

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Quantitative Auswertung

Die numerische Auswertung basiert auf dem Gruppenvergleich für die Variable der maximalen Belastung  $F_{\max}$  [N]. Untersucht wurde der Einfluss des Stiftmaterials und des Befestigungszementes auf die Belastbarkeit der postendodontisch versorgten Zähne. Weiterhin wurde auf der Basis der Variable  $F_{\max}$  vergleichend der Einfluss der Belastungsmethode auf die Belastbarkeit für das Stiftmaterial Titan und Glasfaser (glasfaserverstärktes Komposit) untersucht.

Zusätzlich wurde für die Belastungsmethode der zyklisch steigenden Belastung die errechnete Variable ‚kumulierte Kraft‘ für die Versuchsgruppen TP~ und DC~ ausgewertet. Diese lässt eine dezidiere Aussage über die Belastbarkeit zu, da die Bruchkraft und die Zykluszahl einbezogen wurden.

Die statistische Analyse für den Einfluss des Stiftmaterials und der Kausimulation auf die Gesamtsteifigkeit basiert auf der errechneten Variable E-Modul [GPa].

Die nachfolgende Tabelle 5-1 gibt einen Überblick über die Ergebnisse der Variable maximale Belastung ( $F_{\max}$ ) für alle Versuchsgruppen und die Kontrollgruppe.

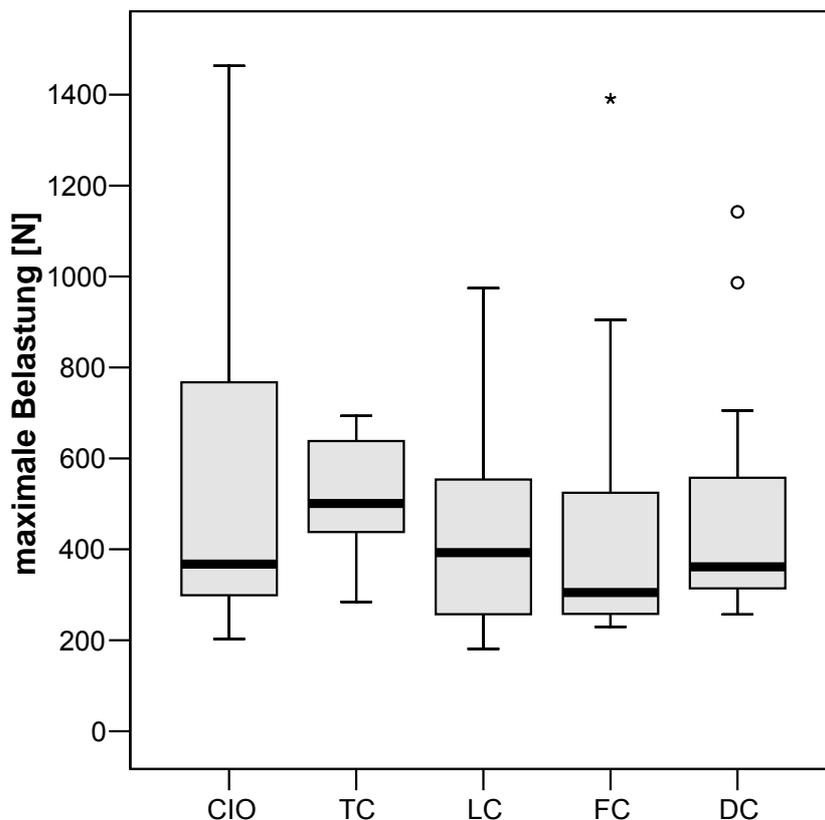
Die Verteilung der Variable  $F_{\max}$  ergab mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung [ $p= 0,03$ ].

Tabelle 5-1  $F_{\max}$  [N] für alle Versuchsgruppen

Gruppen (Synonym)	N	Mittelwert (SD) [N]	Median (min. / max.) [N]
Kontrollgruppe (C10)	12	568,86 (413,36)	367,57 (203,09 / 1463,69)
DentinPost / Compolute (DC)	12	487,30 (294,64)	361,57 (256,89 / 1142,09)
DentinPost / Compolute / Kausimulation (DC*)	12	586,49 (148,29)	580,35 (352,30 / 775,51)
DentinPost / Compolute / zyklisch (DC~)	12	454,53 (136,88)	445,66 (262,09 / 726,28)
FibreKor / Compolute (FC)	12	463,86 (350,00)	304,97 (229,85 / 1391,13)
LuscentAnchor / Compolute (LC)	12	453,22 (251,38)	392,83 (181,28 / 974,69)
Titan / Compolute (TC)	12	521,97 (129,34)	500,99 (284,33 / 693,56)
Titan / Compolute / Kausimulation (TC*)	12	522,64 (179,19)	550,64 (122,39 / 838,23)
Titan / Panavia (TP)	12	709,88 (306,39)	574,75 (274,46 / 1303,92)
Titan / Panavia / Kausimulation (TP*)	12	598,28 (253,13)	563,68 (314,61 / 1161,37)
Titan / Panavia / zyklisch (TP~)	12	556,56 (162,07)	543,22 (405,86 / 946,34)
Gesamt	132	538,51 (256,27)	493,59 (122,39 / 1463,69)

### 5.1.1 Einfluss des Stiftmaterials auf die maximale Belastbarkeit

Für die Auswertung zum Einfluss des Stiftmaterials auf  $F_{\max}$  [N] bei linearer Belastung ohne vorherige Kausimulation wurde die Titanstiftgruppe (TC) mit den Glasfaserstiftgruppen (LC, FC, DC) verglichen. Die Gruppe ohne Wurzelstift (CIO) diente als negative Kontrollgruppe. Alle Gruppen sind hinsichtlich des verwendeten Befestigungszementes (Compolute) identisch. Die Zähne der Gruppe FC erreichten die geringsten Frakturwerte für  $F_{\max}$  mit einem Medianwert von 305 N. Vergleichbare Medianwerte konnten für die Gruppen CIO [368 N] und DC [362 N] ermittelt werden, wobei die Streuung in der Gruppe CIO größer als der Medianwert war. Für die Glasfaserstifte wurde der höchste Medianwert in der Gruppe LC [393 N] errechnet. Der höchste Medianwert wurde mit 501 N für die Zähne der Titanstiftgruppe (TC) aufgezeichnet. Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-H-Test wurde kein statistisch signifikanter Unterschied für die Variable  $F_{\max}$  zwischen den Versuchsgruppen ermittelt [ $p= 0,322$ ]. Die Grafik 5-1 zeigt die Boxplots der zur Auswertung herangezogenen Gruppen.

