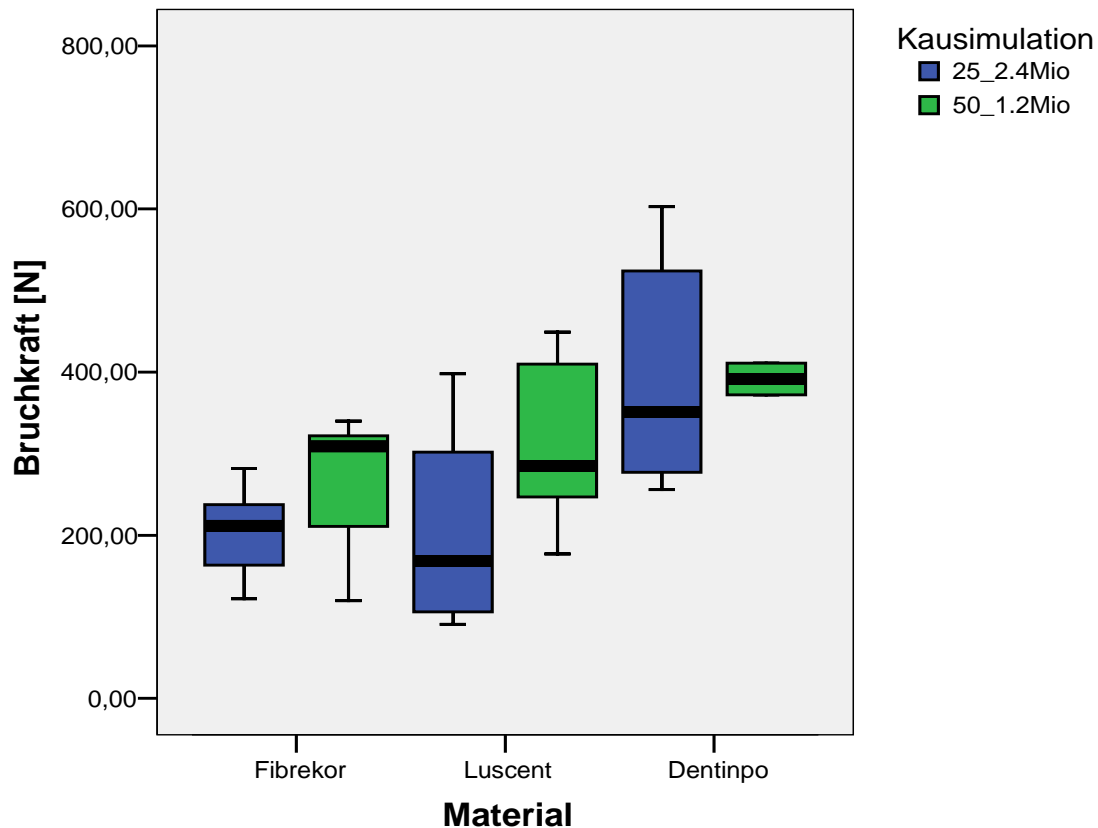


Abb. 45: Darstellung der Bruchkräfte ohne Nullwerte

Bruchkräfte [N]	FibreKor	Luscent	Dentin Post
Nach TCML1 mit 25N	212 (157/244)	169 (104/336)	352 (268/549)
Nach TCML2 mit 50N	309 (166/331)	285 (212/430)	392 (372/411)
Signifikanzwerte p (TCML1/TCML2)			
FibreKor	--	--	0,001/0,095
Luscent	0,574/0,690	--	0,021/0,571

Tab. 30: Vergleich der Bruchkräfte ohne Nullwerte

Nach der 1. Simulation lagen die Werte zwischen 169N (Luscent) und 352N (Dentin Post), wobei sich die Werte zwischen Luscent und Fibrekor nicht signifikant unterschieden. Die 2. Simulation führte zu Werten die zwischen 285N (Luscent) und 392N (Dentin Post) lagen, sich aber nicht signifikant unterschieden. Beide Alterungen unterschieden sich nicht signifikant bei ihrem Einfluss auf die Bruchkraft ( $p > 0.065$ ).

## 5.7. Abschätzung

In folgender Tabelle wurde eine Abschätzung der Kongruenz von den klinischen Daten und den Daten der zweiten Kausimulation für die drei Stiftsysteme unternommen. In der ersten und dritten Zeile des jeweiligen Stiftsystems ist das prozentuale Überleben in vivo und in-vitro für 60, 120 und 180 Monate linear aufgetragen. In der zweiten bzw. vierten Zeile ist das prozentuale Überleben der klinischen Studie bzw. der in-vitro-Untersuchung exponentiell dargestellt.

Aus den Werten wurde eine Abschätzung durchgeführt: bei Dentin Post entsprechen 400000 Kauzyklen 48 Monaten bezogen auf das prozentuale Überleben. 500000 Kauzyklen erzeugen ähnliche Überlebensraten als nach 60 Monaten in-vivo. Bei dem Stiftsystem FibreKor sind 1300000 Kauzyklen mit 48 Monaten bzw. 1620000 Kauzyklen mit 60 Monaten gleichzusetzen. Bei Luscent Anchors entsprechen 600000 Kauzyklen 48 Monaten und 750000 Kauzyklen dem prozentualen Überleben nach 60 Monaten. Davon ausgehend wurde angenommen, dass 120 Monaten 1000000 Kauzyklen und 180 Monaten 1500000 Kauzyklen gleichzusetzen sind. Die Überlebensraten für 1000000 Kauzyklen und 1500000 Kauzyklen wurden der exponentiell berechneten Überlebenskurve für die Kausimulation mit 50N entnommen und in der jeweils vierten Spalte der Stiftsysteme aufgetragen.

<b>Dentin Post</b>	60 Monate	120 Monate	180 Monate	
in vivo lin	73	0	0	400000
in vivo exp	75,5	59	47	= 48 Monate
in vitro 50N lin	0	0	0	500000
in vitro 50N exp	75,6	55,2	40,2	= 60 Monate
<b>FibreKor</b>				
in vivo lin	13	0	0	1300000
in vivo exp	31	8	2	= 48 Monate
in vitro 50N lin	0	0	0	1620000
in vitro 50N exp	33,9	10,2	0	= 60 Monate
<b>Luscent Anchors</b>				
in vivo lin	58	0	0	600000
in vivo exp	64	38	22	= 48 Monate
in vitro 50N lin	0	0	0	750000
in vitro 50N exp	65	40	24,7	= 60 Monate

Tab. 31: Kalkulierte Überlebensraten in % (lin: linear; exp: exponentiell)

Aus der Tabelle wird ersichtlich, dass diese Abschätzung für alle drei Systeme zutrifft.

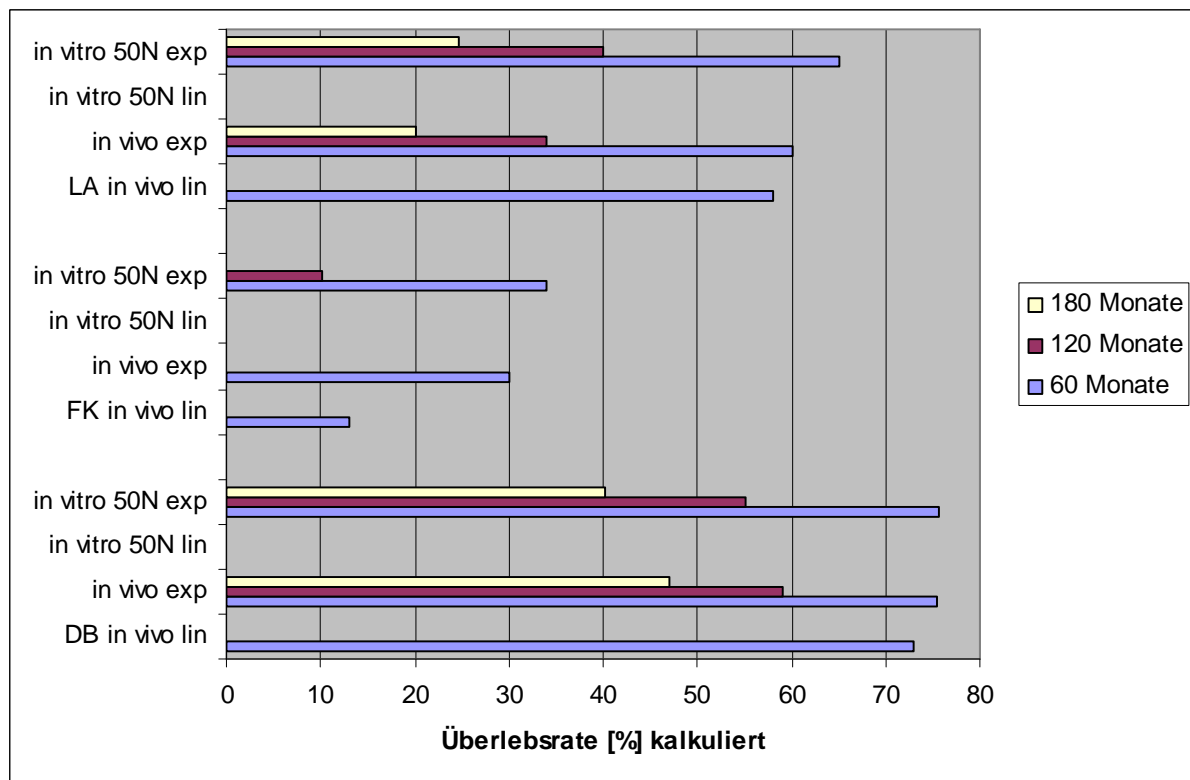


Abb. 45: Graphische Darstellung der kalkultierten Überlebensrate

## 6. Diskussion

### 6.1. Diskussion der Methodik

Die Zähne wurden nach dem Zufallsprinzip in 6 Gruppen eingeteilt, um zu gewährleisten, dass gewisse anatomische Unterschiede, die aufgrund der Verwendung extrahierter menschlicher Zähne physiologischer Weise nicht zu vermeiden sind, gleich auf alle Serien verteilt sind.

