

Einfluss von Drahtqualität und Bracketsystem auf die Kraftsysteme unterschiedlicher Zahnfehlstellungen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Wiebke Elisabeth Perrey
aus Frankfurt am Main

2012

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. Stefan Lossdörfer

Tag der Mündlichen Prüfung: 30.05.2012

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark
-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-
Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meinen Eltern und meinem Bruder

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Literaturübersicht.....	7
1.1	Einleitung.....	7
1.2	Literaturübersicht.....	8
1.2.1	Die Multibracketapparatur: Das konventionelle und das selbstligierende Bracket im Vergleich.....	8
1.2.2	Nivellierung.....	13
1.2.2.1	In der Nivellierungsphase auftretende Kraftsysteme.....	13
1.2.3	Drahtsysteme.....	15
1.2.3.1	Materialtechnische Grundlagen von Nickel-Titan-Drähten.....	16
1.2.3.2	Pseudo- oder Superelastizität.....	20
1.2.3.3	Der Formgedächtniseffekt.....	21
1.2.4	Klinische Anwendung und Ergebnisse.....	22
1.2.4.1	Das selbstligierende Bracket.....	22
1.2.4.2	Nivellierungsbögen im Vergleich.....	23
2	Fragestellung und Zielsetzung.....	25
3	Material und Methode.....	26
3.1	Materialauswahl der Brackets.....	26
3.2	Materialauswahl der Drahtbögen.....	27
3.3	Messungen der Kraftsysteme bei der Nivellierung mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS).....	27
3.3.1	Versuchsaufbau.....	27
3.3.2	Versuchsdurchführung.....	31
3.3.3	Datenauswertung und Statistik.....	34
4	Ergebnisse.....	35
4.1	Untersuchte Parameter am Beispiel der Kombination Carrierebracket und Lowcost-Draht.....	35
4.2	Kraftergebnisse.....	38
4.2.1	Frontzahn.....	38
4.2.2	Eckzahn.....	41
4.2.3	Prämolar.....	44
4.3	Drehmomentenergebnisse.....	47
4.3.1	Frontzahn.....	47
4.3.2	Eckzahn.....	49
4.3.3	Prämolar.....	52

4.4	Translationsergebnisse	56
4.4.1	Frontzahn	56
4.4.2	Eckzahn.....	59
4.4.3	Prämolar	62
4.5	Rotationsergebnisse	66
4.5.1	Frontzahn	66
4.5.2	Eckzahn.....	69
4.5.3	Prämolar	71
5	Diskussion.....	75
5.1	Diskussion der Ergebnisse.....	75
5.1.1	Kraftergebnisse	75
5.1.2	Drehmomentergebnisse	76
5.1.3	Korrekturbewegung	77
5.2	Diskussion der Methodik.....	78
5.2.1	Simulation mit dem OMSS	78
5.2.2	Verwendete Materialien.....	78
5.3	Schlussbetrachtung und klinische Auswirkung	80
6	Zusammenfassung	82
7	Literaturverzeichnis	84
8	Danksagung.....	91

1 Einleitung und Literaturübersicht

1.1 Einleitung

Die Kieferorthopädie ist die Lehre von der Erkennung, Verhütung und Behandlung dysgnathier Zustände des Kauorgans. Therapiemöglichkeiten unterscheiden sich in dentoalveolären, skelettalen und funktionskieferorthopädischen Korrekturen (Kahl-Nieke, 2009). Im englischen Sprachraum wird die Kieferorthopädie als "orthodontics" bezeichnet. Dieser Begriff kommt aus dem Griechischen und kann wörtlich mit „der gerade Zahn“ übersetzt werden [orthos=gerade, ordnungsgemäß; odous=Zahn]. Hierbei werden mit Hilfe kieferorthopädischer Geräte, die extraoral oder als herausnehmbare/festsitzende intraorale Apparate verwendet werden, Malokklusionen korrigiert oder bestimmte Zahnstellungen gezielt verändert. Mit dem Multibandsystem (heute in Form des Multibracketsystems verwendet), welches erstmals im 19. Jahrhundert von Angle etabliert wurde, lässt sich das Ziel des „geraden Zahnes“ verwirklichen. Allerdings bezieht sich der Begriff der Kieferorthopädie auf das gesamte stomatognathe System, wobei man sowohl den Zahn als auch den wachsenden Kieferknochen durch gezielte, aktive oder passive Kraftapplikation korrigierend bewegen kann.

Die über einen Drahtbogen applizierte Kraft wird über das Bracket auf den Zahn übertragen. Infolge von Wechselwirkungen zwischen Drahtbogen, Bracketslot und Ligatur kommt es zum Auftreten von Kräftepaaren und damit zu Drehmomenten, die der initialen Kippung und Rotation entgegenwirken (Drescher et al., 1989; Schumacher et al., 1991). Die Kombination von Bracket und Drahtbogen hat damit Einfluss auf die entstehenden und sich stetig ändernden Kraftsysteme, so dass die resultierende Zahnbewegung in Abhängigkeit der verschiedenen Materialeigenschaften von Bracket und Bogen steht. Die Wahl der geeigneten Bracket-Bogen-Kombination lässt den Kliniker bei der Vielfalt an Angeboten, vom konventionellen Stahlbracket zum selbstligierenden Bracket, vom Strahldraht unterschiedlichen Querschnitts und Durchmessers, bis hin zum Nickel-Titan-Draht, oftmals den Überblick verlieren.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, den Einfluss der verschiedenen Bracketsysteme und Drahtqualitäten auf die Kraftsysteme unterschiedlicher, simulierter Zahnfehlstellungen im Rahmen der Nivellierung zu untersuchen. Experimentell wurden zwei verschiedene Bracketsysteme, ein konventionelles und ein passiv selbstligierendes Bracket, in der

Kombination mit drei qualitativ verschiedenen Nickel-Titan(NiTi)-Drähten verglichen. Es wurde an einem Unterkiefer(UK)-Patientenmodell die Korrektur der Zahnfehlstellung am seitlichen Schneidezahn, Eckzahn und ersten Prämolaren experimentell simuliert. Diese Simulation wurde mit einem biomechanischen Messsystem durchgeführt.