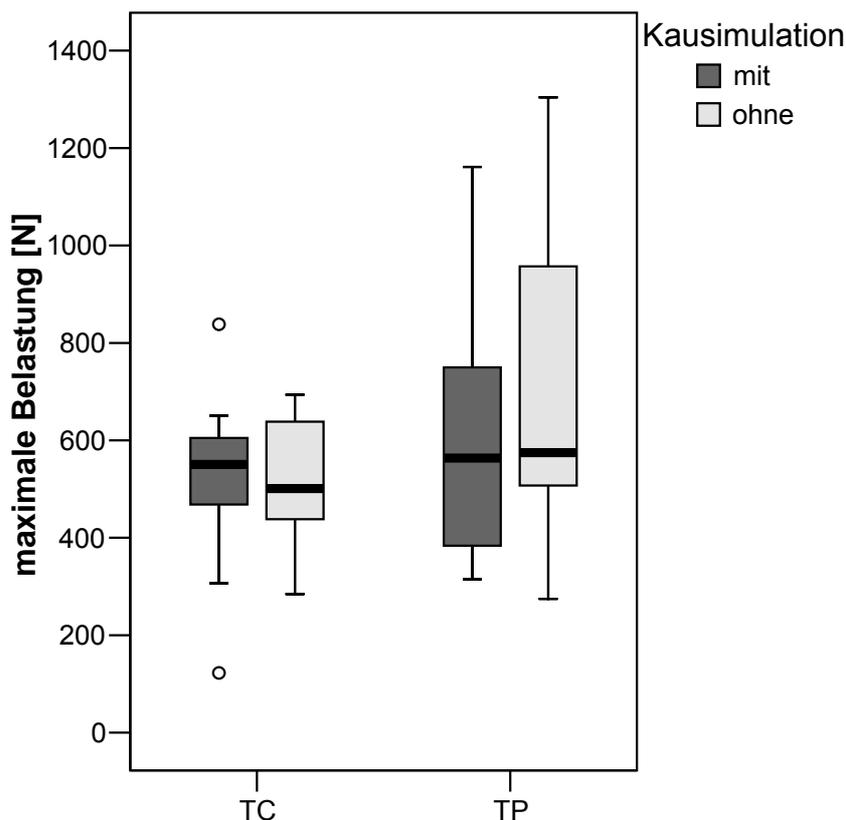


Grafik 5-1 Boxplots der  $F_{\max}$ -Werte [N] für die Versuchsgruppen und die Kontrollgruppe nach linear steigender Belastung

### 5.1.2 Einfluss des Befestigungszementes auf die maximale Belastbarkeit

In der nachfolgenden Grafik 5-2 wurden die Gruppen mit gleichem Wurzelstiftmaterial (Titan) und unterschiedlichen Befestigungszementen (Compolute® oder PANA VIA® 21) gegenübergestellt. Die Medianwerte für  $F_{\max}$  nach linear steigender Belastung betrugen 500,99 N (TC) und 574,75 N (TP). Wurden die Zähne vor dem Belastungstest einer Kausimulation ausgesetzt, konnte ein leichter Anstieg des Medianwertes für  $F_{\max}$  für die Compolute-Gruppe TC\* (550,64 N) ermittelt werden, während der Medianwert für die Panavia-Gruppe TP\* (563,68 N) nahezu gleich blieb.

Die paarweise Auswertung ergab für den Vergleich von  $F_{\max}$ , mit oder ohne vorherige Kausimulation keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden verwendeten Befestigungszementen [ $p= 0,178$  für TC gegen TP;  $p= 0,63$  für TC\* gegen TP\*]. In den Gruppen mit dem chemischhärtenden Befestigungszement PANA VIA® 21 (TP und TP\*) war die Streuung der Werte größer, als in den Gruppen in denen der dualhärtende Befestigungszement verwendet wurde.

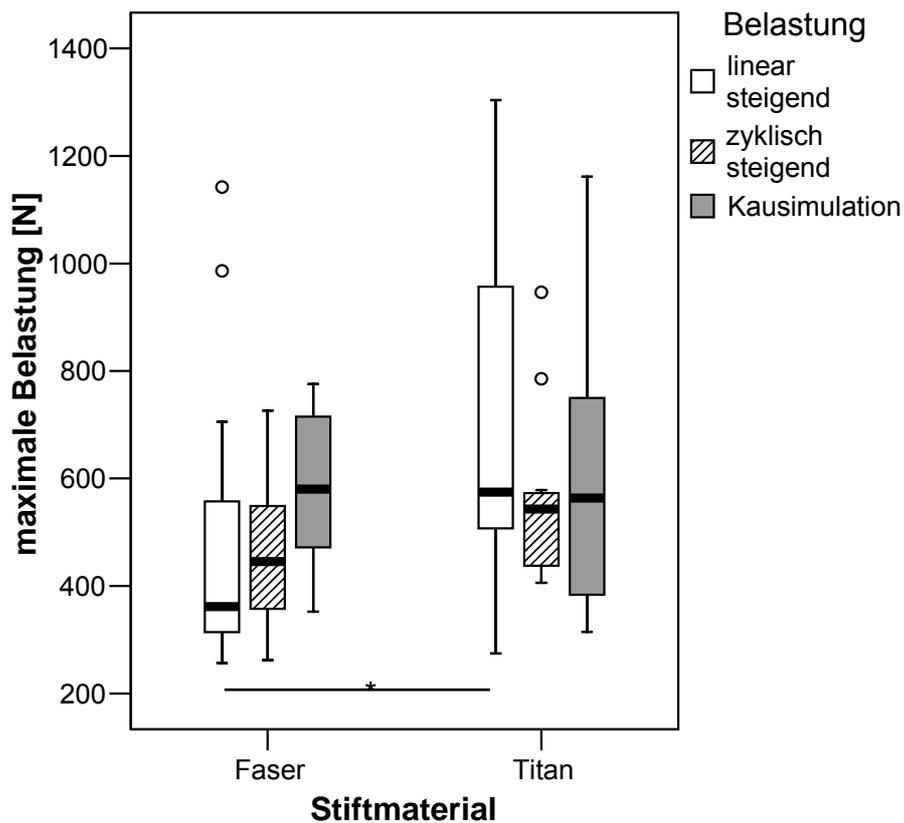


Garfik 5-2 Boxplots der  $F_{\max}$ -Werte [N] für die Materialkombination Titan / Compolute® und Titan / PANA VIA® 21 nach linear steigender Belastung mit oder ohne Kausimulation

### 5.1.3 Einfluss der Belastungsmethode auf die maximale Belastbarkeit

Im Folgenden wurde der Einfluss der Belastungsmethode auf den Vergleich der Belastbarkeit von Zähnen, welche mit einem Titan- oder Glasfaserstift versorgt wurden, untersucht. Verglichen wurden die Gruppen mit den klinisch üblichen Materialkombinationen Titanstift und chemischhärtender Befestigungszement sowie Glasfaserstift und dualhärtender Befestigungszement für die linear steigende Belastung (DC, TP), linear steigende Belastung mit vorheriger Kausimulation (DC\*, TP\*) und zyklisch steigende Belastung (DC~, TP~).

Kein Zahn versagte während der Kausimulation (Überlebensrate 100 %). Für den Vergleich der maximalen Belastungswerte der beiden Stiftmaterialien ergab die zweifaktoriellen Varianzanalyse einen statistisch signifikanten Einfluss der Belastungsmethode [ $p=0.028$ ]. Wurden die  $F_{\max}$ -Werte der drei Belastungsmethoden für das jeweilige Stiftmaterialien miteinander verglichen, ergaben sich keine signifikanten Unterschiede [ $p= 0,401$  für Titan;  $p= 0,061$  für Glasfaser]. In der Grafik 5-3 wurden die Gruppen mit gleichen Stiftmaterialien zusammengefasst. Das Diagramm zeigt vergleichbare Medianwerte für die Versuchsgruppen der Titanstifte und der Glasfaserstifte nach Kausimulation. Damit erreichen die Zähne der Glasfaserstiftgruppe tendenziell höhere maximale Belastungswerte, als ohne Kausimulation [ $p= 0,052$  für DC gegen DC\*], während die Medianwerte der Titanstiftgruppen für die drei Belastungsmethoden vergleichbar sind.