Es wurde bei allen Serien der gleiche, klinisch erprobte und bewährte dualhärtende Befestigungskomposit Variolink II verwendet. Die Stifte wurden alle nach dem Rocatec-Verfahren silikatisiert und silanisiert. Man muss aber beachten, dass in der klinischen Studie ein anderer Befestigungszement (Complute (3M Espe, Germany) und EBS-Multi (3M Espe)) verwendet wurde, der zum Zeitpunkt der vorliegenden Studie nicht mehr auf dem Markt verfügbar war. Das verwendete Stumpfaufbaumaterial war identisch. Es ist nicht bekannt, ob die Stifte vor dem Einsetzen am Patienten alle identisch vorbehandelt wurden, zum Beispiel durch Sandstrahlen und Silanisieren. Der Zerstörungsgrad der Zähne muss bedacht werden- die Zähne der klinischen Studie wiesen auch Zerstörungsgrade auf, die eine standardisierte Präparation mit einer 2 mm hohen Stufe und zirkulärem Restdentin

nicht immer ermöglichen. In diesem Sinne wurde bei allen Zähnen auf kronenverlängernde Maßnahmen verzichtet. Dies kann die Ergebnisse beeinflussen, da bewiesen wurde, dass Abweichungen von dieser „Normform“ die Dauerhaftigkeit von Stiftsystemen herabsetzt. NAUMANN et al (2006) zeigten, dass eine geringe Wandstärke von 0,5-0,75 mm und das Fehlen einer zirkulären Umfassung des Zahns im Dentin in Form einer Stufe signifikante Unterschiede auf die maximale Belastbarkeit der Zähne haben. ZHI-YUE et al (2003) untersuchten den Einfluss des Stift-Aufbau-Designs und einer Ferrule-Präparation auf die Bruchfestigkeit und kamen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die Zähne mit Ferrule eine höhere Stabilität aufweisen.

#### **6.1.1. Stiftform**

Mit dieser Studie konnte kein Zusammenhang zwischen der Stiftform und der Bruchfestigkeit festgestellt werden, da nach der 2. Kausimulation die Stifte FibreKor (zylindrisch) und Luscent Anchors (zylindro-konisch) vergleichbare Bruchwerte erzielten. Dieses Ergebnis wurde bereits in einer zweijährigen Studie von NAUMANN (2005) beobachtet. In einer Untersuchung von PEUTZFELD et al (2007) zeigte sich allerdings bei konischen Stiften ein erhöhtes Frakturrisiko im Vergleich zu parallelen Stiften. Ebenso waren die Ausfallraten nach der 2. Kausimulation für FibreKor und Luscent Anchors gleich hoch. Auch ließ sich kein zu starker Einfluss des Durchmessers von glasfaserverstärkten Stiften auf die Stabilität der Zahnwurzeln feststellen, da bei nur einem von 48 Probenkörpern eine reine Wurzelfraktur auftrat. Die Zähne wurden zu Beginn der Studie auf 6 Gruppen verteilt, was gewisse Unterschiede in den Dicken der Wurzeln bedingt. Somit traten bei der Versorgung von dünneren Wurzeln vergleichbar höhere Substanzverluste auf als bei dickeren. Der Vorteil einer reduzierten Stressinduktion bei Beanspruchung von Faserstiften tritt hier zu Tage [LASSILA et al (2004)]. NAUMANN et al (2007) konnte zeigen, dass die Bruchfestigkeit endodontisch behandelter Zähne nicht von der Rigidität des Wurzelstiftes abhängt.

Die Ähnlichkeit zwischen den Elastizitätsmodulen von Dentin und den Stiften erklärt eventuell, dass bei den Ausfällen nur eine Wurzelfraktur auftrat, die typischerweise durch Spannungen in der Wurzel hervorgerufen wird. Dieser klinisch wichtige Vorteil wird aber mit einer geringeren Bruchfestigkeit der Glasfaserstifte gegenüber den Metallstiften erkauft [TOBJORNER et al (2004)].

Positiv an dieser Art der Versorgung tief zerstörter Zähne ist, dass es im Falle eines Schadens oft zum Lösen des Verbundes Komposit /Dentin aufgrund von Spannungen in diesem Bereich kommt. Dies ist leicht zu beheben durch ein Rezementieren des Stiftes, sofern das Dentin kariesfrei gewesen ist. In solchen Fällen konnten in der klinischen Studie von NAUMANN et al (2005) alle Zähne durch Wiedereinsetzen neu versorgt werden. Durch ein anfangs unbemerktes, nur teilweises Lösen des Verbundes und das Eindringen von Speichel (Perkolation) unter die Versorgung kann es zur Entstehung von Karies kommen, was eine Wiederversorgung des Zahnes deutlich erschwert beziehungsweise sogar unmöglich macht.

Die Länge des Stiftes hat Einfluss auf seine Retention [COONEY et al (1986), NERGIZ et al (2002), STANDLEE et al (1978)]. Je länger der Stift gewählt wird, umso mehr Retentionsfläche hat er und um so mehr der einwirkenden horizontalen Kräfte sollen aufgefangen werden. Es sollten in jedem Fall 4 mm der Wurzelfüllung im Kanal belassen werden, um den Apex zuverlässig abzudichten. Wählt man die Stiftlänge im Kanal kürzer, sinkt dadurch das Risiko einer Wurzelf perforation [DELIPERI et al (2005)]. Nach HEIDEMANN (2004) sollen für adhäsiv befestigte faserverstärkte Kunststoffstifte extrem kurze Insertionslängen ausreichen. Eine Stiftlänge von ungefähr 3 mm mit einer genügend hohen Ferrule-Präparation soll einem adhäsiv befestigten Stift und Aufbau genügend Retention und Schutz vor horizontalen Kräften bieten.

### **6.1.2. Abutmentmaterial**

Es gibt zahlreiche Ansätze humane Zähne durch unterschiedliche Materialien (z. B. Metall, Kunststoff) im Laborversuch zu ersetzen [KAPPERT (1991), SCHERRER (1993)]. Bei künstlichen Stümpfen hat man folgende Vorteile: Sie sind problemlos verfügbar und die Übereinstimmung bezüglich Materialqualität und Präparationsdesign ist sehr hoch. Dadurch können identische Dimensionen der Versorgung garantiert werden, was eine geringere Schwankung innerhalb der Ergebnisse erwarten lässt. Nachteilig ist, dass die Ersatzmaterialien zum Teil andere materialtechnische Eigenschaften als Zahnhartsubstanz haben. So unterscheidet sich der Elastizitätsmodul von Metallstümpfen (ca. 200 GPa) stark von dem des menschlichen Zahnes (5-23 GPa) [SCHERRER (1993)]. Durch diesen Unterschied im Elastizitätsverhalten wird die Bruchfestigkeit bei der Betrachtung spröder

Materialien (z.B. IPS Empress II) deutlich überschätzt [ROSENTRITT (2000)]. Mit der Herstellung der Stümpfe aus einem flüssig-kristallinem Polymer (liquid crystal polymer = LCP) kann man dieses Problem umgehen. Der Elastizitätsmodul und die Elastizität von LCP entsprechen weitgehend den Werten von Dentin und bieten sich für Bruchuntersuchungen nach Alterungssimulationen an [ROSENTRITT (2000)]. Es ist aber nicht ätzbar und deshalb nicht für Untersuchungen mit adhäsiver Befestigung von Keramikkrone geeignet. Letztendlich bleiben humane Zähne das geeignete Material für in-vitro Untersuchungen.

In dieser Untersuchung wurden menschliche obere Schneidezähne verwendet, um der klinischen Situation möglichst nahe zu kommen. Die humanen Zähne weisen jedoch Unterschiede bezüglich Geometrie, Zahnhartsubstanz sowie Alterungsgrad auf. Jüngere Zähne haben eine signifikant höhere Ermüdungsfestigkeit [TONAMI et al (1997)]. Es wurde versucht, Zähne auszuwählen, die der klinischen Situation sehr nahe kommen und ähnliche Dimensionen besitzen.

### **6.1.3. Künstliches Parodont**

Durch das Nachstellen der physiologischen Resilienz der Pfeilerzähne wird das Auftreten von Biege- und Torsionsspannungen provoziert. Besonders bei keramischen Werkstoffen spielen diese Kräfte eine wichtige Rolle für ein Versagen unter Langzeitbelastung [EICHNER (1963), KAPPERT (1991), KELLY (1995), KERN (1993,1994)]. In der vorliegenden Studie wurde die physiologische Zahnbeweglichkeit nach der Methode von SCHARNAGEL (1998) nachgestellt. Dessen Untersuchungen zeigten, dass mit seiner Methode ein reproduzierbarer Parodontalspalt hergestellt werden kann, der vor und nach der thermo-mechanischen Wechselbelastung eine Beweglichkeit der Probenkörper in physiologischem Rahmen zulässt. SCHARNAGEL (1998) fand heraus, dass Probenkörper mit künstlichem Parodont signifikant niedrigere Bruchfestigkeiten aufwiesen als solche, die unbeweglich gesockelt wurden. Der Verzicht der beweglichen Sockelung der Proben während der thermo-mechanischen Wechselbelastung führte zu einer annähernden Verdoppelung der Bruchwerte. Auch bei den Bruchfestigkeitsuntersuchungen spielt das künstliche Parodont eine große Rolle. Bei starrer Fixierung erhält man Werte, die im Vergleich zu einer Kontrollgruppe ca. dreimal so hoch ausfallen und so zu einer eindeutigen Überbewertung führen [SCHARNAGEL (1998)]. Deshalb muss in einer In-vitro-



Studie, die klinisch aussagekräftige Ergebnisse liefern soll, die physiologische Aufhängung der Zähne in der Alveole mit ihrer Beweglichkeit nachgeahmt werden. Zu beachten ist allerdings, dass während der Kausimulation keine Lockerung und kein Verdrehen der Zahnproben erfolgen dürfen.

#### **6.1.4. Alterungssimulation**

KREIJCI (1990) definierte eine 5-jährige Tragedauer im Mund mit 1,2Mio Kaubelastungen mit einer Kraft von 50 N und 3000 Temperaturwechseln. Weitere Daten, die eine Korrelation zwischen in vivo und in-vitro Ergebnissen beschreiben liegen im Allgemeinen nicht vor. Es konnte bereits eine ausreichende Beziehung für Verschleißdaten im in-vitro Drei-Medien-Verschleiß gezeigt werden [DEGEE (1994)], aber in der Literatur gibt es keine verlässlichen Angaben bezüglich der Anzahl der Kauzyklen und deren Kaufrequenz. In einer Studie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität Regensburg wurden diese Parameter an Patienten (50 Probanden, Alter 20-45 Jahre) untersucht. Es wurde gezeigt, dass die Anzahl der Kaukontakte bei ca. 4 Millionen für 5 Jahre liegt. Dieser Wert ist zwei- bis dreimal so hoch als in der Literatur beschrieben [KREIJCI (1990)]. Die ermittelte Frequenz liegt bei 1,2 Hz, in der beschriebenen Größenordnung [KREIJCI (1990)]. In einer vorangegangenen Studie wurde bereits gezeigt, dass die Verdopplung der Frequenz keinen signifikanten Einfluss auf die Prüfkörper hat [GEBHARD (2005)].