1.2 Literaturübersicht

1.2.1 Die Multibracketapparatur: Das konventionelle und das selbstligierende Bracket im Vergleich

Um Zähne körperlich zu bewegen, werden in der Kieferorthopädie oftmals festsitzende, bogengeführte Apparaturen verwendet. Im 18. Jahrhundert führte Magill die Multibandtechnik ein, indem er als Erster orthodontische Bänder auf Zähnen zementierte (Diedrich, 2000). Heute findet diese Technik Anwendung in der weiterentwickelten Form der Multibrackettechnik, die seit Einführung der Adhäsivtechnik, 1965, durch Newman, verwendet wird (Diedrich, 2000). Seither wurde diese Therapieart immer weiter verbessert. Ausgehend von der Standard-Edgewise-Technik (Abbildung 1), bei der durch verschiedene Biegungen ein Idealbogen geschaffen wird, an dem die Zähne dann bewegt werden, bis hin zu der 1970 von Andrews modifizierten Straightwire-Technik (Gabersek et al., 2007), bei der kein Idealbogen mehr erforderlich ist. Biegungen des Drahtes sind hierbei nicht mehr vonnöten, da das Straightwire-Bracket eine spezielle Form aufweist, die die Slotdifferenzen dreidimensional ausgleicht, so dass man Bögen verwenden kann, die möglichst geringe Kräfte generieren. Letzteres ist erst seit den 1970er Jahren, unter Verwendung spezieller Legierungen (sogenannter Formgedächtnislegierungen) und pseudoelastischer Materialien, wie z.B. Nickel-Titan, möglich.

Eine weitere Variation der Therapiemöglichkeit besteht in der Form der Segment- oder Vollbogentechnik sowie der Lingualtechnik. Die stetige Weiterentwicklung dieser unterschiedlichen Techniken basiert jedoch immer auf dem Grundgedanken der Biomechanik, der das stomatognathe System unter kieferorthopädischer Therapie vor Überlastungsschädigungen schützen soll.



Abbildung 1: Klinische Situation eines noch nicht ausnivellierten UKs mit frontalem Engstand und diversen Dreh- und Kippständen. Der Zahnbogen ist mit konventionellen Brackets in Standard-Edgewise-Technik versorgt. Über Gummiligaturen wird der Draht im Bracketslot gehalten.

In den 1960er Jahren ging man von der Bebänderung der Zähne unter Multibandtherapie weg und begann die Zähne mit zunächst aus Kunststoff bestehenden Brackets zu bekleben. In der Fortentwicklung hat sich dann das „konventionelle“ Stahlbracket in Form des Zwillingbrackets (Abbildung 2) durchgesetzt. Dieses Bracket besitzt eine der Zahnform angepasste gekrümmte Basis und einen Schlitz (slot) unterschiedlicher Ausdehnung zur Aufnahme des Drahtbogens. Die Flügel dienen der Befestigung von Draht- oder Gummiligaturen, über die der Draht im Slot gehalten wird. Im Jahre 1935 wurde von Stolzenberg das selbstligierende Bracket in Form des Russel-Attachment erstmals vorgestellt (Abbildung 3, Stolzenberg 1935, 1946). Primäre Zielsetzung war dabei die Behandlungszeit zu verkürzen. Dies sollte durch die Vermeidung aufwändiger Ligierungstechniken erzielt werden, indem der Bogen mittels eines

Schlosses, welches durch eine Schraube zu öffnen und schließen war, im Slot gehalten wurde (Shivapuja und Berger, 1994; Stolzenberg 1935, 1946; Turnbull et al., 2007). Seither wurde diese Form weiterentwickelt und in zahlreichen Varianten produziert, so dass das selbstligierende Bracket in den letzten Jahren vermehrt Einzug in die kieferorthopädischen Praxen fand (Abbildung 5).

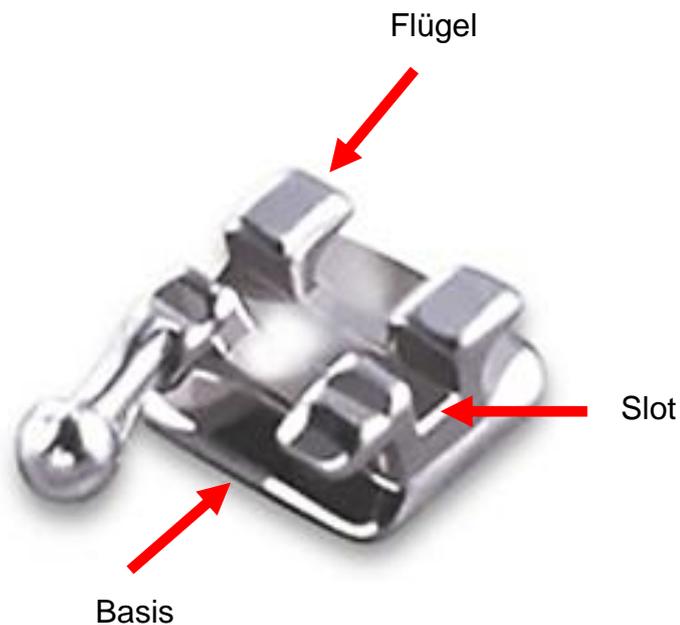


Abbildung 2: Aufbau des konventionellen Zwillingsbrackets (hier: Freedom MIM, ODS, Deutschland). Die Basis besteht aus einer zum Zahn zugewandten, aufgerauten Oberfläche, um eine bessere Retention am Zahn zu schaffen. Die Flügel dienen der Befestigung des Drahtbogens oder zusätzlicher Hilfselemente. Der Bracketslot dient der Aufnahme des Drahtbogens.

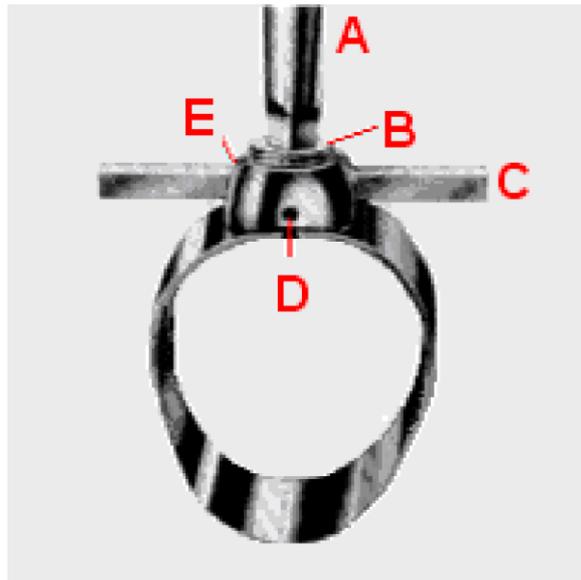


Abbildung 3: Das Russel-Attachment als erste Form des selbstligierenden Brackets. **A:** Schraube, **B:** Schraubenmutter, **C:** Drahtbogen im Slot; **D:** durchgehendes Loch im vertikalen Anteil der Verankerung; **E:** Slot (Stolzenberg, 1935).