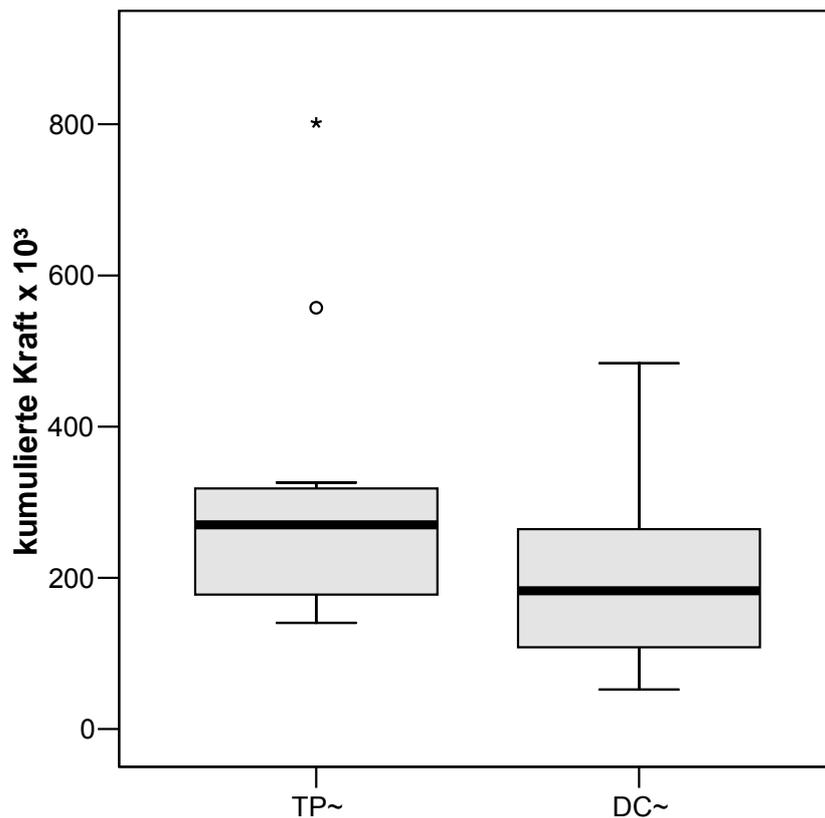


Grafik 5-3 Gruppierte Boxplots der F<sub>max</sub>-Werte der Stifmaterialien Titan und Glasfaser (Faser) für die drei Belastungsmethoden (\* p = < 0,05)

Der paarweise Gruppenvergleich, Titan / Glasfaser, bei linear steigender Belastung ohne Kausimulation zeigt, dass die F<sub>max</sub>-Werte für die Zähne der Titanstiftgruppe im Vergleich mit der Glasfaserstiftgruppe signifikant höher sind [p = 0,04]. Für den paarweisen Gruppenvergleich der zyklisch steigenden Belastung sowie der linear steigenden Belastung nach Kausimulation wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Stifmaterialien für die Variable F<sub>max</sub> festgestellt [p = 0,887 für TP\* gegen DC\*; p = 0,16 für TP~ gegen DC~].

#### 5.1.4 Auswertung der errechneten Variable ‚kumulierte Kraft‘

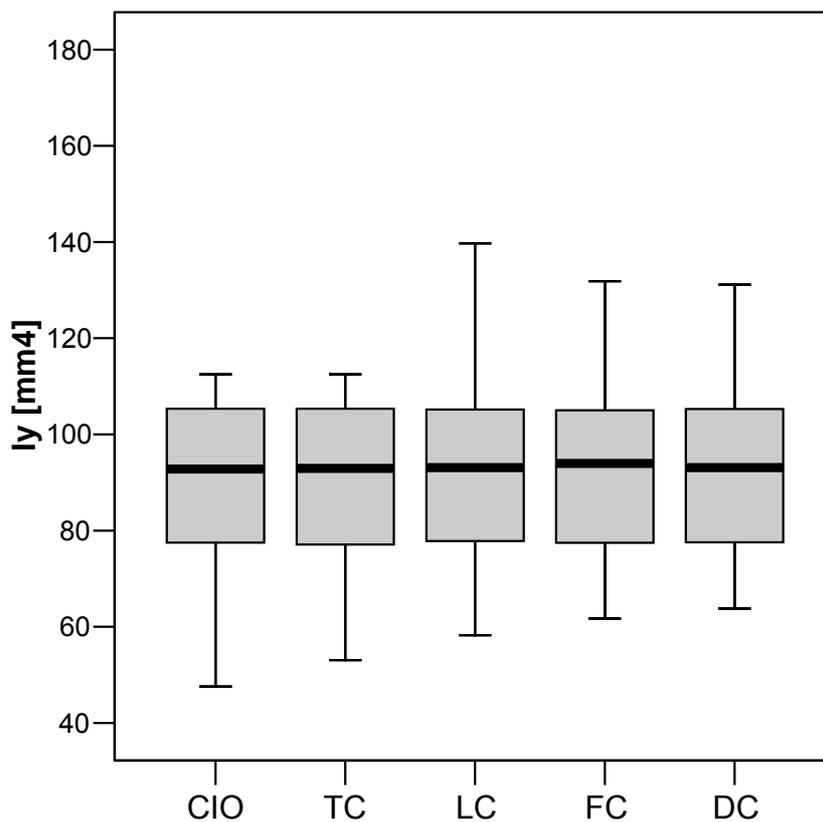
Zur Berücksichtigung der Gesamtbelastung für die jeweilige Probe bei der zyklisch steigenden Belastung wurde zur Auswertung die errechnete Variable ‚kumulierte Kraft‘ herangezogen. Im Vergleich mit den Werten der Gruppe DC~ lagen die Werte für die Versuchsgruppe TP~ höher. Im paarweisen Gruppenvergleich wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede ermittelt [ $p=0,101$ ] (Grafik 5-4).



Grafik 5-4 Boxplots der Variable ‚kumulierte Kraft‘ für die Versuchsgruppen der zyklisch steigenden Belastung