Die Kraftapplikation auf die Probenkörper wird je nach Art des Kausimulators in ihrem Kraftverlauf während des „Kauens“ als positive Sinuskurve [DELONG (1983)] oder als abgerundete Sägezahnkurve dargestellt [KREIJCI (1990)]. In dieser Arbeit wurden die Vorgaben von KREIJCI (1990) als Standardsimulation für die Testung von Stiftsystemen als geeignet beschrieben. Bei der Variation des Parameters Kraft ging man von diesen Standardwerten aus. Es wurde schon in vorangegangenen Untersuchungen gezeigt, dass die Veränderung der Kaukraft den größten signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit hat [ROSENTRITT (2006)]. Die Reproduzierbarkeit könnte man erhöhen und die Streuungen der Messwerte in der Kausimulation minimieren, wenn man die Kraftgenerierung überarbeiten würde. Bei pneumatisch arbeitenden Systemen stellen Faktoren wie die unterschiedliche Reibung der Druckluftzylinder mit unterschiedlicher Losbrechkraft und die Reibungsunterschiede in den Gleitlagern, die kaum vollständig vermieden werden können, Probleme dar [KUNZELMANN (1998)]. Überwacht man die Ist-Werte im

Vergleich zu den Sollwerten über Drucksensoren durch die Steuerung des Regensburger Kausimulators und legt evtl. eine Vorkraft an, kann man aber den Einfluss auf die Messergebnisse sehr gering halten. Von Vorteil bei der pneumatischen Kraftgenerierung ist der frei programmierbare Kraft-Zeit-Verlauf über ein Proportionalventil. Auf diese Weise kann man Kräfte, die während des Kauvorgangs vorkommen, in weiten Grenzen nachbilden. Die niedrigen Kosten und die lange Lebenszeit der pneumatischen Zylinder sind weitere Vorteile. Die druckgesteuerten Zylinder üben immer die gesamte definierte Kraft aus ( $\pm 5\%$  Abweichung laut Herstellerangaben).

In Untersuchungen wurde gezeigt, dass eine Krafterzeugung über Gewichte die Reproduzierbarkeit erhöht. ZIPPRICH (2004) wies Toleranzen des Kraftmaximums von 20 – 80 % je nach Probenkammer auf. Der erzeugte Kraft-Zeit-Verlauf entspricht nicht den physiologischen Vorgaben. Vom Autor wurde ein Aktor, der die Lorentzkraft ausnutzt, als neues Funktionsprinzip zur Kraftgenerierung vorgestellt, wobei nur der Spulenstrom den generierten Kraft-Zeit-Verlauf beeinflusst. Laut der ersten Ergebnisse liegt die Toleranz bei einem exakt modellierten Kraft-Zeit-Verlauf unter 5%. Allerdings entstehen bei diesem Verfahren hohe Kosten [ZIPPRICH (2004)]. Bei pneumatischer oder durch Druck erzeugter Belastung von festsitzendem Zahnersatz konnte kein signifikanter Einfluss auf die Belastbarkeit bis zum Bruch gefunden werden [ROSENTRITT (2006)].

Um eine ähnliche Problematik wie bei der Kaukraft handelt es sich bei der angegebenen Zahl der Temperaturwechsel. In der Literatur findet man keine konkreten Angaben dazu. JACOBS (1973) bewies, dass die Gewohnheiten der Probanden bei den Temperaturwechseln in der Mundhöhle eine große Rolle spielen. Generell 3000 Temperaturwechsel mit 60 Monaten klinischer Tragedauer gleichzusetzen erscheint somit wenig sinnvoll. Weitere Untersuchungen zu dieser Thematik wären notwendig und einzelne Parameter müssten detailliert untersucht werden. KUNZELMANN (1998) beschreibt das Problem von hohen Temperaturschwankungen ( $\pm 5^\circ\text{C}$ ) im Thermocyclingsystem. Im Regensburger Kausimulator werden Temperaturschwankungen vermieden, indem man mit getrennten Wasserabläufen für Kalt- und Warmwasser arbeitet. Durch eine ausreichende Kühl- und Heizleistung wird die Temperatur auch in den Prüfkammern gewährleistet. Nur geringen Einfluss auf die Bruchfestigkeit von Brücken zeigen die Versuchsparameter Antagonist, Abhebeweg und Winkel der Kraftapplikation

[ROSENTRITT (2006)]. Sie sollten aber trotzdem nicht außer Acht gelassen werden und eventuell in weiteren Studien geprüft werden. Es konnte nachgewiesen werden, dass die Geometrie der Restauration und das Abutmentmaterial [SCHERRER (1993), PLEIN (1999)] Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Materialien haben. Deshalb ist es wichtig möglichst identische Geometrien bei den Probenkörpern zu erzielen. Durch eine definierte Vorgabe verschiedener Parameter als Rahmenbedingungen für in-vitro- Simulationen verschiedener Arbeitsgruppen kann ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit erzielt werden.

#### **6.1.5. Werkstoffe**

Setzt man Keramik einer thermozyklischen Belastung aus, nimmt man einen Abfall der Bruchfestigkeit an [KERN (1994)]. Es wurde nachgewiesen, dass die Bruchlastwerte mit Alterungssimulation niedriger lagen als die Werte der Vergleichsgruppe ohne dynamisch-zyklische Belastung. Auch die Biegefestigkeit der Keramik nimmt unter Wechsellast ab [GEIS-GERSTORFER (1999)]. Keramik wird durch Lasteinwirkung signifikant geschwächt [MYERS (1994), KUNZELMANN (1990)]. Bei der zyklischen Belastung spröder Materialien entstehen oberflächliche und tiefer gelegene Mikrocracks, die die Festigkeit des Materials vermindern [LAWN (2001)].

Ebenso nimmt das Weibullmodul bei Kausimulation ab [KUNZELMANN (1990)]. Dies zeigt die reduzierte Festigkeit und die geringere Zuverlässigkeit der Keramik mit zyklischer Last aufgrund der akkumulierten zyklischen mechanischen Ermüdungsbeschädigung auf. MYERS et al. (1994) konnten unter dem Einfluss der Fatiguesimulation einen direkten Zusammenhang zwischen der Festigkeit und der Größe und Dauer der Belastung der Keramiken nachweisen.

Auch bei Kompositen gibt es Alterungsprozesse und eine Festigkeitsabnahme unter Wasserexposition. Durch den Speichel werden die Zementfugen ausgewaschen und durch die thermische Belastung nehmen die anfangs hohen Haftwerte zwischen Keramik, Zement und Dentin ab. Dies kann sowohl an einer Schädigung der Polymerstruktur des Zementes durch Wasser, als auch an einer hydrolytischen Degradation der beteiligten Dentinstrukturen liegen. Der Einfluss des Befestigungsmaterials auf die Randqualität ist sehr gering [ROSENTRITT (2007)]. Der Verbund von Schmelz, dualhärtendem Kompositzement und Glaskeramik weisen nach Thermocycling Werte zwischen 15 und 18 MPa auf [CHANG (1998)].

Die initialen Haftwerte zum Dentin betragen zwischen 12 und 18 MPa [BURROW (1994), PERDIGAO (1994)], die aber nach 2-3 Jahren auf bis zu 8 MPa abfallen [HASHIMOTO (2000)]. Der Verbund von mit Flusssäure geätzter Keramik und Befestigungskomposit unter Verwendung eines Haftsilans wird in zahlreichen in-vitro-Untersuchungen als ausreichend dauerhaft beschrieben [KAMADA (1998), SHAHVERDI (1998)], sodass man von einem längerfristig wasser- und thermostabilen Klebeverbund ausgehen kann [KERN (1994)]. Der Verbund zwischen glasfaserverstärkten Werkstoffen zum Komposit ist bisher unzureichend, weshalb man bei glasfaserverstärkten Wurzelstiften als häufiges Versagensmuster ein Lösen des Stiftes beobachtet.

#### **6.1.6. Physiologie der Mundhöhle**

Im Mund sind die Versorgungen unterschiedlichen Einflüssen ausgesetzt. In den in-vitro-Untersuchungen strebt man an, diese Bedingungen möglichst identisch zu simulieren. Dazu zählen die hydrolytischen Prozesse (verursacht durch das feuchte Mundmilieu) und die starken Temperaturschwankungen (bedingt durch die Nahrungsaufnahme). Diese Faktoren wurden im Labor durch Thermocycling oder mehrwöchige Wasserlagerung nachgestellt. In vivo sind die Zähne und deren Versorgungen Temperaturschwankungen von -8° bis 81° C ausgesetzt. Nach KERSCHBAUM (1995) betragen die Temperaturen an den relevanten Grenzflächen der Versorgungen zwischen 5° und 52°C.

Für die Kaukraft werden in der Literatur Werte zwischen 5 und 700 N angegeben [KÖRBER und LUDWIG (1983), EICHNER (1963), ANDERSON (1953)]. Bei Spitzenbelastungen wie Bruxismus wurden bis zu 1000 N gemessen [GROSS et al. (1987)]. In den Standardversuchen wurden derartige Maximalbelastungen aber nicht berücksichtigt [SCHWICKERATH (1992), (B)]. Beim Kauen und Schlucken liegt die Kaubelastung je nach Nahrungskonsistenz bei 5 bis 35 N bei einer Frequenz von 2 Hz [JÄGER et al. (1989)]. In anderen Untersuchungen wurden Werte von 35-70 N angegeben [ANDERSON (1953), EICHNER (1963)]. Mit Kräften von 25 bzw. 50 N liegt man also im Bereich der Belastungen im Mund.

Zur Simulation einer 5-jährigen Verweildauer im Mund wurden im in-vitro-Versuch die Proben in 6000 Wechselzyklen für je 2 Minuten von 5° C bzw. 55° C temperierten, entionisierten Wasser umspült. In dieser Untersuchung wurden die

Faktoren der zusätzlichen vierwöchigen Wasserlagerung, der Simulationskraft und –dauer variiert, um deren Einfluss auf die Dauerhaftigkeit der Versorgungen zu prüfen.