Im Gegensatz zum konventionellen Bracket besitzt das selbstligierende Bracket anstelle der Flügel eine starre Verschlussklappe oder Haltefeder, die der Ligatur entspricht.

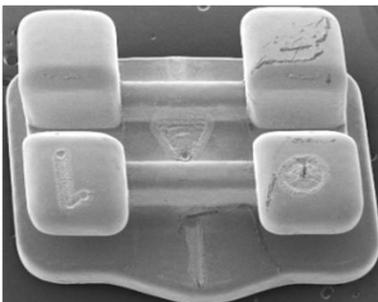


Abbildung 4:

Das konventionelle Zwillingsbracket (Discovery®-Dentaurum). An den vier Flügeln wird der im Slot liegende Draht mit Hilfe von Gummi-/Drahtligaturen befestigt.

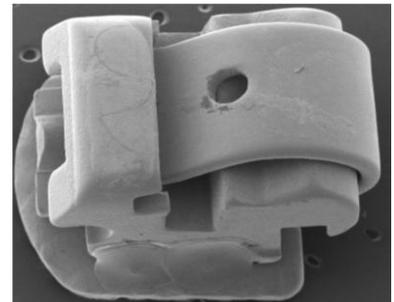


Abbildung 5:

Das selbstligierende Bracket (Speed™-Strite) besitzt einen in das Bracket integrierten Verschlussmechanismus, über den der Draht im Slot gehalten wird.



Abbildung 6:

Das passive selbstligierende Bracket (Carriere SLB™) mit einer starren Verschlussklappe. Mit Hilfe eines Ligatureninstrumentes ist diese zu öffnen und zu schließen.



Abbildung 7:

Das aktive selbstligierende Bracket (In-Ovation®) mit einer elastischen Haltefeder, die den Draht im Slot fixiert.

Man unterscheidet aktive von passiven Verschlussmechanismen (Abbildungen 6-7). Bei aktiven selbstligierenden Brackets wird der Draht aktiv in den Slot gedrückt z.B. mittels einer Feder (Abbildung 7). Dies erlaubt eine kontrollierte Führung am Bogen. Kippung und Rotation sind kontrollierbar, jedoch ist das Gleiten am Bogen aufgrund der höheren Reibung erschwert (Shih-Hsuan-Chen et al., 2010; Rinchuse und Miles, 2007). Passive selbstligierende Brackets besitzen hingegen eine starre Verschlussklappe (Abbildung 6). Hierbei wurden geringere Reibungswerte nachgewiesen, da der Draht nicht zusätzlich in den Slot hineingedrückt wird und damit besser gleiten kann (Shih-Hsuan-Chen et al., 2010; Sims et al., 1993). Dieses Spiel zwischen Slot und Bogen bringt jedoch Einbußen der Kontrolle der Zahnbewegung mit sich. Das selbstligierende Bracket wurde durch die Hersteller in vielerlei Hinsicht beworben. Zahlreiche wissenschaftliche Arbeiten haben sich seither mit der Untersuchung dieser Brackets beschäftigt. Tragekomfort sowie Ästhetik wurden durch das Design und durch die abgerundete Oberfläche verbessert, so

dass das Verletzungsrisiko herabgesetzt werden konnte (Stolzenberg, 1935, 1946). Eine vereinfachtere Mundhygiene ist durch die geringere Bracketgröße gegeben (Shih-Hsuan-Chen et al., 2010). Harradine (2003) konnte eine geringere Plaqueansammlung als bei Draht-/Gummiligaturen nachweisen, was das Demineralisationsrisiko und damit die Kariesentstehung vermindert. Die genannten Eigenschaften können einen positiven Einfluss auf die Compliance des Patienten haben und damit auf den Erfolg der Therapie abzielen.

1.2.2 Nivellierung

Bei der Multibandtherapie unterscheidet man mehrere Behandlungsphasen, in denen verschiedene Zahnbewegungen entlang der vertikalen, horizontalen, sagittalen und transversalen Ebenen durchgeführt werden. Jede Behandlungsphase umfasst meist eine Dauer von mehreren Monaten. Die initiale Phase bezeichnet man als Nivellierungsphase, auf die wir uns in dieser experimentellen Studie konzentriert haben. Durch den dreidimensionalen Bracket-Slot-Ausgleich in vertikaler und horizontaler Richtung sowie durch (De-)Rotationen der Zähne wird hier ein idealer Verlauf des Bogens geschaffen, an dem die Zähne, wie an einer Leitschiene, gezielt geführt werden können (Diedrich, 2000; Kahl-Nieke, 2009; Schumacher et al., 1992).

1.2.2.1 In der Nivellierungsphase auftretende Kraftsysteme

Im Rahmen einer orthodontischen Zahnbewegung kommt es zum Auftreten von Kraftsystemen, die sich stetig ändern. Diese Kraftsysteme bestehen aus Kraft- und Drehmomentvektoren entlang aller drei Raumachsen. Wird eine Kraft am Zahn appliziert, so wird diese über den Zahn auf das parodontale Gewebe und den Alveolarknochen übertragen und führt zu Zahnbewegungen, wie Translation, Rotation, Intrusion/Extrusion, Kippungs- und Torquebewegung. Hierbei ist das Wissen über eine geeignete Kraftgröße wichtig, denn man zielt darauf ab, desmodontale Umbauvorgänge einzuleiten, ohne Hyalinisationen oder Nekrosen hervorzurufen, die zu einem kurzzeitigen bzw. gänzlichen Stillstand der Zahnbewegung führen würden (Diedrich, 2000).