### 5.1.5 Einfluss der Steifigkeit des Stiftmaterials auf die Steifigkeit des Gesamtsystems

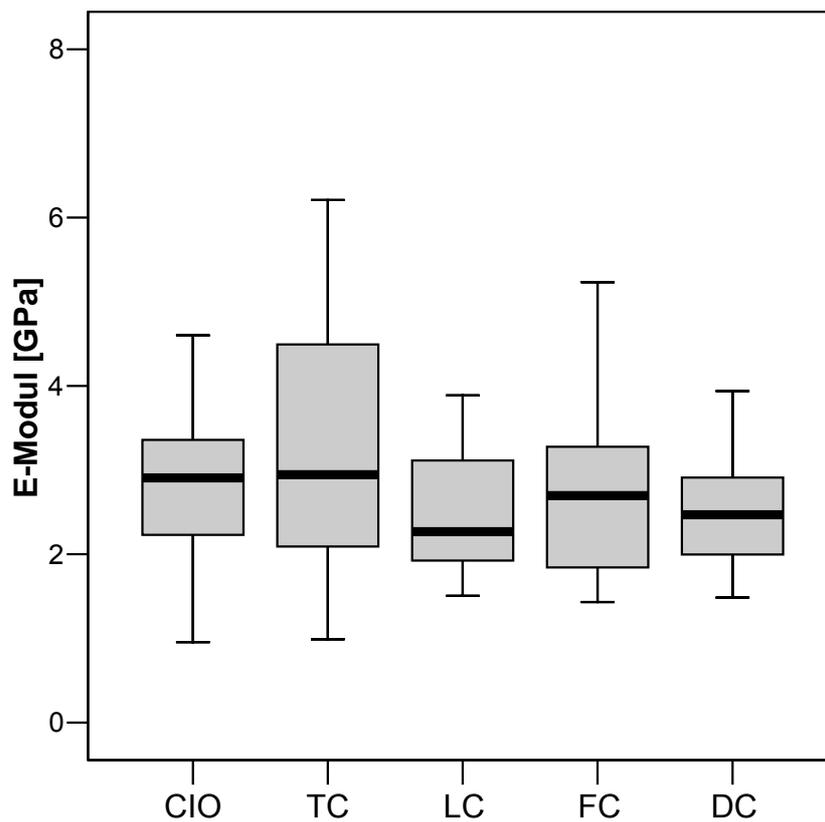
Der E-Modul [GPa] des Gesamtsystems (Krone-Stift-Wurzel) ist für die Gruppen mit einer linearen Belastungssteigerung ohne Kausimulation errechnet worden. Da für die zyklische Belastung kein linearer Anstieg des Graphen im Kraft-Dehnungsdiagramm aufgezeichnet wurde konnte die Dehnung bei der halben Maximalkraft ( $F_{\max/2}$ ) nicht abgelesen werden. Im Gruppenvergleich wurden die Gruppen der Glasfaser- und Titanstifte mit dem dualhärtenden Befestigungszement sowie die Kontrollgruppe ohne Aufbaustift ausgewertet. Für die Berechnung des Flächenträgheitsmoments ( $I_y$ ) wurde das arithmetische Mittel aus den Werten für den mesio-distalen und vestibulo-oralen Diameter gebildet. Die Auswertung ergab eine über alle Gruppen gleichmäßige Verteilung [ $p = 1$ ] (Grafik 5-5).



Grafik 5-5 Boxplots der Versuchsgruppen für das berechnete Flächenträgheitsmoment ( $I_y$ )

Der Kruskal-Wallis-H-Test zeigte für die Variable E-Modul keinen signifikanten Unterschied zwischen den Versuchsgruppen [ $p = 0,728$ ] (Grafik 5-6).

Die Medianwerte der Gruppen lagen in einem Bereich zwischen 2,3 – 2,95 GPa und können als vergleichbar beschrieben werden.



Grafik 5-6 Boxplots der Versuchsgruppen für die Variable E-Modul [GPa] mit linear steigender Belastung ohne Kausimulation

## 5.2 Qualitative Auswertung

### 5.2.1 Vergleich der Frakturmuster aller Gruppen

Die qualitativen Versagensmerkmale wurden in fünf Kategorien (Grafik 5-7) zusammengefasst, denen alle Frakturlinienverläufe zugeordnet werden konnten. In alphabetischer Reihenfolge wurden die Kategorien hinsichtlich der Frakturlinien von koronal nach apikal mit Großbuchstaben benannt. Zusätzlich ergab sich für die Kategorien A und C eine Unterteilung für das Versagen der Vollkeramikkrone. Eine Fraktur des Aufbaustiftes war nicht zu beobachten.

Die Kategorie A beschreibt die Dezementierung der Krone beginnend auf Höhe der palatinalen Präparationsgrenze. In diesem Fall wurde ein Adhäsivversagen des plastischen Aufbaus ohne Fraktur von Zahnhartsubstanz beobachtet. Versagten die Zähne mit dem Frakturmuster B, frakturierte zirkulär die koronale Dentinmanschette (ferrule) oberhalb der SZG. Für die Frakturmuster der schrägen Wurzelfrakturen (C) nahm die palatinale Frakturlinie ihren Ursprung im Bereich der Zementfuge der Vollkeramikkrone (Adhäsivversagen). Der palatinale Anteil der Dentinmanschette (ferrule) frakturierte auf Höhe der Präparationsgrenze und zeigte bis zur Zementfuge des Wurzelstiftes einen horizontalen Verlauf. Der vestibuläre Anteil dieses Frakturmusters beschreibt eine Linie vom Schnittpunkt der horizontalen Frakturlinie mit der Zementfuge des Wurzelstiftes und der vestibulären, koronalen Einbetthöhe. Die Frakturlinie der Kategorien D1 und D2 können als Senkrechte zur Zahnachse im koronalen Wurzelviertel bei D1 oder im zervikalen Wurzelviertel bei D2 beschrieben werden. In sämtlichen Fällen war augenscheinlich eine Fortsetzung der Frakturlinie im Wurzelkambium mit Umgehung der Wurzelstifte zu dokumentieren. Bei keinem der 120 Zähne, welche mit einem Wurzelstift versorgt wurden, konnte eine Stiftfraktur beobachtet werden. Während im koronalen Wurzelabschnitt eine Desintegration der Zementfuge beobachtet wurde, blieb der Wurzelstift im unteren Wurzelsegment verankert. Hingegen verlief die Frakturlinie in der Gruppe ohne Wurzelstift ohne Richtungsänderung auch im Bereich des Aufbaumaterials.

<b>A1</b>	Aufbaufraktur	
<b>A2</b>	Aufbaufraktur mit Kronenfraktur	
<b>B1</b>	oberhalb der SZG im Dentin	
<b>C1</b>	schräg im koronalen Wurzelviertel	
<b>C2</b>	schräg im koronalen Wurzelviertel mit Kronenfraktur	
<b>D1</b>	quer im koronalen Wurzelviertel	
<b>D2</b>	quer im zervikalen Wurzelviertel	

Grafik 5-7 Grafische Darstellung der Frakturlinien und deren Kategorisierung. Das koronale Wurzelviertel begrenzt sich auf den Wurzelbereich oberhalb der Einbettung (oberhalb des Limbus alveolaris), während sich das zervikale Wurzelviertel anschließt und bis zur Hälfte der Wurzellänge erstreckt.