## **6.2. Diskussion der Ergebnisse**

### **6.2.1. Bruchfestigkeit**

Für die maximalen Kaukräfte findet man in der Literatur viele und stark variierende Angaben. Sie reichen bis zu 1000N bei Bruxismus [GROSS et al. (1987)]. Es ist deshalb schwierig festzulegen, ob die nach Kausimulation ermittelten Werte als ausreichend eingestuft werden dürfen. Es bleibt lediglich zu sagen, dass alle Stiftsysteme den kleinsten als maximale Kaukraft festgelegten Wert weit überschreiten. Man muss berücksichtigen, dass die mit Stiften versorgten Zähne in der Mundhöhle oft auch extremen Belastungen wie Knirschen und Pressen oder anderen Fehlbelastungen in ungünstigen Kraftachsen ausgesetzt werden, die im Kausimulator nicht berücksichtigt werden konnten. Auch die Ernährungsgewohnheiten der Patienten spielen eine Rolle. Über die Haltbarkeit der Versorgungen unter solchen Extremlastungen müssen klinische Erfahrungswerte herangezogen werden, da dies die Möglichkeiten einer Simulation übersteigt.

Bereits Protrusionsbewegungen im Patientenmund können Versorgungen im Frontzahnbereich auf die Dauer schwächen, weshalb so versorgte Zähne nach Möglichkeit von diesen Belastungen ausgenommen werden sollten [BOLDT (2007)]. Es ist auch nicht zu vernachlässigen, dass in der Mundhöhle die Zähne nicht immer in der physiologischen Belastungsrichtung von 135° belastet werden, mit der man in der Simulation arbeitet. Bei den Ergebnissen werden stark streuende Werte beobachtet, die eventuell auf eine Verschiebung der palatinalen Kontaktfläche zurückzuführen sein könnte. Idealerweise sollte ein ausgeprägtes Tuberkulum mit Kontakt auf der Unterkieferfront bei maximaler Interkuspidation und tendenziell tiefem Biss angestrebt werden, um die Belastung des Stiftaufbaus möglichst klein zu halten [BOLDT (2007)]. Es wurde bewiesen, dass Zähne mit einer Stufenpräparation von 2 mm Höhe und einem Wurzelstift bessere Bruchwerte erzielten als rein wurzelgefüllte Zähne [NAUMANN (2007), ROSENTRITT (2004)].

Betrachtet man die Bruchwerte nach der Simulation, fällt auf, dass man auf unterschiedlich hohe Bruchwerte stößt, abhängig davon, ob man die Nullwerte mit einbezieht oder nicht. Dieser Faktor spielt durchaus eine große Rolle, da nach der Simulation mit 50N bereits viele Zähne während der Kausimulation ausfielen und

schließlich im Bruchversuch nicht mehr gebrochen werden konnten. Dies gibt einen Hinweis darauf, dass mit 50N Dauerbelastung für einen großen Teil der Versorgungen die maximale Belastungsfähigkeit erreicht ist. Bei 25N war dies noch nicht der Fall, da alle Zähne die Kausimulation mit höchstens geringen Schäden überstanden haben. Dies gibt in der Klinik Aufschluss darüber, mit welcher Kraft die Versorgung im Patientenmund beansprucht werden kann.

Insgesamt waren die Werte ohne Nullwerte nach der 1. Kausimulation niedriger als die nach der zweiten. Grund dafür ist die fehlende Alterung der Zähne bei der 2. Kausimulation. Durch länger dauernde Wechselbelastung, Temperaturänderungen und einwirkende Feuchtigkeit kommt es zur Materialermüdung. Wasser hat für ein Komposit eine Penetrationsrate von etwa 10 mm/ Jahr. Bei einer Wasserlagerung von 4 Wochen wie in der vorliegenden Studie kann man nur von einer teilweisen Penetration mit Wasser ausgehen, was durchaus Einfluss auf die Bruchfestigkeit haben kann. Zunächst bricht das Zementsiegel am Kronenrand auf. Die Verbundfläche wird sukzessive reduziert, sodass schließlich bereits eine kleine Belastung ausreicht, um ein Versagen herbeizuführen. Dies wird als Begründung für die niedrigeren Bruchwerte der Zähne der 1. Kausimulation im Bruchversuch angesehen. Bei der 2. Kausimulation sind diese Alterungsprozesse durch die kürzere Belastungsdauer reduziert, dass in diesem Falle eher eine einmalige Kraftspitze benötigt wird, um zum Bruch zu führen [BOLDT (2007)].

### **6.2.2. Frakturmuster**

Nach der ersten Simulation traten meist gemischte Bruchmuster auf. Im Vergleich zur zweiten Simulation trat Bruchmuster C gehäuft auf. Dieses Frakturmuster verläuft zwischen Kompositaufbau und Dentin; es hat sich also der Verbund gelöst. Es fand eine Hydrolyse des Verbundes nach einer teilweisen Penetration mit Wasser zwischen Komposit und Stift bzw. Dentin statt. Durch die Belastung des Zahnes von oral wurde durch die entstandene Biegung des Prüfkörpers der Bereich des vestibulären Kronenrandes komprimiert und der an der oralen Zementfuge beginnende Bruchspalt suchte sich entlang des Stiftes an der Vestibulärfläche außerhalb des Spannungsbereichs einen Weg schräg nach unten.

Auffallend war, dass nach der 2. Kausimulation fast ausschließlich Bruchmuster B auftrat. Diese Bruchform verläuft rein im Dentin des Stumpfes, der Verbund zum

Aufbaukomposit ist also hier noch intakt. Die für Bruchmuster C beschriebene Frakturmechanik gilt auch hier mit dem Unterschied, dass der Bruch am oralen Kronenrand rein im Dentin verläuft. Hier scheint der Haftverbund des Befestigungskomposits stabiler zu sein als die Zahnhartsubstanz in diesem Bereich. Diese Beobachtung lässt sich darauf zurückführen, dass bei der 2. Kausimulation die künstliche Alterung wegfällt, die den Verbund durch die längere Belastungsdauer, die Temperaturunterschiede und die Hydrolyse schwächen, und lediglich starke mechanische Kräfte die Probenkörper belasten.

Es muss auch die unterschiedliche Beschaffenheit des Kanallumens bedacht werden. Seitenkanäle können es hier einem Frakturspalt ermöglichen sich leichter auszubreiten und können als Sollbruchstellen wirken.

Im Falle eines Lösens des Stiftes aus dem präparierten Kavum blieb der Befestigungskunststoff zum großen Teil an den Stiften haften. Nach BALBOSH (2006) treten gemischte Versagensmuster bei sandgestrahlten Stiften auf. Diese zeichnen sich durch eine Adhäsionsfraktur an der Befestigungszement- Stift-Grenze und an der Befestigungszement-Dentin-Grenze und einem Kohäsionsbruch innerhalb des Befestigungszements aus. Durch Sandstrahlen der Stifte konnte ihre Retentionskraft signifikant gesteigert werden, während das Aufbringen eines Primers die Haftwerte nicht entscheidend verbesserte.

### **6.2.3. Vergleich der Bruchmuster nach Kausimulation und Bruchversuch**

Es lässt sich anhand der Ergebnisse dieser Studie schlussfolgern, dass der Bruchversuch die bei der Kausimulation mit 50 N auftretenden Frakturmuster identisch nachzustellen vermag. Dies verdeutlicht, dass diese Versuchsanordnung durchaus für das Testen der Haltbarkeit von Glasfaserstiftversorgungen von Bedeutung zu sein scheint. Damit wird auch bestätigt, dass man bei einer Belastung der Zähne mit 50N bereits von durch einzelne Kraftspitzen verursachten Schäden der Probekörper ausgehen kann, wie sie ebenso im Bruchversuch erzeugt werden.

### **6.2.4. Schwachstelle Verbund Stumpf-Kompositaufbau**

Als schwächste Stelle des Systems Stiftversorgung stellte sich der Verbund Stumpf-/Kompositaufbau heraus. Bei diesem Verbund treten Schwierigkeiten auf, die in der Anatomie des Zahnes begründet liegen. Aufgrund der Tatsache, dass nur Zähne bei denen höchstens noch eine Kavitätenwand steht, mit Stiften stabilisiert werden, liegt

bei diesen tief zerstörten Zähnen das verbleibende Dentin meist unter Gingivaniveau. Das hat zur Folge, dass in diesen Bereichen die Dentintubuli senkrecht zum Pulpenkavum liegen und diese bei der Präparation zum Großteil längs angeschnitten werden. Bringt man auf diese Flächen dann ein Adhäsivsystem auf, fehlt diesem weitgehend die Möglichkeit in quer angeschnittene Dentintubuli einzudringen und Tags auszubilden, die einen guten Verbund zwischen Dentin und Adhäsiv ermöglichen. Dies liegt daran, dass der Durchmesser der Tubuli von der Pulpa weg abnimmt und die Tags somit in unter sich gehenden Bereichen haften.

Zur Lösung dieses Problems wird empfohlen auf dem Stumpfplateau zirkulär um das Kavum für den Stift mit einem kugelförmigen Diamanten eine Rinne in das Dentin zu präparieren, um somit mehr Dentintubuli quer anzuschneiden und dadurch dem Adhäsiv mehr Angriffsfläche zu bieten. Diese Rillenverankerung könnte den Verbund verbessern.

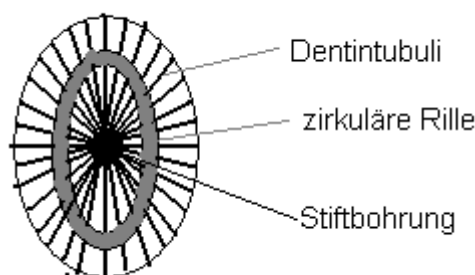


Abb. 46: Präparation der Rillenverankerung

Weitere Fehlerquellen liegen in der Art der Verarbeitung des Adhäsivs und der Komposits [BEHR (2007)]: So können selbstätzende Primer durch nicht neutralisierte Säuren zu Abbindestörungen von dual- und chemisch härtenden Kompositen führen. Aus diesem Grund sollte man diese Materialien nicht kombinieren.

Darüber hinaus wurde festgestellt, dass es nötig ist das vom Hersteller angegebene Mischungsverhältniss von Katalysator- und Basispaste bei Befestigungskompositen genau einzuhalten [BEHR (2006)]. Dieser Aspekt wurde im Versuch aber nicht überbewertet, da ein genaues Abwiegen der einzelnen Pasten nicht dem klinischen Standard entspricht. Ebenso wurde auf ein Einfüllen des Komposites mit speziellen feinen Kanülen in das Lumen verzichtet, da dies von den meisten Zahnärzten nicht praktiziert wird. Das Einbringen mit Kanüle führt allerdings zu einer homogenen



Benetzung der Materialien mit dem adhäsiven Befestigungszement [WATZKE (2008)].