Letzteres kann durch kleine, konstante Kräfte vermieden werden, die zu einer direkten Knochenresorption und in Folge dessen zu einer schnelleren Zahnbewegung führen (Matarese et al., 2008). Die Behandlungseffizienz kann so gesteigert werden. Yee et al. (2009) folgerten aus ihren Versuchsergebnissen, dass die initiale Zahnbewegung durch eine geringere Kraftgröße begünstigt wird und Spannungen an der Verankerung damit gering gehalten werden können. Zu klein darf die initiale Kraftgröße jedoch nicht sein, denn nur ca. 50% der applizierten Kraft wird tatsächlich am Zahn wirksam, der Rest geht durch die nötige Überwindung der Haftreibung verloren (Drescher et al., 1989; Read-Ward et al., 1997; Schumacher et al., 1991).

Es existiert eine Vielzahl an Studien, die eine Empfehlung optimaler Kraftgrößen geben. Bewegt man einen Zahn in der Horizontalen, so sind Maximalkräfte von 0,2-1,2 N an einwurzeligen Zähnen angegeben. In vertikaler Richtung ist im Bereich von 0,1-0,5 N mit einem geringeren Risiko an Wurzelresorptionen zu rechnen (Gabersek, 2007). Kuroi und Owmann-Moll, (1998) wiesen jedoch in ihrer Studie nach, dass es bei konstanter Kraftapplikation von 0,5 N auf einen Prämolaren bereits zu Wurzelresorption und Hyalinisation kommt. Reitan setzte in seinen Untersuchungen Kräfte in Abhängigkeit verschiedener Zähne und Zahnbewegungen (Diedrich 2000; Kahl-Nieke, 2009). So gab er Kraftgrößen für kippende Bewegungen von 0,2-0,3 N für Frontzähne/Prämolaren (FZ/PM) und 0,5-0,75 N für Eckzähne/Molaren (EZ/M) an. Körperliche Bewegungen schrieb er für FZ/PM 0,4-0,5 N zu, für EZ/M 1,5- 2,5 N, für intrusive und extrusive Bewegungen 0,15-0,30 N. Jepsen betrachtete die Kraftgröße in Abhängigkeit von der Wurzeloberfläche und setzte 1 N/cm² Wurzeloberfläche als nicht zu überschreitenden Wert fest (Kahl-Nieke, 2009). Proffit ging wiederum davon aus, dass Kraftsysteme ganz individuell von der vorliegenden Patientensituation bestimmt werden (z.B. parodontale Durchblutung oder Kapazität der Gewebereaktion) und damit keine Aussage über eine optimale Kraft-/Drehmomentsgröße zu treffen ist (Diedrich, 2000). Auch Linge und Dahm (1994) stellten die bisherigen Berechnungen idealer Kräfte und Momente in Frage.

Die geeignete Kraftgröße anhand dieser zahlreichen, oftmals voneinander abweichenden Angaben zu finden, stellt sich daher als schwierig dar, zumal die tatsächliche Kraftabgabe von verschiedenen Faktoren der Bracket-/Drahtkombination abhängt, wie z.B. Bracketbreite, Interbracketabstand, Superelastizität des Drahtbogens,

Ligierungstechnik, Zahnanzahl ligierter Zähne, Zahnposition im Zahnbogen, Reibung und Deflexionsgrad des Drahtes (Hemingway et al., 2001; Pandis et al., 2008 b, 2009; Schumacher et al., 1990; Winkler, 2000).

Beim Einligieren eines Drahtes kommt es neben der Kraftkomponente auch zum Auftreten von Drehmomenten, die ebenfalls Einfluss auf die parodontalen Verhältnisse haben. Aussagen über entsprechende Größen des Drehmoments sind noch schwieriger zu treffen als über die Kraftgröße, was auch der geringen Zahl an Veröffentlichungen zugrunde zu legen ist. Vereinzelt findet man Angaben von 5 Newtonmillimeter (Nmm) zur Derotation von Prämolaren oder aus Studien zur Molarenaufrichtung Werte von 10 Nmm (Gabersek, 2007). Morina et al. (2009) beschrieben an verschiedenen Bracket-/Drahtkombinationen Drehmomentwerte für Torquebewegungen, die sich zwischen 5,2 bis 35 Nmm bewegten. Drescher et al. (1992) konnten zeigen, dass die Größe des Drehmoments sowohl vom Drahtquerschnitt als auch von den materialtechnischen Eigenschaften der Legierung abhängt.

Für den Kliniker ist es daher von großer Bedeutung, hinreichende Kenntnis über die verwendeten Materialien, deren Eigenschaften und Zusammenwirken zu haben, da dies entscheidenden Einfluss auf die resultierende Zahnbewegung hat.

1.2.3 Drahtsysteme

Drähte dienen in der Kieferorthopädie in Form eines Bogens dazu, Kräfte auf den Zahn zu übertragen. Diese Kräfte bewirken Veränderungen im Gewebe, wie z.B. Knochenabbau in Druckzonen sowie Knochenanbau in Zugzonen. Erst hierdurch kann eine Zahnbewegung stattfinden.

In der Nivellierungsphase dienen die Drähte vor allem dazu, vertikale und horizontale Niveauunterschiede sowie Rotationen der Zähne auszugleichen. In der Standard-Edgewise-Technik orientiert man sich über den gesamten Zeitraum der Behandlung an dem sogenannten Idealbogen, der als eine Art Leitschiene für die zu erzielende Zahnstellung im Zahnbogen dient. Am Anfang der Behandlung können oftmals große auszugleichende Distanzen vorliegen, so dass man Drahtmaterialien mit einem hohen Deflexionsvermögen bevorzugt, die eine gewebeschonende Kraftentfaltung ermöglichen (Schumacher et al., 1992). Es sind dünne, flexible Drähte erforderlich, die trotz großer

Verformung möglichst geringe, über einen längeren Zeitraum nahezu konstante, Kräfte generieren. Gleichzeitig zögern zu kleine Kräfte den Nivellierungsprozess unnötig hinaus. Weiterhin muss der Draht stabil gegenüber verformenden Kräften sein, die z.B. durch das Kauen auf ihn einwirken können. Die Wahl der richtigen Legierung, Dimension, Bogenlänge und des Querschnitts des Drahtes ist daher ausgesprochen wichtig (Drescher et al., 1992; Schumacher et al., 1992).

Schon in den Anfängen der festsitzenden Kieferorthopädie haben Materialien wie Gold, Silber und Nickel Verwendung gefunden. Heute zählen Edelstahl-, Chrom-Kobalt-, Nickel-Titan- und Titan-Molybdän-Legierungen zu den in der Kieferorthopädie verwendeten Standardmaterialien (Kahl-Nieke, 2009).