### 5.2.2 Häufigkeiten der Frakturmuster

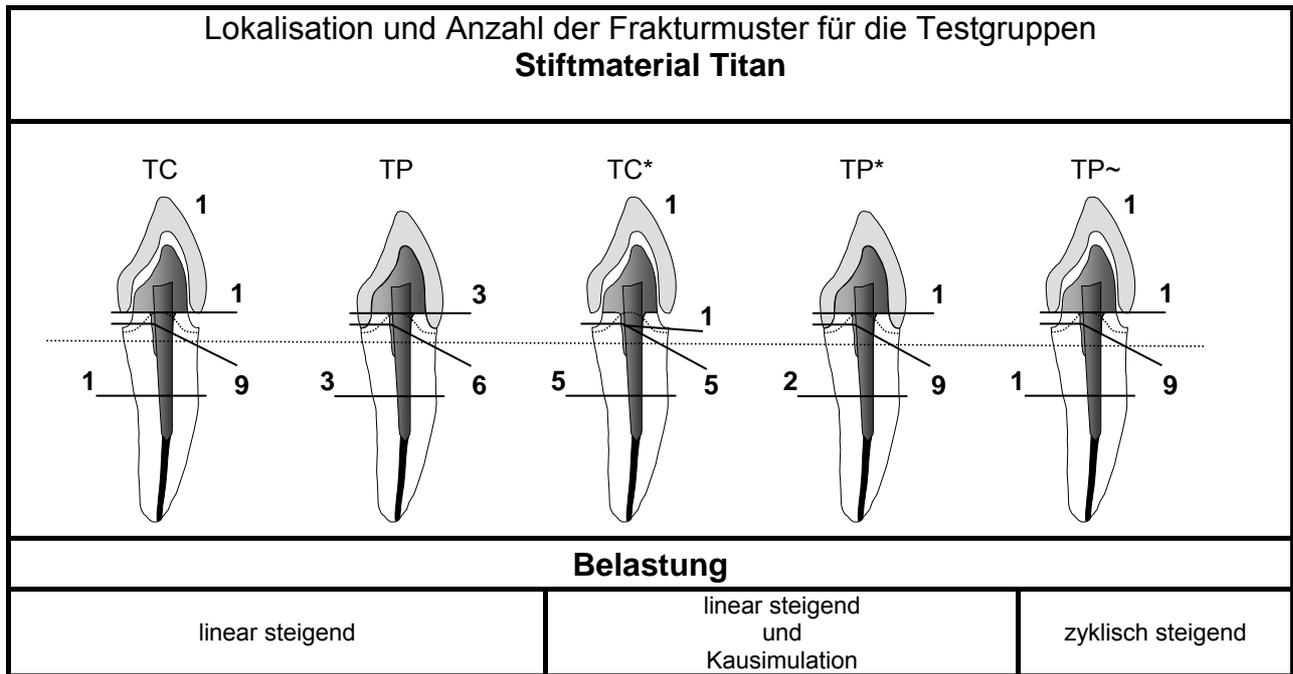
Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden die Häufigkeiten der Frakturmuster für die verwendeten Stiftmaterialien zusammengefasst ausgewertet. Die Tabelle 5-2 gibt einen Überblick über den prozentualen Anteil der einzelnen Frakturmuster für die verwendeten Stiftmaterialien sowie an der Gesamtheit der beobachteten Ereignisse.

Das häufigste Frakturmuster entsprach der Kategorie C (42,5 %), wobei 69,1 % aller C1-Frakturen auf die Titanstiftgruppen entfielen. In den Glasfaserstiftgruppen trat dieses Ereignis mit einer Häufigkeit von 28,4 % (C1+C2) auf, während Zweidrittel (63,3 %) der Wurzeln in den Titanstiftgruppen dieses Frakturmuster aufwiesen. In 37,9 % der Fälle zeigten die Zähne einen Frakturlinienverlauf der Kategorie A (A1+A2). Während Eindrittel (33,3 %) der Zähne der Kontrollgruppe mit dem Frakturmuster der Aufbaufaktur versagten, wurde dieses Ereignis bei 61,7 % (A1+A2) der Zähne aus den Glasfaserstiftgruppen beobachtet. Deutlich geringer war die Inzidenz in den Titanstiftgruppen, deren Zähne nur in 15 % (A1+A2) der Fälle diesen Frakturlinienverlauf aufwiesen. Die dritthäufigste Versagensart war mit 9,1 % die tiefe Wurzelquerfraktur (D2), welche ausschließlich in den Titanstiftgruppen auftrat. Damit frakturierte jeder fünfte Zahn (20 %), welcher mit einem Titanstift versorgt worden ist, im Sinne einer tiefen Wurzelquerfraktur, wobei nahezu die Hälfte (41,7 %) aller D2-Frakturen allein auf die Gruppe TC\* entfielen. Das Frakturmuster der Kategorie D1 wurde bei insgesamt 3,8 % der Zähne beobachtet, wobei 4 der 5 Ereignisse (80 %) in der Gruppe DC\* auftraten. Damit entfielen 10 der 17 Wurzelquerfrakturen D1 und D2 (58,8 %) auf die linear steigende Belastungsform mit vorheriger Kausimulation. Der Anteil der Kategorie B1 an der Gesamtheit ist mit insgesamt 6,8 % der Fälle, bei über der Hälfte der Zähne (58,3 %) der Kontrollgruppe beobachtet worden. Von den insgesamt 132 Vollkeramikronen versagten 7 (6,1%), davon 4 in den Glasfaser- und 3 in den Titanstiftgruppen.

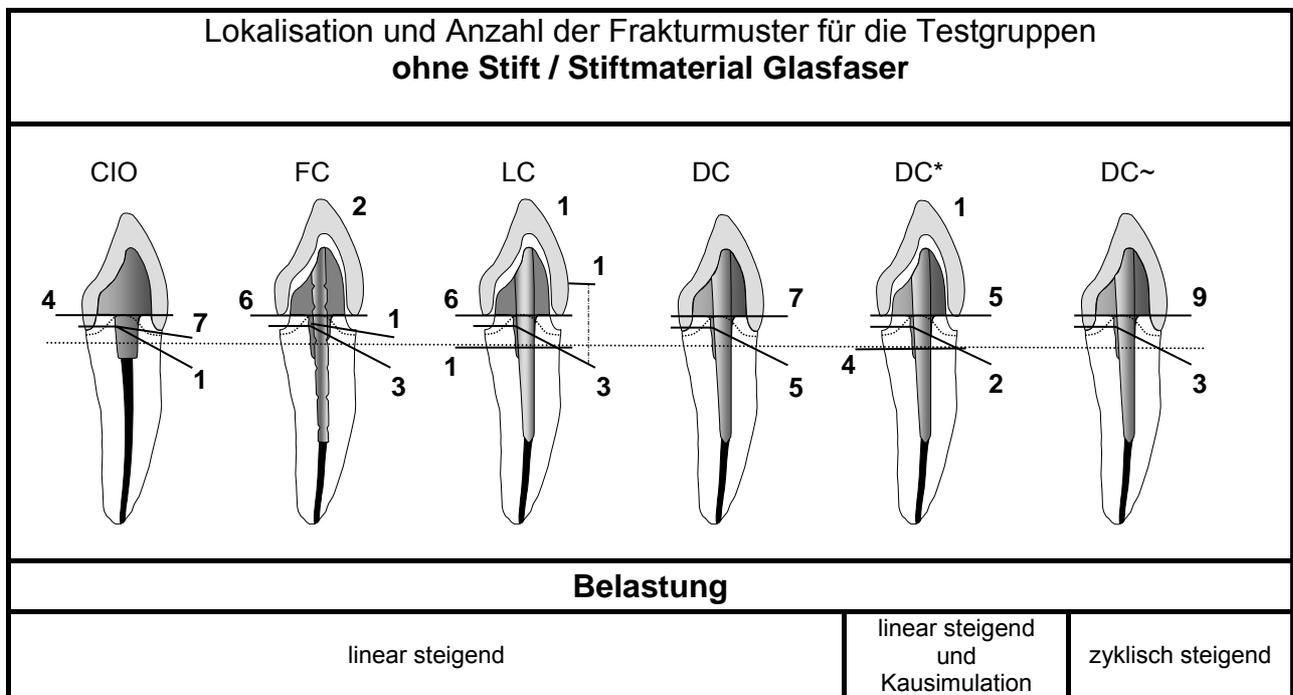
Tabelle 5-2 Prozentualer Anteil der Frakturmuster für die jeweiligen Stiftmaterialien