#### **6.2.5. Zahl der Ausfälle, Kausimulator-Einstellung**

Vergleicht man die Ausfälle nach 25N und 1,2Mio Zyklen mit denen nach 50 N und 1,2Mio Zyklen ist klar ersichtlich, dass die Ausfälle nach der ersten Simulation viel zu gering waren. Diese lassen sich auch nicht nach 4 Wochen Wasserlagerung zur Alterung und weiteren 1,2Mio Kauzyklen bei 25N erreichen.

Zu der Simulation mit 25N lässt sich also sagen, dass die Ausfälle im Vergleich zu den klinischen Daten zu gering waren. Diese Art der Simulation ermöglicht lediglich ein Ranking der einzelnen Stiftsysteme, aber keine Aussage über die Haltbarkeit im Mund.

Mit 50N Kaukraft im Simulator sind die Ausfälle vermutlich besser für die Aussage über die klinische Anwendbarkeit der Stifte geeignet. Die Kraft ist nun so hoch gewählt, dass bei den in-vitro- Versuchen meist gravierende Ausfälle auftraten als bei der in vivo Studie gefunden wurden. Dies ist aber durchaus erwünscht, da bei Überleben der Stifte einer sehr harten Simulation die klinische Haltbarkeit mit einer höheren Sicherheit vorhergesagt werden kann. Es lässt sich so besser abschätzen, ab welcher Beanspruchung im Mund die maximale Belastbarkeit der Versorgung erreicht ist. Durch eine höhere Kraft bei der Simulation werden also brauchbare Ergebnisse geliefert.

Der Zeitfaktor bietet einen weiteren Vorteil, da die Simulation mit 25N und vierwöchiger Wasserlagerung wesentlich länger dauert (6 Wochen). Somit kann der Zeit-, Arbeits- und Kostenaufwand minimiert werden. Allerdings fehlt bei der zweiten Methode der Faktor der Alterung, was man in gewissen Maß als Nachteil ansehen muss. Für eine erste Abschätzung der mechanischen Eigenschaften eines neuen Materials ist diese Simulation aber gut geeignet. Besteht der Werkstoff diesen Test mit akzeptablen Ergebnissen, kann eine weitere, die Alterung stärker mit einbeziehende Studie durchgeführt werden.

### **6.3. Diskussion der Graphen und Berechnungen**

#### **6.3.1. Lineare und exponentielle Kurvendiskussion**

Beim ersten Vergleich der In-vitro-Daten nach der 1. Kausimulation mit den prozentualen Ausfallquoten der klinischen Studie fiel auf, dass man bei linearer

Berechnung und exponentieller Betrachtung unterschiedliche Faktoren für die Krafterhöhung bei der Kausimulation bekam. Linearer Berechnung zufolge hätte man für DP die Kraft um das 3-4 fache, für FK um das 5-7 fache und für LA um das 3-9 fache erhöhen müssen, um auf ähnliche Ausfallprozentsätze wie in der klinischen Studie zu kommen. In der exponentiellen Betrachtung war jedoch die Erhöhung der Kraft auf das doppelte ausreichend, um die Situation am Patienten in ausreichendem Maße nachstellen zu können und so eine Voraussage über die Haltbarkeit der Stiftversorgungen treffen zu können. Die exponentielle Kurvenanpassung scheint also besser geeignet zu sein, die Ausfälle der klinischen Studie darzustellen und ermöglicht eine genauere Anpassung der Kraft für die zweite Kausimulation.

Es muss berücksichtigt werden, dass sowohl in der klinischen Studie als auch in der vorliegenden In-vitro-Untersuchung nur geringe Fallzahlen betrachtet und verglichen werden. Dadurch kann es zu einer Verzerrung der Kurven kommen.

Anhand der in der statistischen Auswertung erstellten exponentiellen Kurvendiagramme ließ sich aus den vorgegebenen klinischen Daten die Überlebensrate für Stifte nach 60 Monaten vorherbestimmen. Aus den parallel dazu erstellten Kurven für die In-vitro-Ausfälle konnte dann abgelesen werden, wie viel Kauzyklen der für 60 Monate bestimmten klinischen Überlebensraten für das jeweilige Stiftsystem entsprachen. Bei LA und DP lag man mit den dafür benötigten Kauzyklen weit unter 1,2Mio, was bedeutet, dass die Belastung im Kausimulator zu stark war. Dies ist aber beim Test neuer Materialien durchaus erwünscht, da dann beim Überleben solch einer Simulation Anhalt dafür besteht, dass diese auch im klinischen Einsatz den mechanischen Belastungen standhalten. Für FK war die geschätzte Simulationskraft nicht ausreichend hoch, um ähnliche Ausfälle wie im Klinischen zu erzielen.

In Tabelle 26 sind die Ergebnisse der Umrechnung des klinischen Überlebens in Kauzyklen aufgeführt. Daraus lässt sich folgern, dass eine Kraft von 25N für die Simulation klinisch adäquater Ausfälle zu gering und eine Kraft von 50N zu hoch ist. Die ideale Kraft für die Abschätzung der Haltbarkeit dieser Materialien in der Mundhöhle scheint also zwischen 25 und 50N zu liegen. Um sie genauer zu definieren müsste man weitere Untersuchungen vornehmen.

Die Berechnung der Überlebensraten bis 15 Jahre bzw. 3,6Mio Kauzyklen stellt einen ersten Versuch dar das klinische Verhalten eines Materials anhand einer Kausimulation mit einer für das Material definierten Kraft und dem Berechnen des

Überlebens mit der oben aufgeführten Überlebensformel für einen längeren Zeitraum vorherzusagen.

Gedanke bei den mathematischen Berechnungen war es die Anzahl der Kauzyklen zu berechnen, die den jeweiligen klinischen Ausfällen entsprechen, um daraus Anhaltspunkte zu erhalten, wie man die Parameter für die Kausimulation wählen müsste, um das Verhalten der untersuchten Materialien vorhersagen zu können. Als mögliche Fehlerquellen für Abweichungen der Korrelation sind folgende Punkte zu diskutieren: es wurde von kleinen Prüfgruppen (je 8 Probekörper) ausgegangen, was nicht immer repräsentative Ergebnisse liefert. Hier sollte in einer weiteren Untersuchung eine höhere Anzahl gewählt werden. Die in der Studie gewählten Kräfte für die Kausimulation stellten sich nicht als ideal heraus um das klinische Versagen identisch nachzustellen. Es sollte also zunächst die Kraft für die Simulation in weiteren Versuchen bestimmt werden, um den Versuchsaufbau zu verbessern.

### **6.3.2. Diskussion der Berechnung auf 15 Jahre/3,6Mio Kauzyklen**

In Tabelle 27 wurden die Überlebensraten bis 15 Jahre bzw. 3,6Mio Kauzyklen in einer linearen und einer exponentiellen Kurvenanpassung berechnet und gegenübergestellt. Die linearen Graphen gehen vor 60 Monaten bzw. 1,2Mio Kauzyklen auf ein Überleben von 0% zurück. Berechnet man die Überlebensraten aus der Steigung der Graphen (Tab. 26), fallen die Werte nicht ganz so steil ab. Als Grund für dieses Verhalten könnte man die fehlende Mittelung in Form eines Kurven-Fittings diskutieren. Trotz fehlender klinischer Studien über Zeiträume, die länger als 5 Jahre gehen, scheint es unwahrscheinlich, dass alle Stifte nach 60 Monaten versagen. Somit scheint eine exponentielle Betrachtung für das Abschätzen des Versagens der untersuchten Materialien besser geeignet zu sein. Das Kurven-Fitting zwischen den Kauzyklen der Kausimulation und den Überlebensmonaten stimmt aber bis 15 Jahre bzw. 3,6Mio Kauzyklen überein. Dies zeigt, dass man anhand der verwendeten Formeln Aussagen über die Haltbarkeit eines Werkstoffes machen kann. Dies sollte in weiteren Studien genauer untersucht werden.

## 7. Zusammenfassung

48 humane obere Front- und Eckzähne wurden endodontisch versorgt und anschließend mit verschiedenen Glasfaserstiften (Dentin Post, FibreKor, Luscent Anchors), identischen Aufbauten und denselben Vollkeramikkronen versorgt.

Ausgangspunkt dieser Untersuchung waren die Ausfallraten der klinischen Studie von NAUMANN (2005 und 2008), anhand derer man die Ausfallquoten einer ersten in-vitro-Simulation mit 25N und 2,4Mio Kauzyklen einschließlich 4 Wochen Wasserlagerung verglich und versuchte eine Anpassung des Faktors „Kraft“ mittels mathematischer Berechnungen herzustellen. Es folgte eine weitere Kausimulation mit einer erhöhten Kraft von 50N und einer verringerten Simulationsdauer von 1,2Mio Zyklen; auf eine Wasserlagerung wurde verzichtet. Alle überlebenden Zähne wurden im Bruchversuch bis zum Bruch belastet.

Die Serien wurden bezüglich der Bruchkräfte, der Frakturmuster und der Anzahl der Ausfälle ausgewertet und statistische Berechnungen (Boxplot, Mann Whitney U-Test, Kaplan Meier) einschließlich mathematischer Korrelationen durchgeführt. Die Ergebnisse wurden miteinander verglichen und interpretiert.

Ziel der Studie war es die Situation im Patientenmund durch die Anpassung des Kausimulationsparameters „Kraft“ möglichst identisch nachzustellen. Fraglich war inwieweit dies im Rahmen einer In-vitro-Untersuchung möglich ist, um noch vor der Durchführung einer klinischen Studie aussagekräftigere Daten über die zu erwartende Haltbarkeit der Versorgungen zu gewinnen. Mittels einer Korrelation wurden Überlebenswerte auf 180 Monate (15 Jahre) bzw. 3,6Mio Kauzyklen berechnet. Dies sollte ein erster Ansatz sein, anhand der in einer Kausimulation erhaltenen Daten das in-vivo-Verhalten eines Materials vorhersagen zu können. Es wurde untersucht, ob sich dafür eine lineare oder exponentielle Kurvenanpassung eignet.