Mit Wissen über die Gesetze der Mechanik lässt sich auch mit herkömmlichen Drahtmaterialien eine Kraftreduktion erzielen, indem man z.B. den Drahtdurchmesser verringert, verseilte Edelstahldrähte verwendet oder Federelemente in den Bogen einbiegt. Besonderes Augenmerk wird im Rahmen dieser Arbeit auf die experimentelle Untersuchung der NiTi-Drahtlegierungen gelegt. Aufgrund ihrer Pseudo-/Superelastizität (s. 1.2.3.2) finden sie heute fast ausschließlich in der Nivellierungsphase Anwendung, da man hierbei trotz weiterer Verformung innerhalb eines bestimmten Dehnungsbereiches eine nahezu konstante Kraft erzeugt. Kontrovers wird diskutiert, ob man die Pseudo-/Superelastizität für die Kieferorthopädie überhaupt nutzbar machen kann. Arbeiten von Drescher et al. (1992) und Linge und Dahm (1994) konnten zeigen, dass erst ab einem bestimmten, drahtindividuellen Auslenkungsgrad ein superelastisches Verhalten nachzuweisen ist.

1.2.3.1 Materialtechnische Grundlagen von Nickel-Titan-Drähten

NiTi-Legierungen zählen zu den Formgedächtnislegierungen, deren außergewöhnliche Materialeigenschaften schon in den 1930er Jahren an Gold-Cadmium-Legierungen beobachtet wurden (Petzold, 2006). Die heute in der Kieferorthopädie verwendeten NiTi-Legierungen sind binäre Standardlegierungen und basieren auf den 1958 in den USA entwickelten sogenannten Nitinol-Legierungen mit etwa 50 Atomprozent Nickel und etwa 50 Atomprozent Titan (Stöckel, 1987). Sie zeichnen sich im Gegensatz zu Edelstahllegierungen durch eine gute Biokompatibilität, ein hohes Deflexionsvermögen

und geringe Steifigkeit aus, wodurch diese Materialien nur geringgradig permanent verformbar sind und sich daher ausgezeichnet für die Nivellierung eignen (Diedrich, 2000; Mohlin et al., 1991; Schumacher et al., 1992). Vor allem aber das Formgedächtnis und die Pseudo-/Superelastizität sind sehr interessante Materialparameter, die im Folgenden näher betrachtet werden.

Die kristalline Anordnung der NiTi-Atome hängt von der Temperatur ab und weist zwei verschiedene Formen auf. In der Hochtemperaturphase weist die Legierung eine hohe Festigkeit auf, da die Atome kubisch-raumzentriert angeordnet vorliegen. Diese Struktur wird als Austenit bezeichnet (Abbildung 8), wobei insgesamt 9 Atome vorzufinden sind. Acht Titanatome bilden die Außenkanten des Kristallwürfels, ein Nickelatom liegt zentral (Helm, 2001).

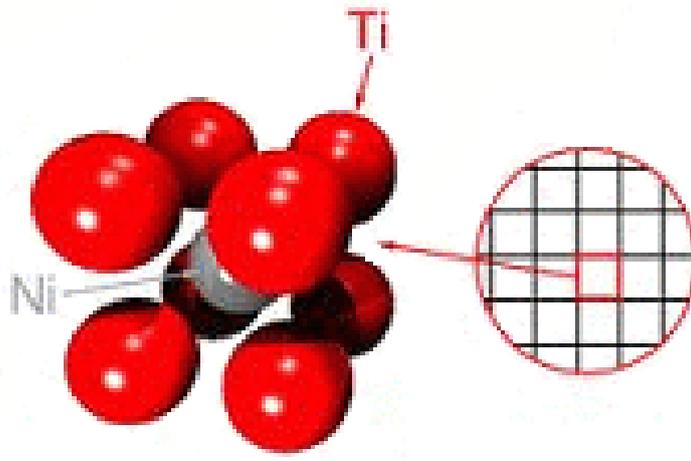


Abbildung 8: Aufbau des Austenits: Acht Atome sitzen auf den Außenkanten eines Würfels, im Zentrum befindet sich ein Nickel-Atom (Helm, 2001).

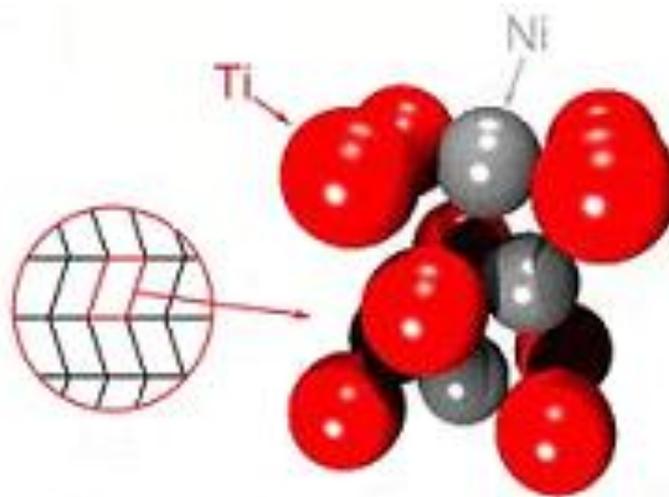


Abbildung 9: Aufbau des Martensits: Durch Scherung entsteht beim Abkühlen der Hochtemperaturphase oder bei mechanischer Manipulation die kristalline Anordnung des Martensits, der sich durch die Struktur der Martensitzwillinge auszeichnet (Helm, 2001).

Senkt man nun die Temperatur, so kommt es zu einer zick-zack-förmigen Transformation ohne Änderung der atomaren Gitterstruktur. Diese fischgrätartig angeordnete, symmetrische Struktur wird als Martensit bezeichnet (Abbildung 9). Der Formgedächtniseffekt beruht auf eben dieser reversiblen, durch Scherung bedingten Phasenumwandlung (Abbildungen 10, 11), wodurch der Martensit sich schon unter kleiner Spannung verformen lässt. Diese martensitische Transformation beginnt ab etwa 1% Dehnung und schreitet dann bis 8-10% fort, wobei der Martensit nun vollständig umgewandelt vorliegt (Bourauel et al., 1993; Miura et al., 1986; Schumacher et al., 1992; Stöckel, 1988). Diese Verformung ist reversibel und wird als Pseudoelastizität bezeichnet (Stöckel, 1988). Die Temperatur, bei der sich die Legierung von der Niedrigtemperaturphase in die Hochtemperaturphase umwandelt, bezeichnet man als Umwandlungstemperatur, die durch die Legierungszusammensetzung bestimmt wird (Buehler, 1963). Die für die Kieferorthopädie nötige Umwandlungstemperatur muss also im Bereich der Körpertemperatur liegen, um sich die genannten Effekte zu Nutze machen zu können.