			Frakturmuster (F-M)						Gesamt	
			A1	A2	B1	C1	C2	D1		D2
<b>Stift- material (S-M)</b>	Clearfil	N	4	0	7	1	0	0	0	12
		% von S-M	33,3	0	58,3	8,3	0	0	0	100
		% von F-M	9,3	0	77,8	1,8	0	0	0	9,1
		% von Ge- samt	3,0	0	5,3	0,8	0	0	0	9,1
	Faser	N	33	4	1	16	1	5	0	60
		% von S-M	55,0	6,7	1,7	26,7	1,7	8,3	0	100
		% von F-M	76,7	57,1	11,1	29,1	100	100	0	45,5
		% von Ge- samt	25,0	3,0	0,8	12,1	0,8	3,8	0	45,5
	Titan	N	6	3	1	38	0	0	12	60
		% von S-M	10,0	5,0	1,7	63,3	0	0	20,0	100
		% von F-M	14,0	42,9	11,1	69,1	0	0	100	45,5
		% von Ge- samt	4,5	2,3	0,8	28,8	0	0	9,1	45,5
Gesamt	N	43	7	9	55	1	5	12	132	
	% von S-M	32,6	5,3	6,8	41,7	0,8	3,8	9,1	100	
	% von F-M	100	100	100	100	100	100	100	100	
	% von Ge- samt	32,6	5,3	6,8	41,7	0,8	3,8	9,1	100	

In den nachfolgenden zwei Grafiken 5-8 und 5-9 sind die numerischen Häufigkeiten der Frakturmuster für jede Gruppe grafisch dargestellt. Die gestrichelte horizontale Linie kennzeichnet die koronale Einbetthöhe und entspricht dem Niveau des Limbus alveolaris beim parodontal gesunden, oberen Frontzahn. Die Grafik 5-8 zeigt die Häufigkeiten für die Titanstiftgruppen und die Grafik 5-9 fasst die Gruppen der Glasfaserstifte und der Kontrollgruppe zusammen. Die nachfolgenden Abbildungen 5-1 bis 5-4 zeigen die kategorisierten Frakturmuster im Zahnschnitt.



Grafik 5-8



Grafik 5-9

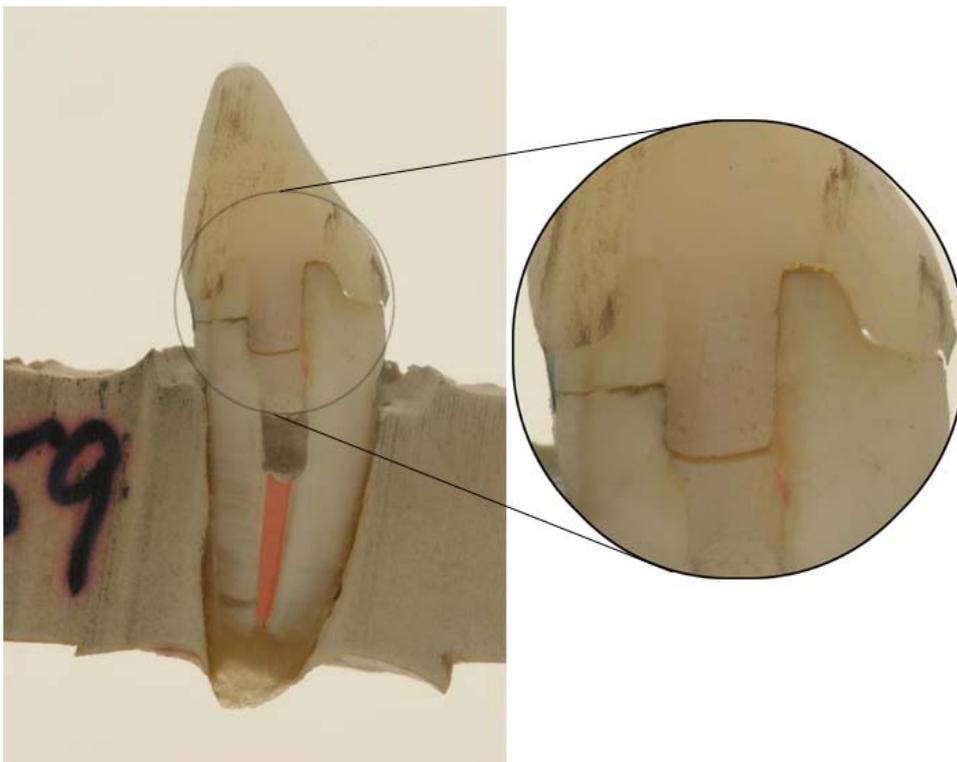


Abbildung 5-1 Kontrollgruppe Clearfil-Aufbau; Frakturmuster  
Kategorie B

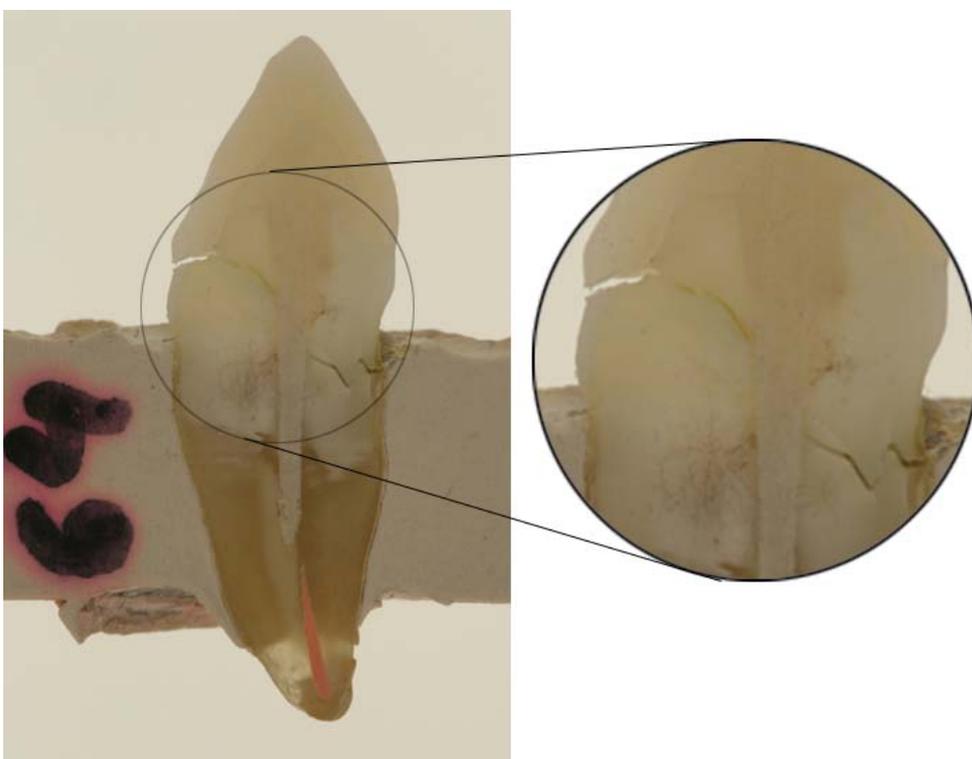


Abbildung 5-2 Versuchsgruppe Glasfaserstift (LuscentAnchor); Frakturmuster  
Kategorie C