Die Simulation mit 50N führte zu höheren Bruchkräften, aber auch zu einer erhöhten Ausfallquote im Vergleich zu der länger dauernden Kausimulation mit 25N. Die Simulation mit 25N über einen längeren Zeitraum führte zu einer stärkeren Alterung, was an den niedrigeren Bruchkräften und dem gehäuften Lösen des Verbundes Komposit-Dentin im Falle eines Versagens des Probekörpers deutlich wurde. Bei Verwendung der von KREJCI (1990) postulierten allgemein verwendeten Parameter (5°-55°C, **50N**, 1,6Hz für **1,2Mio** Kauzyklen und 6000 Thermozyklen) fand man Ausfallraten, die vergleichbar oder sogar höher waren als die der in-vivo-Daten. Nach

einer Kausimulation mit 50N traten identische Bruchmuster auf als nach dem Bruchversuch der verbleibenden Restaurationen. Somit scheint dieser Versuch ebenfalls von Bedeutung für die Beurteilung der Haltbarkeit von Restaurationen zu sein. Die exponentielle Kurvendiskussion erwies sich als geeigneter für die Darstellung der Überlebensraten und Abschätzung der Krafterhöhung für die zweite Simulation als die lineare Darstellung. Die mathematische Vorausbestimmung der Haltbarkeit eines Materials auf 3,6Mio Kauzyklen bzw. 180 Monaten gelang im Rahmen dieser Studie.

Aufgrund dieser Ergebnisse der vorliegenden in-vitro-Untersuchung sind die in der 2. Simulation gefunden Parameter geeignet, um eine Vorhersage auf das klinische Verhalten von Frontzahnstiftversorgungen zu treffen.

Der Versuchsaufbau ließe sich verbessern, indem man in erneuten Versuchen die Kraft, die zwischen 25N und 50N liegen muss, genauer angleicht, um die Ausfälle der klinischen Studie noch besser nachstellen zu können. Überlegenswert wäre auch die Simulationsdauer zu verlängern, um die Alterung der Restaurationen wieder in den Versuchsaufbau aufzunehmen.

## **Summary**

This investigation is based on the question whether it is possible to achieve evident data for estimating the longevity of dental restorations by means of an in-vitro study. Therefore the aim of the study was to simulate the clinical situation trying to optimize the quality of the simulation by adjusting the parameter "chewing force". Survival rates were calculated by correlating up to 180 months (15 years) or 3.6 million loading cycles. The data which were received in an in-vitro simulation should be used to predict the clinical behaviour of the restorations. The survival rates of clinical examinations (NAUMANN 2005 and 2008) were used for comparison. It was examined whether linear or exponential mathematical models showed a better curve fitting.

48 human upper incisors and canines were endodontically treated and restored with fiber reinforced resin posts, identical cores and all-ceramic crowns. A first simulation with 25 N chewing force and 2.4 million cycles including a period of four weeks water storage was compared to the clinical data. A further simulation with 50 N and 1.2 million cycles without any water storage was started. All remaining teeth were loaded to fracture. Fracture force, fracture pattern and number of failures were evaluated

and statistics (Median (25%/75%); Mann Whitney U-test and Kaplan-Meier ( $\alpha=0.05$ )) including mathematical correlations were performed.

After simulation with 50 N both, fracture forces and failure rates were higher than after simulation with 25 N. The longer lasting simulation with 25 N caused higher aging effects. Using simulation parameters (KREJCI 1990; 5°-55°C, 50 N, 1.6Hz, 1.2 million cycles and 6000 thermo cycles) failure rates after simulation were comparable or even higher than the in vivo failure rates. 50 N-simulation failure patterns were comparable to patterns after fracture testing. Therefore loading to fracture seems important for the evaluation of a restoration. A mathematical exponential curve fitting model was more suitable for describing survival rates than linear curve fitting. The simulation with 50 N can be used for predicting clinical longevity of post and core restorations of upper incisors and canines. The accuracy of a prognosis by in-vitro experiments may be improved by performing both, 25 N and 50 N simulations and by increasing the number of mechanical loadings up to 3.6 million.

## **8. Danksagungen**

Herrn Prof. Dr. Gerhard Handel möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas und für die Endkorrektur danken.

Ganz besonderer Dank gilt Herrn Dipl.-Ingenieur Dr. Martin Rosentritt für seine Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und der Auswertung der Daten. Besonders schätzte ich seine Geduld beim Berechnen der Korrelation und seine vielen Tipps beim Schreiben der Doktorarbeit.

Frau Dr. Margarete Reill danke ich sehr herzlich für die Hilfe beim Herstellen der Probenkörper und bei den ersten Schreibversuchen.

Frau Gudrun Karch, Herrn Heinz Schmidke, sowie den Angestellten des Labors für zahnärztliche Prothetik danke ich für die tatkräftige Unterstützung bei den Laborarbeiten.

## 9. Lebenslauf

Name: Jungbauer

Vorname: Monika Maria

Geburtsdatum: 09.09.1983

Geburtsort: Deggendorf

Eltern: Dr. Eberhard Jungbauer, Zahnarzt  
Dr. Maria Jungbauer, Zahnärztin

Geschwister: Stefan Jungbauer, Student

Schul Ausbildung: 1990-1994 Grundschule Theodor Eckert in Deggendorf  
1994-2003 Comenius Gymnasium in Deggendorf  
2003 Abitur

Studium: WS 2003/04 Beginn des Studiums der Zahnmedizin am  
Universitätsklinikum Regensburg  
SS 2008 Staatsexamen der Zahnheilkunde  
04.12.2008 Approbation als Zahnärztin  
seit 02.01.2009 tätig als Assistenz Zahnärztin in der  
Zahnarztpraxis Dr. Ludwig Bauer, Passau



## 10. Literaturverzeichnis

1. Abdul Salam SN, Banerjee A, Mannocci F, Pilecki P, and Watson TF. Cyclic loading of endodontically treated teeth restored with glass fibre and titanium alloy posts: fracture resistance and failure modes. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2006;14(3):98-104.
2. Anderson DJ. A method of recording masticatory loads. *J Dent Res* 1953;32:785.
3. Anusavice KJ and Phillips RW, Phillips` science of dental materials. 10th ed.1996.(W.B.Saunders Company.
4. Asmussen E, Peutzfeldt A, and Sahafi A. Bonding of resin cements to post materials: influence of surface energy characteristics. *J Adhes Dent* 2005;7(3):231-4.
5. Assif D and Ferber A. Retention of dowels using a composite resin as a cementing medium. *J Prosthet Dent* 1982;48(3):292-6.
6. Assif D, Oren E, Marshak BL, and Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 1989;61(5):535-43.
7. Assif D and Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):565-7.
8. Attar N, Tam LE, and McComb D. Flow, strength, stiffness radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc* 69[8], 516-521. 2003.
9. Balbosh A and Kern M. Effect of Surface Treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):218-23.
10. Baran G, Boberick K, and McCool J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001;12(4):350-60.
11. Bateman G, Ricketts DN, and Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J* 2003;195(1):43-8.
12. Bates JF, Stafford GD, and Harrison A. Masticatory function--a review of the literature. 1. The Form of the Masticatory Cycle. *J Oral Rehabil* 1975;2(3):281-301.
13. Bates JF, Stafford GD, and Harrison A. Masticatory function- A review of the literature II. *J Oral Rehabil* 1975;3:349-61.

14. Bates JF, Stafford GD, and Harrison A. Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil* 1976;3(1):57-67.
15. Behr M, Rosentritt M, Loher H, and Handel G. Effect of variations from the recommended powder/liquid ratio on some properties of resin-modified cements. *Acta Odontol Scand* 2006;64(4):214-20.
16. Behr M. Adhäsiv oder konventionell zementieren. *ZM* 2007;97(10):40-4.
17. Belvedere PC and Lambert DL. Use of an esthetic carbon-fibre post in a single-visit composite crown. *Compend Suppl Restorat Q* 1999;1:3-7.
18. Bergmann B, Lundquist P, Sjörgen U, and Sundquist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent* 1989;61:10.
19. Boldt J., Rottner K., and Richter E.J. Die Biomechanik von Stift-Stumpfaufbauten bei oberen Frontzähnen. *ZWR* 2007;116(10):484-9.
20. Bolhuis P, de Gee A, and Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int* 2004;35(8):657-67.
21. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963;66:57-64.
22. Braga RR, Ballester RY, and Carrilho MR. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J Prosthet Dent* 81[3], 285-289. 1999.
23. Bronwasser PJ, Mörmann WH, Krejci I, and Lutz F. Marginale Adaptation von Cerec-Dicore-MGC-Restaurationen mit Dentinadhäsiven. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991;101:162.
24. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.
25. Burrow MF, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, and Hosoda H. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *J Dent Res* 1994;73(2):522-8.
26. Calamia JR and Simonsen RJ. Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *J Dent Res* 1984;54:649-52.
27. Caputo AA, Standlee JP, and Collard EW. The mechanics of load transfer by retentive pins. *J Prosthet Dent* 1973;29(4):442-9.

28. Chang JC, Nguyen T, Duong JH, and Ladd GD. Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent* 1998;79(5):503-7.
29. Chapman KW, Worley JL, and von Fraunhofer JA. Retention of prefabricated posts by cements and resins. *J Prosthet Dent* 1985;54(5):649-52.
30. Christensen G.J. Treating bruxism and clenching. *J Am Dent Assoc* 2000;131(2):503-7.
31. Claus H. Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik. *Dent Lab* 1980;28:1743.
32. Cohen BI, Pagnillo M, Condos S, and Deutsch AS. Comparison of the torsional forces at failure for seven endodontic post systems. *J Prosthet Dent* 1995;74(4):350-7.
33. Cohen BI, Condos S, Musikant BL, and Deutsch AS. Pilot study comparing the photoelastic stress distribution for four endodontic post systems. *J Oral Rehabil* 1996;23(10):679-85.
34. Colley I, Hampson E, and Lehamn M. Retention of post crowns: an assessment of the relative efficiency of posts of different shapes and sizes. *J Prosthet Dent* 1968;124:63-9.
35. Cooney JP, Caputo AA, and Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986;55:540-6.
36. Creugers NH, Mentink AG, and Kayser AF. An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent* 1993;21(5):281-4.
37. Creugers NH, Mentink AG, and Fokkinga WA. 5-Year follow-up of a prospective clinical study on various types of core restorations. *Int J Prosthodont* 2005;18:34-9.
38. Curtis AR, Wright AJ, and Fleming GJ. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34(5):317-25.
39. de Gee AJ. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent Suppl* 1994;22(1):21-7.
40. De Long R. and Douglas W.H. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: Bi-axial force and movement controll. *J Dent Res* 1983;62(1):32-6.