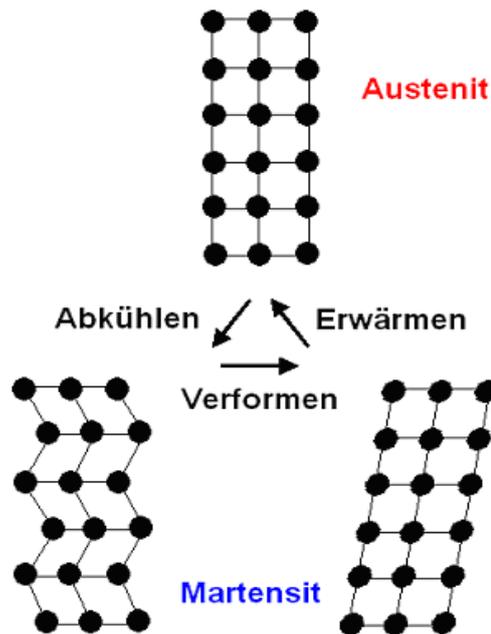


Abbildung 10: Schematische Darstellung der Phasenumwandlung zwischen austenitischer Hochtemperaturphase und martensitischer Niedrigtemperaturphase. Der Transformation liegt die Scherung der Gitterstruktur zu Grunde. Die Atome verlassen hierbei nicht ihre ursprüngliche Position und Beziehung zueinander (Fansa, 2008).

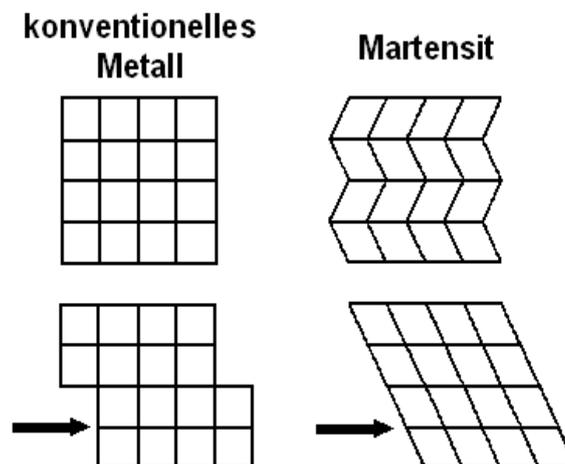


Abbildung 11: Plastisches Deformationsverhalten eines konventionellen Metalls (z.B. Stahl) und des Martensits. Konventionelle Legierungen zeigen bei der plastischen Verformung Versetzungen in ihrer Gitterstruktur auf. Beim Martensit kommt es lediglich zu einer Verschiebung der Struktur (=Entzwillung), nicht zum Aufbruch nachbarschaftlicher Beziehungen. Dies erklärt die leichte plastische Verformbarkeit dieses Werkstoffes (Drescher et al., 1990).

1.2.3.2 Pseudo- oder Superelastizität

Voraussetzung für das pseudo- bzw. superelastische Verhalten der heute verwendeten NiTi-Legierungen ist die martensitische Transformation, die, wie schon erwähnt, im Bereich der Umwandlungstemperatur temperaturbedingt oder auch spannungsinduziert ablaufen kann. Im Spannungs-Dehnungs-Diagramm wird dies graphisch anhand des plateauartigen Verlaufs dargestellt (Abbildung 12), der im Gegensatz zu dem linearen Verlauf konventioneller Materialien steht (Mohlin et al., 1991). Man erhält das Spannungs-Dehnungs-Diagramm im Zugversuch der Legierung (Bourauel et al., 1992). Die Pseudo- bzw. Superelastizität zeichnet sich dadurch aus, dass der Draht über ein gewisses Maß durch Verformung aktiviert werden kann und die dabei auftretenden Spannungen nahezu konstant bleiben (Bourauel et al., 1993; Burstone et al., 1985; Diedrich, 2000; Drescher et al., 1990; Mohlin et al., 1998; Schumacher et al., 1992), weshalb man NiTi-Drähte hauptsächlich als Nivellierungsbögen einsetzt. Dehnt man den NiTi-Bogen, so kommt es zunächst zu einem linearen Verlauf der Kurve. Wird diese Verformung bis über einen bestimmten Punkt hinaus fortgeführt, kommt es zur Bildung des spannungsinduzierten Martensits. Hier bleibt die Spannung trotz zunehmender Dehnung annähernd konstant, was sich als Plateau darstellt (Abbildung 12). Die weiter zugeführte verformende Energie wird nun zur Martensitbildung genutzt. Danach verhält sich das martensitische Material wieder linear. Kommt es nun zu einer Entlastung unter bisher gleichbleibender Temperatur, so ist die Verformung reversibel. Der Drahtbogen kehrt in seine ursprüngliche austenitische Form zurück, indem er eine Hysterese durchläuft (Diedrich, 2000). Das Kraftniveau sinkt dadurch zunächst ab, verläuft dann auf dem Entlastungsplateau konstant (Abbildung 12), woraus eine niedrigere Kraft-Auslenkungsrate resultiert (Bourauel et al., 1993). Das bedeutet, dass die rückstellende Kraft geringer ist als die zur Verformung nötige und erklärt die unterschiedlich hoch verlaufenden Plateaus unter Belastung und Entlastung (Drescher et al., 1990; Höse, 2007; Stöckel, 1988).