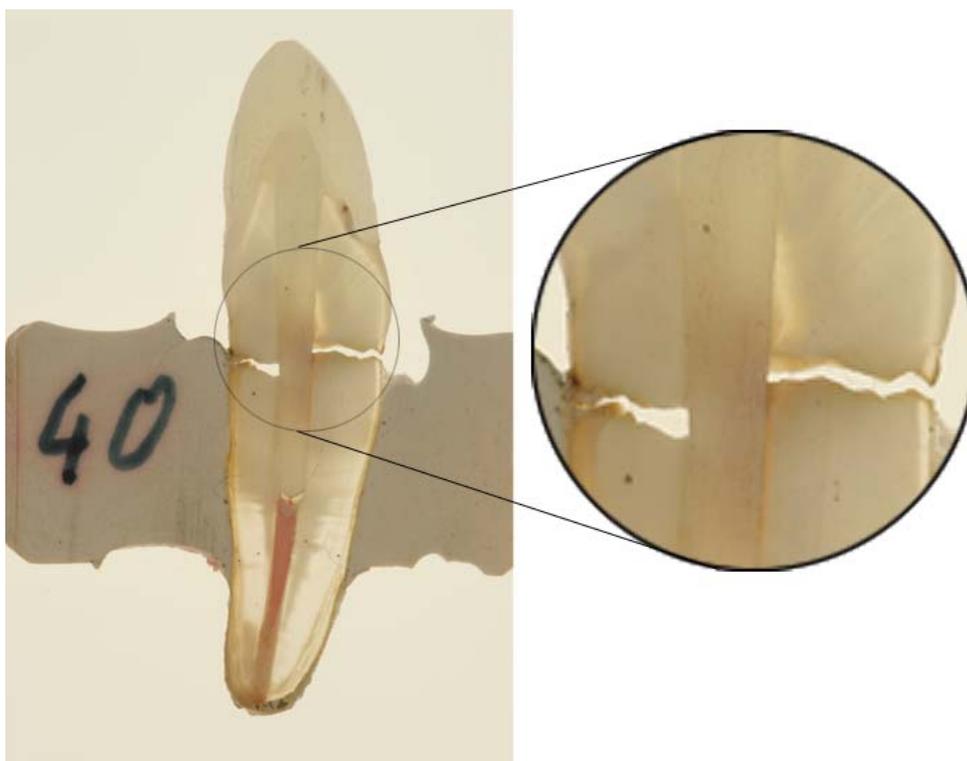


Abbildung 5-3 Versuchsguppe Glasfaserstift (DentinPost); Frakturmuster Kategorie D1

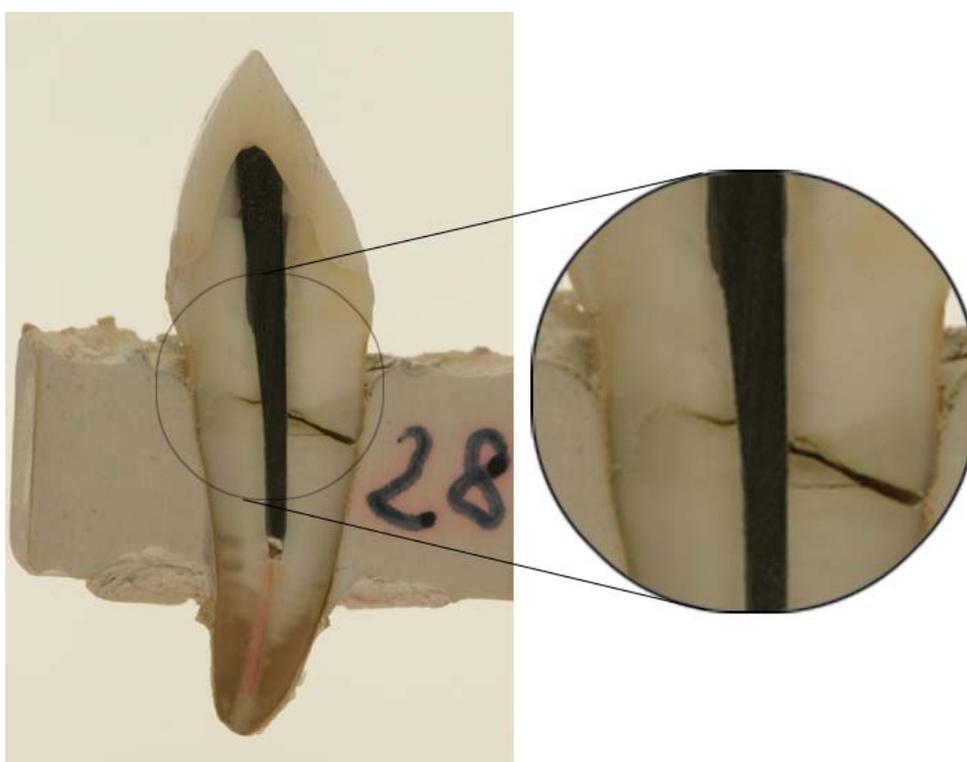


Abbildung 5-4 Versuchsguppe Titanstift; Frakturmuster Kategorie D2

### 5.2.3 Vergleich der Frakturmuster unter dem Aspekt der klinischen Relevanz

#### 5.2.3.1 Abhängigkeit der klinisch relevanten Frakturmuster vom Stiftmaterial und von der Belastungsmethode

Unter Berücksichtigung der klinischen Wiederversorgbarkeit wurden die Frakturmuster erneut kategorisiert. Die Kategorien ergeben sich aus dem klinisch relevanten Frakturlinienverlauf. Unterschieden wurde, ob der Zahn über oder unter der SZG bzw. unter der koronalen Einbetthöhe (subcrestal) frakturierte. Es wurde festgelegt, dass Frakturlinienverläufe oberhalb des Limbus alveolaris (koronale Einbetthöhe 2 mm unterhalb der SZG) eine erneute Versorgung des Zahnes nach Ferrulepräparation und gegebenenfalls erforderlicher chirurgischer Kronenverlängerung ermöglichen.

Zur statistischen Analyse der nominalskalierten Merkmale wurden die Gruppen der verwendeten Stiftmaterialien bzw. die Gruppen der drei Belastungsmethoden zusammengefasst in einer Kreuztabelle verglichen. Die Tabelle 5-3 gibt einen Überblick über die prozentualen Anteile der Frakturmuster für die verwendeten Stiftmaterialien.

Der Chi-Quadrat-Test mit exakter Berechnung nach Fischer ergab eine signifikante Abhängigkeit der klinisch relevanten Frakturmuster vom Stiftmaterial [ $p < 0,001$ ]. Die standardisierten Residuen von 2 und größer geben eine signifikante Abweichung der beobachteten von der erwarteten Häufigkeit an. Eine signifikante Häufung der Frakturmuster unterhalb der SZG und subcrestal wurde entsprechend der standardisierten Residuen für das Stiftmaterial Titan beobachtet [unter SZG: 2,0; subcrestal: 2,8]. Signifikant mehr Frakturen über der SZG wurden bei Zähnen in den Glasfaserstiftgruppen [2,2] und in der Kontrollgruppe beobachtet [2,4].

Der Chi-Quadrat-Test zeigt eine Abhängigkeit der klinisch relevanten Frakturmuster von der Belastungsmethode [ $p = 0,019$ ]. Anhand der standardisierten Residuen wurde eine signifikante Häufung von Frakturen unterhalb des Limbus alveolaris für die Methode der linear steigenden Belastung nach Kausimulation bestimmt [Standardisiertes Residuum= 2,1] (Tabelle 5-4).