41. De Long R. and Douglas W.H. An artificial oral environment for testing dental materials. IEEE Trans Biomed Eng 1991;38(4):339-45.
42. DeBoever J., McCall W.D., Holden S., and Ash M.M. Functional occlusal forces under anestheasia. J Prosthet Dent 1978;40(4):402-8.
43. Dejak B, Mlotkowski A, and Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. J Prosthet Dent 2003;90(6):591-7.
44. Deliperi S, Bardwell DN, and Coiana C. Reconstruction of devital teeth using direct fiber-reinforced composite resins: a case report. J Adhes Dent 2005;7:165-71.
45. Dentatus. Luscent Anchors Verarbeitungsinformation. Dentatus USA 2002.
46. Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, and Bernardi S. Retentive properties of a new post and core system. J Prosthet Dent 1985;53(1):12-4.
47. Edelhoff D., Spiekermann H., Rübben A., and Yildirim M. Kronen- und Brückengerüste aus hochfester Presskeramik. Quintessenz 1999;50:112.
48. Edelhoff D. and Spiekermann H. Alles über moderne Stiftsysteme. ZM 2003;7(52):60.
49. Eichner K. Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 1963;9:15-24.
50. Eichner K. and Kappert HS, Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung. Band 1- Grundlagen und Verarbeitung ed.1995.(Thieme Verlag.
51. Felden A, Hiller KA, and Schmalz G. Retrospective clinical study and survival analysis on partial ceramic crowns: results up to 7 years. Clin Oral Investig 4[4], 199-205. 2000.
52. Fernandes AS and Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth. Int J Prosthodont 2001;14(4):355-63.
53. Ferrari M and Davidson CL. In vivo resin-dentin interdiffusion and tag formation with lateral branches of two adhesive systems. J Prosthet Dent 1996;76:250.
54. Ferrari M, Grandini S, and Bertelli E. Current situation and future prospect in the use of fibre posts. Proceedings from the V International Symposium, Adhesion and Reconstruction in Modern Dentistry , 2-9. 2001.

55. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, and Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont* 2004;17:476-82.
56. Fradeani M, Aquilano A, and Bassein L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthet Dent* 78[4], 346-353. 1997.
57. Frankenberger R, Petschelt A, and Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical bahavior. *Oper Dent* 25[6], 459-465. 2000.
58. Frederiksson M, Astbäck J, Pamenius M, and Arvidson K. A Retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fibre-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998;80:151-7.
59. Freedmann G. The carbon fibre post: metalfree, post-endodontic rehabilitation. *Oral Health* 1996;86:23-30.
60. Friedler AP and Leinfelder K. The clinical application of a new post. *Dent Today* 1999;18:84-5.
61. Gebhard R. Einfluss verschiedener Kausimulationsparameter auf das Bruchverhalten vollkeramischer Brücken. 2005.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
62. Gebrauchsinformation. Monobond S. Ivoclar Vivadent . 1996.
63. Geis-Gerstorfer J and Fäßler P. Untersuchungen zur Bruch-und Dauerfestigkeit der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP Und In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;54.
64. Gibbs C.H., Mahan P.E., Lundeen H.C., Brehnan K., Walsh E.K., Sinkewitz S.L., and Ginsberg S.B. Occlusal forces during chewing-influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent* 1981;46(5):561-7.
65. Goodkind RJ and Schwabacher WB. Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J Prosthet Dent* 1987;58(5):535-42.
66. Gross MD and Mathews MS, Schmalz G: Hrsg dt. Ausgabe Okklusion in der restaurativen Zahnheilkunde. München, Wien: 1987.(Carl Hanser Verlag.

67. Güß PC. Einfluß unterschiedlicher Präparationsformen auf die Überlebensrate und Bruchfestigkeit vollkeramischer Prämolarenteilkronen. 2003.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
68. Hahn R and Löst C. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:659-64.
69. Hahn R, Wolf M, and Breunig A. Hochleistungskeramik- Eine aktuelle Standortbestimmung. Phillip J 1996;13:311-20.
70. Haller B. Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:750-9.
71. Harrison A. and Lewis T.T. The development of an abrasion testing machine for dental materials. J Biomed Mater Res 1975;9(3):341-53.
72. Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Kaga M, Sano H, and Oguchi H. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. Dent Mater 2000;16(6):406-11.
73. Heidemann D and Weigl P. Stifte im Wurzelkanal- Warum? Endodontie Journal 2004;2:24-34.
74. Hellwig E, Klimek J, and Attin T. Restauration mit plastischen Füllungsmaterialien. Urban & Fischer. Einführung in die Zahnerhaltung. 2. Aufl. ed. München/Jena: 1999. pp.122-90.
75. Hellwig E, Klimek J, and Attin T, Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Aufl. ed. München: 2007.(Urban & Fischer).
76. Henry PJ. Photoelastic Analysis of post core restorations. Aust Dent J 1977;22(3):157-9.
77. Hidaka O., Morimoto T., Kato T., Masuda Y., Inoue T., and Takada K. Behavior of jaw muscle spindle afferents during cortically induced rhythmic jaw movements in the anesthetized rabbit. J Neurophysiol 1999;82(5):2633-40.
78. Isidor F, Odman P, and Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. Int J Prosthodont 1996;9(2):131-6.
79. Jacobs HR, Thompson RE, and Brown WS. Heat transfer in teeth. J Dent Res 1973;52(2):248-52.

80. Jager K, Graber G, and Schruft L. Construction and testing of a strain gauge for measuring masticatory force. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1989;99(6):670-5.
81. Janda R. Kleben und Klebetechnik. *Dent Lab* 1992;4:615.
82. Janda R. Adhäsionstechnik für zahnfarbene laborgefertigte Restaurationen. *Dent Lab XLII* 1994;1633-9.
83. Johnson GH, Powell LV, and Gordon GE. Dentin bonding system: A review of current products and techniques. *J Am Dent Ass* 1991;122(7):34-41.
84. Johnson JK and Sakumura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent* 1978;40(6):645-9.
85. Johnston WM and Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 1989;68(5):819-22.
86. Kamada K, Yoshida K, and Atsuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent* 1998;79(5):508-13.
87. Kappert HF and Altvater A. Field study on the accuracy of fit and the marginal seal of InCeram crowns and bridges. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;46(2):151-3.
88. Kappert HF. Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. Strub JR., Türp, JC, Witkowski, S, Hürzeler, MB, and Kern, M. *Curriculum Prothetik, Band 2*. Berlin: Quintessenz Verlag; 1999.
89. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater* 1995;11(2):103-10.
90. Kern M and Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in surface composition. *Dent Mater* 1993;9(3):151-61.
91. Kern M, Douglas W.H., Fechtig TH, Strub JR., and De Long R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 1993;21(2):117-21.
92. Kern M and Thompson VP. Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. *J Dent* 1994;22(5):300-6.
93. Kern M, Fechtig TH, and Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1994;71(3):251-6.

94. Kern M. Outcome of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures after five years. IADR/AADR/CADR 82nd General Session . 1994.
95. Kern M, Strub JR., and Lu X.Y. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil 1999;26(5):372-8.
96. Kerschbaum T, Adhäsivprothetik. Brücken, Attachments, Schiene, Veneers. München, D: 1995. Urban und Schwarzenberg Verlag.
97. King PA and Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. J Oral Rehabil 1990;17(6):599-609.
98. Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, Berlin JS, and Lee JS. Fracture toughness of resin-based luting cements. J Prosthet Dent 83[2], 204-209. 2000.
99. Koutayas S and Kern M. All-Ceramic posts and cores. The state of the art. Quintessenz 1999;30:283-93.
100. Kovarik RE, Breeding LC, and Caughman WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. J Prosthet Dent 1992;68(4):584-90.
101. Körber KH and Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Labor 1983;31:55-60.
102. Körber KH, Zahnärztliche Prothetik. Stuttgart, D: 1985.(Georg Thieme Verlag.
103. Kramer N, Krafft T, Kunzelmann KH, and Hickel R. Treatment of deciduous teeth under rectal Midazolam sedation. Dtsch Zahnärztl Z 46[9], 609-611. 1991.
104. Krasteva K. Clinical application of a Fibre-Reinforced Post System. J Endodont 2001;27(2):132-3.
105. Krejci I, Heinzmann J.L., Heinzmann J.L., and Lutz F. Verschleiss von Schmelz, Amalgam und ihrer Schmelzantagonisten im computergesteuerten Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100(11):1285-91.
106. Krejci I, Reich T., Lutz F., and Albertoni M. In-Vitro-Testverfahren Zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit in-vivo-Resultaten. Schweiz Monatsschreiben Zahnmed 1990;100(12):1445-9.
107. Krejci I, Reich T., Lutz F, and Albertoni M. In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restauratinssysteme. 1. computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100(8):953-60.



108. Krejci I, Mueller E, and Lutz F. Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. *J Dent Res* 1994;73(6):1228-32.
109. Kunzelmann KH, Chen HY, Manhart J, and Hickel R. Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec-Keramikkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;54:681-7.
110. Kunzelmann KH. Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Shaker Verlag. Berichte aus der Medizin. Aachen: 1998.
111. Kurer HG, Combe EC, and Grant AA. Factors influencing the retention of dowels. *J Prosthet Dent* 1977;38(5):515-25.
112. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, and Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent* 1988;60(3):288-91.
113. Lambjerg-Hansen H and Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997;24(12):882-7.
114. Lambrechts P, Braem M, and Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper Dent* 1987;12(2):53-78.
115. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, and Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004;20(1):29-36.
116. Lauer H-C, Ottl P, and Haibach O. Die prothetische Versorgung des avitalen Zahnes. *Zahnarzt Magazin* 1996;11(3):15-24.
117. Lawn BR, Deng Y, and Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001;86(5):495-510.
118. Linde LA. The use of composites as core material in root-filled teeth. II. Clinical Investigation. *Swed Dent J* 1984;8(5):209-16.
119. Lutz F. and Phillips RW. A classification and evaluation of composite resins. *J Dent Res* 1983;50:480.
120. Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, and Setcos JC. In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 1984;63(6):914-20.
121. Lüthy H, Schärer P, and Gauckler L. New materials in dentistry: Zirconia posts. Monte Verita Conference on Biocompatible Materials Systems (BMS) . 1993.