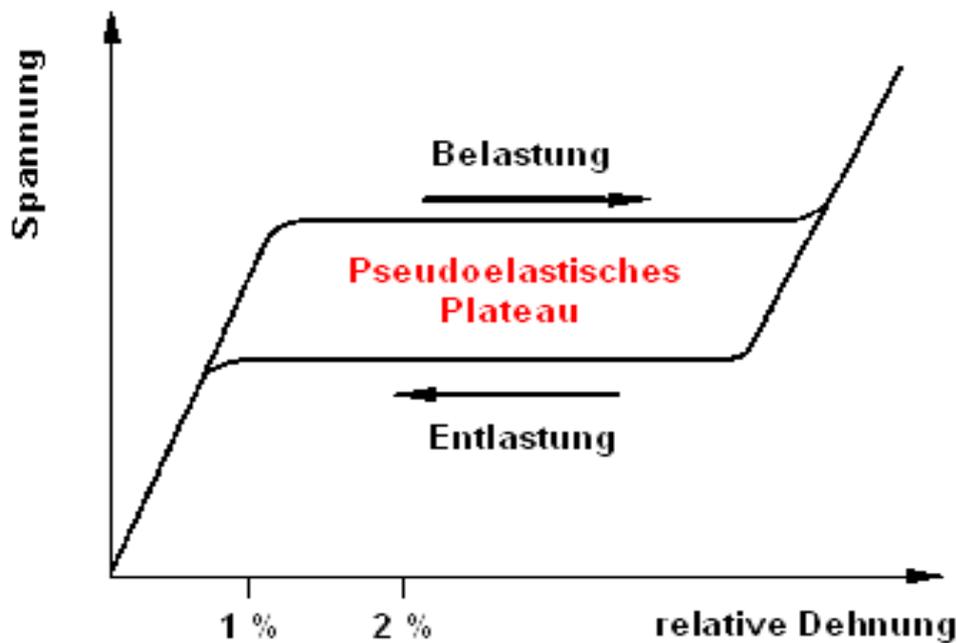


Abbildung 12: Spannungs/Dehnungs-Diagramm eines pseudoelastischen Drahtes. Nach zunächst linearem Anstieg der Spannung, unter relativer Dehnung, kommt man durch weitere Dehnung in den Bereich des pseudoelastischen Plateaus. Hier bleibt die Spannung trotz steigender Belastung konstant. Die Legierung liegt als Martensit vor. Kommt es zur Entlastung, geht die Gitterstruktur wieder in den Austenit über. Auch hier wird eine Plateauphase, entsprechend einer Hysterese, durchlaufen (Drescher et al., 1990).

1.2.3.3 Der Formgedächtniseffekt

Der Formgedächtniseffekt wurde erstmals 1932 bei speziellen Untersuchungen an Gold-Cadmium-Legierungen beschrieben. Erst im Laufe der Zeit wurde festgestellt, dass auch hierbei die Fähigkeit der martensitischen Transformation eine grundlegende Rolle spielt. Der Formgedächtniseffekt (=Shape-Memory-Effekt) beschreibt die Fähigkeit eines NiTi-Drahtbogens, sich nach martensitischer Verformung (nicht über die Elastizitätsgrenze hinaus), nach Entlastung und durch Erwärmung wieder in die ursprüngliche Form umzuwandeln, ohne dass eine von außen angreifende mechanische Kraft wirkt. Da die Strukturänderung nur in eine Richtung verläuft und durch erneutes Erwärmen oder Abkühlen keine weiteren Gestaltänderungen folgen, wird dies als „Einwegeffekt“ bezeichnet (Stöckel, 1988, Abbildung 13). Dieser Effekt kann sich für den Patienten

bemerkbar machen, indem er durch das Trinken eines kalten Getränks die am Zahn wirkende Spannung selbst enorm reduzieren kann (Diedrich, 2000).

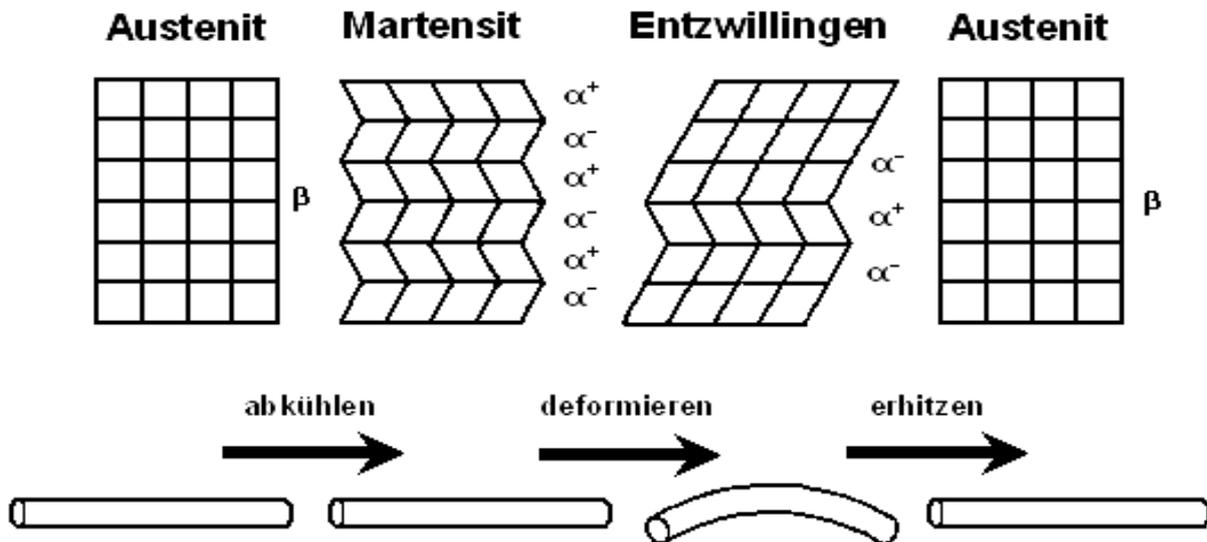


Abbildung 13: Schematische Darstellung des Formgedächtniseffekts und Einwegeffekts. Umwandlung des Kristallgitters durch Scherung des Austenitgitters (β -Phase). Bei Abkühlung entsteht der Martensit, die Verformung bleibt erhalten solange die Temperatur nicht erhöht wird, hierbei klappen die α^- - und α^+ -Anteile des Martensits in der Gitterstruktur um. Kommt es nun zu einem Temperaturanstieg, erinnert sich das Werkstück an seine ursprüngliche Form, der Austenit liegt wieder vor (Stöckel, 1988).