Tabelle 5-3 Prozentualer Anteil der Frakturmuster über alle Proben für die zwei Stiftmaterialien und die Kontrollgruppe

			Frakturmuster (F-M)			Gesamt
			über SZG	unter SZG	sub-crestal	
<b>Stift-material (S-M)</b>	Clearfil	Anzahl	11	1	0	12
		% von S-M	91,7	8,3	0	100
		% von F-M	18,6	1,6	0	9,1
		% von Gesamt	8,3	0,8	0	9,1
		standardisierte Residuen	<b>2,4</b>	-1,9	-1,0	
	Faser	Anzahl	38	22	0	60
		% von S-M	63,3	36,7	0	100
		% von F-M	64,4	36,1	0	45,5
		% von Gesamt	28,8	16,7	0	45,5
		standardisierte Residuen	<b>2,2</b>	-1,1	-2,3	
	Titan	Anzahl	10	38	12	60
		% von S-M	16,7	63,3	20,0	100
		% von F-M	16,9	62,3	100	45,5
		% von Gesamt	7,6	28,8	9,1	45,5
		standardisierte Residuen	-3,2	<b>2,0</b>	<b>2,8</b>	
Gesamt	Anzahl	59	61	12	132	
	% von S-M	44,7	46,2	9,1	100	
	% von F-M	100	100	100	100	
	% von Gesamt	44,7	46,2	9,1	100	

Tabelle 5-4 Prozentualer Anteil der Frakturmuster über alle Proben für die jeweiligen Belastungsmethoden

			Frakturmuster (F-M)			Gesamt
			über SZG	unter SZG	sub-crestal	
<b>Belastungsmethode (B-M)</b>	zyklisch	Anzahl	11	12	1	24
		% von B-M	45,8	50,0	4,2	100
		% von F-M	18,6	19,7	8,3	18,2
		% von Gesamt	8,3	9,1	0,8	18,2
		standardisierte Residuen	0,1	0,3	-0,8	
	Kausimulation linear steigend	Anzahl	9	20	7	36
		% von B-M	25,0	55,6	19,4	100
		% von F-M	15,3	32,8	58,3	27,3
		% von Gesamt	6,8	15,2	5,3	27,3
	linear steigend	standardisierte Residuen	-1,8	0,8	2,1	
		Anzahl	39	29	4	72
		% von B-M	54,2	40,3	5,6	100
% von F-M		66,1	47,5	33,3	54,5	
% von Gesamt		29,5	22,0	3,0	54,5	
standardisierte Residuen	1,2	-0,7	-1,0			
	<b>Gesamt</b>	Anzahl	59	61	12	132
	% von B-M	44,7	46,2	9,1	100	
	% von F-M	100	100	100	100	
% von Gesamt	44,7	46,2	9,1	100		

#### 5.2.4 Auswertung der Frakturmuster unter Berücksichtigung der klinischen Prognose bei maximal physiologischer Belastung

Zusammenfassend ergibt sich die Einteilung der Frakturmuster unter Berücksichtigung der klinischen Prognose nach Fraktur hinsichtlich der Wiederversorgbarkeit. Es wurde festgelegt, dass ein Frakturlinienverlauf oberhalb der koronalen Einbetthöhe eine **positive klinische Prognose** hat. Damit schließt diese Kategorie die Frakturmuster A bis D1 ein. Die zweite Kategorie berücksichtigt die Frakturmuster unterhalb der koronalen Einbetthöhe, D2, und repräsentiert die Zähne mit **klinisch infauster Prognose**. Den Berechnungen wurde eine maximale inzisale Kaukraft von 400 N (Paphangkorakit und Osborn 1997) zugrunde gelegt. Aus der Tabelle 5-5 wird deutlich, dass 100 % der mit einem Glasfaserstift versorgten Zähne bzw. der Zähne mit einem erweiterten Kompositaufbau ohne Stift erneut versorgt werden könnten. Sämtliche Zähne mit klinisch infauster Prognose waren mit einem Titanstift versorgt. Von den insgesamt 86 Zähnen (65,2 %) mit einer maximalen Belastbarkeit > 400 N fanden sich mehr Zähne aus den Titanstiftgruppen (Titan: 51 Zähne; Faser: 30 Zähne). Der Anteil der Zähne mit klinisch positiver Prognose, die mindestens einer maximal physiologischen Belastung von 400 N widerstanden, lag bei 90 % (76 Zähne). Davon waren 41 Zähne (54 %) mit einem Titanstift und 30 Zähne (40 %) mit einem Glasfaserstift versorgt. Damit wiesen 22 % (n = 2) der Zähne aus den Titanstiftgruppen mit einer maximalen Belastung < 400 N und 20% (n = 10) dieser Zähne mit einer maximalen Belastung > 400 N ein klinisch infaustes Frakturmuster auf.

Tabelle 5-5 Häufigkeiten der Frakturmuster unter Berücksichtigung der klinischen Prognose bei max. physiologischer Belastung für die Stiftmaterialien

Stiftmaterial	maximale Belastung [N]			
	< 400		> 400	
	klinische Prognose			
	infaust	positiv	infaust	positiv
	N (%)	N (%)	N (%)	N (%)
Clearfil	0	7 (15,9)	0	5 (6,6)
Faser	0	30 (68,2)	0	30 (39,5)
Titan	2 (100)	7 (15,9)	10 (100)	41 (53,9)
Gesamt	2 (100)	44 (100)	10 (100)	76 (100)

### 5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Für die getesteten Wurzelstifte konnte unter linear steigender Belastung ohne Kausimulation kein statistisch signifikanter Unterschied des Stiftmaterials (Titan/glasfaserverstärktes Komposit) auf die Belastbarkeit EBZ beobachtet werden. Die Restauration von EBZ mit erweiterten Kompositaufbauten ohne Wurzelstift zeigte vergleichbare Belastbarkeiten.

Der Vergleich der zwei untersuchten Befestigungszemente zeigte vergleichbare maximale Belastbarkeiten vor und nach Kausimulation.

Signifikante Unterschiede wurden für die Belastungsmethoden festgestellt. Während die Werte der maximalen Belastbarkeit für die Versuchsgruppen unter den Bedingungen einer linear steigenden Belastung mit Kausimulation und zyklisch steigender Belastung vergleichbar waren, wurde ein signifikanter Unterschied für die Versuchsgruppen unter linear steigender Belastung ohne Kausimulation beobachtet.

Der Vergleich der E-Module zeigte keine unterschiedliche Gesamtsteifigkeit des Kronen-Aufbau-Zahn-Komplexes in Abhängigkeit vom Stiftmaterial.

Die Inzidenz der Aufbaufrakturen für Titanstifte war signifikant geringer als für Glasfaserstifte. Der Anteil an Wurzelfrakturen bei mit Titanstiften im Vergleich zu den mit Glasfaserstiften versorgten EBZ war jedoch doppelt so hoch. Es ergab sich eine Abhängigkeit des Frakturmusters vom verwendeten Stiftmaterial und der Belastungsmethode. So wurde eine signifikante Häufung von Frakturen unterhalb der SZG und tiefen (subcrestal) Wurzelfrakturen für das Stiftmaterial Titan beobachtet. Ein Frakturlinienverlauf mit klinisch infauster Prognose ereignete sich ausschließlich in den Titanstiftgruppen. Im Vergleich der Belastungsmethoden wurde eine signifikante Häufung von Frakturen unterhalb des Limbus alveolaris für die Methode der linear steigenden Belastung nach Kausimulation bestimmt.

Der Anteil der Zähne die mindestens einer maximal physiologischen Belastung von 400 N standhielten war größer, wenn sie mit einem Titanstift versorgt wurden.