122. Lüthy H, Pietrobon N, Sisera M, and Wohlwend A. White esthetics. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1996;106:897-904.
123. Malferrari S, Monaco C, and Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. Int J Prosthodont 2003;16(1):39-44.
124. Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen- Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:229-36.
125. Marxkors R and Meiners H, Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 4. Auflage ed. München Wien: 1993.(Carl Hanser Verlag.
126. McKinney JE and Wu W. Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. J Dent Res 1982;61(9):1083-8.
127. Miller AW. Post and core systems: Which one is best? J Prosthet Dent 1982;47:27-38.
128. Molin MK and Karlsson SL. A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems. Int J Prosthodont 13[3], 194-200. 2000.  
Ref Type: Abstract
129. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, and Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. Int J Prosthodont 2003;16:593-6.
130. Müller G. Ätzen und Silanisieren dentaler Keramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1988;43:438.
131. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, and Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. Int J Prosthodont 1994;7(6):549-53.
132. Nakabayashi N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. J Esthet Dent 1991;3:133.
133. Naumann M, Blankenstein F, and Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. J Dent 2005;33(4):305-12.
134. Naumann M, Sterzenbach G, and Proschel P. Evaluation of load testing of postendodontic restorations in vitro: linear compressive loading, gradual cycling loading and chewing simulation. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005;74(2):829-34.
135. Naumann M, Blankenstein F, Kiessling S, and Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a

- prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci* 2005;113(6):519-24.
136. Naumann M, Preuss A, and Frankenberger R. Load capability of excessively flared teeth restored with fiber-reinforced composite posts and all-ceramic crowns. *Oper Dent* 2006;31(6):699-704.
  137. Naumann M, Preuss A, and Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater* 2007;23(2):138-44.
  138. Naumann M. Forschung zur postendodontischen Versorgung- Konsequenzen für die zahnärztliche Praxis. *Zahn Prax* 2007;10(5):342-6.
  139. Naumann M, Reich S, Nothdurft FP, Beuer F, Schirrmeister JF, and Dietrich T. Survival of glass fiber post restorations over 5 years. *Am J Dent* 2008;21(4):267-72.
  140. Nergiz I, Schmage P, Özcan M, and Platzer U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. *J Oral Rehabil* 2002;29:28-34.
  141. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, and Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):360-7.
  142. Noack MJ, Locke LS, and Roulet JF. Marginal adaption of porcelain inlays luted with different composite materials. *J Adhes Dent* 1990;69:161.
  143. Otto T and De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 15[2], 122-128. 2002.
  144. Pallesen U and van Dijken JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci* 108[3], 239-246. 2000.
  145. Paul SJ and Schärer P. Plastische Aufbauten in der Kronen- und Brückenprothetik. *Quintessenz* 1996;47:1519-31.
  146. Perdigao J and Swift EJ. Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. *Int Dent J* 1994;44(4):349-59.
  147. Perdigao J and Lopez M. Dentin bonding-state of the art 1999. *Compendium* 1999;20(12).
  148. Peutzfeldt A, Sahafi A, and Asmussen E. A survey of failed post-retained restorations. *Clin Oral Investig* 2007;12(1):37-44.

149. Platt JA. Resin cements: into the 21st century. *Compend Contin Educ Dent* 20[12], 1173-1176. 1999.
150. Plein T. Ist LCP ein Ersatzstoff zur Simulation von menschlichem Dentin im in-vitro Versuch geeignet? 1999. Universität Regensburg.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
151. Raygot CG, Chai J, and Jameson DL. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont* 2001;14(2):141-5.
152. Rolf KC, Parker MW, and Pelleu GB. Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: a photoelastic study. *Oper Dent* 1992;17(3):86-92.
153. Rosenblum MA and Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128:297-307.
154. Rosentritt M, Leibrock A, Lang R., Behr M, and Handel G. Gerät zur Simulation des Kauorgans (Kausimulator). *Materialprüfung* 1997;39(77):80.
155. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C., Behr M, and Handel G. In vitro fracture force and marginal adaption of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000;13(5):387-91.
156. Rosentritt M, Sikora M, Behr M, and Handel G. In vitro fracture resistance and marginal adaptation of metallic and tooth-coloured post systems. *J Oral Rehabil* 2004;31(7):675-81.
157. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C., and Handel G. Vergleich der Randqualität und Bruchfestigkeit dreigliedriger Brücken aus Vollkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 2006;61:353-7.
158. Rosentritt M, Behr M, and Handel G. Der Abrasion auf der Spur. *Dent Dialog* 2006;8:148-53.
159. Rosentritt M, Behr M, Rike S., Ries S., and Handel G. Zirkoniumdioxidkeramik in der Kronen-Brückenprothetik. *Quintessenz* 2006;57(7):723-9.
160. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, and Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006;22(2):176-82.

161. Rosentritt M and Handel G. Marginal integrity of CAD/CAM FPDs. *European J of Dentistry* 2007.
162. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, and Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2008.
163. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, and Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent* 2008;36(12):1048-53.
164. Roulet JF. Longevity of glass ceramic inlays and amalgam- results up to 6 years. *Clin Oral Investig* 1[1], 40-46. 1997.
165. Ruemping DR, Lund MR, and Schnell RJ. Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. *J Prosthet Dent* 1979;41(2):159-62.
166. Scharnagel P, Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, and Handel G. Simulation of physiological tooth mobility in in-vitro stress examination of dental restoration in the masticator. *IADR Tagung Madrid* . 1997.
167. Scharnagel P. Simulation der physiologischen Zahnbeweglichkeit bei der in vitro Belastungsprüfung dentaler Restaurationen im "Regensburger Kausimulator". Untersuchung am Beispiel vollkeramischer InCeram-Brücken. 1998. University of Regensburg.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
168. Scherrer SS and de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):462-7.
169. Scheufele P. Einfluss experimenteller Parametervariationen am Kausimulator auf das in-vitro Verschleißverhalten dentaler Komposite. 2000.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
170. Schmalz G, Federlin M, and Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? *Dtsch Zahnärztl Z* 1994;49:197.
171. Schulze C, *Lehrbuch der Kieferorthopädie*. Band 2 ed. Quintessenz Verlag, Berlin, D: 1981.
172. Schumacher GH, Christmann C, Ehler E, and Pfau H. Zur Frage der Hebelwirkung am Unterkeifer. 5. Vergleichende Gegenüberstellung der Beziehung Kraft-und Lastarm an Mandibeln des Menschen und einiger Säugetiere. *Anat Anz* 1973;173:429.

173. Schüller KH and Hennicke HW. Zur Systematik keramischer Werkstoffe. Ceram Forum Int 1985;6(7):259.
174. Schwickerath H. Dauerfestigkeit von Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 1986.
175. Schwickerath H. Das Festigkeitsverhalten von Cerec. Quintessenz 1992;43:669.
176. Schwickerath H. Was der Zahntechniker beachten sollte: Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz. Dent Lab 1992;9:1501.
177. Scotti R, Monaco C, and Malferrari S. Pre-prosthetic rebuildings using quartz fibre posts: clinical experience after 18 month. Proceedings from the IV International Symposium, Adhesion and Reconstruction in Modern Dentistry . 2000.
178. Shaverdi S, Canay S, and Sahin E. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. J Oral Rehabil 1998;25(9):699-705.
179. Sheth J and Jensen M. Luting interfaces and materials for etched porcelain restorations. J Am Dent Ass 1988;1:225-35.
180. Simon M and Paffrath J. Neue Perspektiven zur vollkeramischen Stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne. Quintessenz 1995;46:1085-101.
181. Sorensen J, Ahn S, Berge H, and Edelhoff D. Selection criteria for post and core materials in the restoration of endodontically treated teeth. Proceedings of Conference on Scientific Criteria for Selecting Materials and Techniques in Clinical Dentistry 2001;15:67-84.
182. Sorensen J, Ahn S, Berge H, and Edelhoff D. Selection criteria for post and core materials in the restauration of endodontically treated teeth. Preceedings of Conference on Scientific Criteria for Selecting Materials and Techniques in Clinical Dentistry 2001;15:67-84.
183. Sorensen JA and Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1984;51(6):780-4.
184. Sorensen JA and Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent 1984;52(1):28-35.
185. Sorensen JA and Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1990;63(5):529-36.

186. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, and Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972;33(6):952-60.
187. Standlee JP, Caputo AA, and Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent* 1978;39(4):400-5.
188. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, and Trabert KC. The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 1980;44(4):398-404.
189. Standlee JP and Caputo AA. Endodontic dowel retention with resinous cements. *J Prosthet Dent* 1992;68(6):913-7.
190. Stangel I, Nathanson D, and Hsu CS. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J Dent Res* 1987;66(9):1460-5.
191. Stankiewicz NR and Wilson PR. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J* 2002;35:575-81.
192. ten Bosch JJ and Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *J Dent Res* 1995;74(1):374-80.
193. Teoh S.H., Ong Lucille F.K.L., and Yap A. Hastings GW. Bruxism-type wear simulator for ranking of dental restorative materials. *J Biomed Mater Res* 1998;43(2):175-83.
194. Thorsteinsson TS, Yaman P, and Craig RG. Stress analyses of four prefabricated posts. *J Prosthet Dent* 1992;67(1):30-3.
195. Tonami K and Takahashi H. Effects of aging on tensile fatigue strength of bovine dentin. *Dent Mater J* 1997;16:156-69.
196. Torbjørner A and Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004;17:369-76.
197. Tronstad L, Asbjørnsen K, Doving L, Pedersen I, and Eriksen HM. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Endod Dental Traumatol* 2000;5:218-21.
198. Uctasil S, Hasanreisoglu U, and Wilson HJ. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J Oral Rehabil* 21, 565-575. 1994.

199. Van Meerbeek B, Inokoschi N, Davidson CL, Bream M, and Lambrechts P. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different adhesive systems. J Dent Res 1992;71:1530.
200. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, and Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. J Dent Res 1994;22(3):141-6.
201. Waltimo A., Nystrom M., and Kononen M. Biteforce and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. Scand J Dent Res 1994;102(2):92-6.
202. Wasson W and Schuman N. Color vision and Dentistry. Quintessence Int 1992;23(5):349-53.
203. Watzke R, Blunck U, Frankenberger R, and Naumann M. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. Dent Mater 2008;24(11):1512-7.
204. Weber H and Netuschil L. Biokompatibilität und Plaquewachstum bei unterschiedlichen Restaurationsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:278-81.
205. Wirz U and Christ R. Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahnaufbauten- eine in vitro-Studie. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1982;93:1090-103.
206. Wissenschaftliche Dokumentation. Heliobond. Ivoclar Vivadent . 1998.
207. Wissenschaftliche Dokumentation. Syntac. Ivoclar Vivadent 1998.
208. Wissenschaftliche Dokumentation. IPS Empress II. Ivoclar Vivadent . 1999.
209. Wissenschaftliche Dokumentation. Variolink II. Ivoclar Vivadent . 2005.
210. Wissenschaftliche Dokumentation. Tetric Evo Ceram. Ivoclar Vivadent . 2006.
211. Wohlwend A and Schärer P. Die IPS Empress-Technik- Ein neues Verfahren zur Herstellung von vollkeramischen Kronen, Inlays und Facetten. Quintessenz Zahntech 1990;16:966-78.
212. Zhi-Yue L and Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. J Prosthet Dent 2003;89(4):368-73.
213. Zipprich H, Rütters CB, and Lauer HC. Kausimulation- was simulieren wir wirklich? 53.Jahrestagung der DGZPW . 2004.