1.2.4 Klinische Anwendung und Ergebnisse

1.2.4.1 Das selbstligierende Bracket

Die Therapieergebnisse mit selbstligierenden Brackets werden oftmals von den Herstellern, im Vergleich zu konventionellen Brackets, als effizienter beworben, da sie aufgrund geringerer Reibungswerte den Einsatz geringerer Kräfte ermöglichen sollen. Die Recherche der Literatur der letzten Jahrzehnte verdeutlicht, dass die Ansichten stark voneinander abweichen und oftmals nicht vergleichbar betrachtet werden können, da Unterschiede in den Versuchsanordnungen dies nicht erlauben. Diverse Studien wiesen tatsächlich geringere Reibungswerte beim Einsatz von selbstligierenden Brackets nach (Matarese et al., 2008; Voudouris et al., 1997). Auch Harradine (2003)

bestätigte dies durch Recherche etlicher Studien und eigener klinischer Beobachtungen. Bednar et al. (1991), Loftus et al. (1999) und Franchi et al. (2008) konnten dies jedoch nicht bestätigen, so dass der Einsatz geringerer Kräfte fraglich bleibt.

Pandis et al. (2007 a) untersuchten die Effektivität selbstligierender Brackets bei der Behandlung verschieden stark ausgeprägter frontaler Engstände und konnten lediglich bei mäßiger Ausprägung des Engstandes den selbstligierenden Brackets einen Vorteil durch eine verkürzte Therapiedauer zusprechen. In einer späteren Studie konnten Pandis et al. jedoch kein einheitliches Ergebnis für selbstligierende Brackets im Vergleich zu konventionellen Brackets für die Behandlung multipler Fehlstellungen feststellen (2008 b). Scott et al. (2008) konnten durch Einsatz selbstligierender Brackets keinen Vorzug zu konventionellen Brackets feststellen.

1.2.4.2 Nivellierungsbögen im Vergleich

In der Nivellierungsphase ist der Einsatz geringer Kräfte erwünscht, da oftmals große Strecken der Fehlstellungskorrektur zu überwinden sind und man damit das Risiko vor Überlastungsschäden möglichst gering halten möchte. Die materialtechnischen Besonderheiten von NiTi-Drähten begründen den bevorzugten Einsatz dieses Drahtmaterials zu Beginn der kieferorthopädischen Therapie. Bei der Recherche wissenschaftlicher Studien fällt hingegen auf, dass NiTi-Drähte nicht immer eindeutig bessere Ergebnisse erbringen als konventionelle Drahtmaterialien. Miura et al. (1986) empfahlen den Einsatz von NiTi-Drähten aufgrund der konstanten, geringen Kraftapplikation, beobachteten jedoch eine Anfälligkeit in der plastischen Deformation. Mohlin et al. (1991) beschrieben eine verstärkte Bruchrate bei der Verwendung von NiTi-Drähten im Vergleich zu Stahl-Drähten. Bei der Untersuchung initialer Kraftsysteme stellten Fuck et al. (2006) signifikante Unterschiede verschiedener Nivellierungsbögen in Abhängigkeit von ihrer Materialzusammensetzung fest und beobachteten die geringsten Kraft- und Drehmomentgrößen an verseilten Stahl- und NiTi-Drähten. Jones et al. (1990) konnten keinen Unterschied in der Effektivität der Fehlstellungskorrektur während der Nivellierungsphase zwischen NiTi- und Stahl-Drähten feststellen, wohingegen West et al. (1995) in ihrer Studie den NiTi-Drahtbögen, im Vergleich zu verseilten Stahlbögen, eine erhöhte Nivellierungseffektivität zuschrieben. Auch Kusy und Stevens (1987) zogen für

die initiale Zahnbewegung verseilte Stahldrähte den NiTi-Drähten vor. Schumacher et al. (1992) konnten hingegen bei 50% der verseilten Drähte eine unerwünschte permanente Deformation nachweisen und konnten keinem Drahtmaterial einen eindeutigen Vorteil zuschreiben. Darüber hinaus konnten sie keinen Zusammenhang zwischen Kraft- bzw. Drehmomentgröße und Nivellierungseffektivität bestätigen. Kritisch zu betrachten sei zudem, dass oftmals die Pseudo-/Superelastizität von NiTi-Drähten aufgrund einer unzureichenden Drahtauslenkung nicht zum Tragen kommt. Linge et al. (1994) konnten beim Copper NiTi erst ab einem Auslenkungsgrad von 4 mm ein superelastisches Kraftniveau nachweisen.

2 Fragestellung und Zielsetzung

Zahlreiche Untersuchungen in der kieferorthopädischen Biomechanik beschäftigen sich damit, im Verlauf der kieferorthopädischen Therapie dem Kliniker möglichst optimale Kraftgrößen vorzugeben und Möglichkeiten zu entwickeln, diese am Patienten aktiv kontrollieren zu können. Bisher ist dies nur in eingeschränktem Maße möglich. Man kennt bereits Kraftgrößen, die gute Therapieergebnisse erbringen, jedoch sind beeinflussende Faktoren, wie das Verhalten des Parodontiums oder die Höhe des desmodontalen Druckes unter Kraftapplikation, noch unzureichend erforscht. Die Kenntnis über eine geeignete Kraftgröße, vor allem über kontinuierlich wirkende Kräfte wie sie in der Kieferorthopädie auftreten, ist für den Kliniker bedeutsam, da es erst im Verlauf der Behandlung zu desmodontalen Umbauvorgängen kommt. Jedoch müssen Kräfte immer in Kombination mit Kräftepaaren betrachtet werden. Sowohl verschiedene Drahtqualitäten als auch die verschiedenen Bracketsysteme haben unterschiedliche Einflüsse auf die Kräftepaare.

Im Einzelnen sollen die folgenden Fragen beantwortet werden:

- Haben unterschiedliche Drahtqualitäten Einfluss auf das entstehende Kraftsystem und damit auf die resultierende Zahnbewegung?
- Wie verhält sich das selbstligierende Bracket im Vergleich zum konventionellen Bracket? Sind Unterschiede in der Nivellierungsphase zu erkennen?
- Gibt es eine bestimmte Bracket/Draht-Kombination, die signifikant bessere Ergebnisse in der Nivellierungsphase zeigt und zu empfehlen ist?

3 Material und Methode

Im folgenden Kapitel wird die Auswahl der Brackets und Bögen vorgestellt sowie das Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS) erklärt, welches zur experimentellen Simulation der Zahnbewegung und zur Messung der auftretenden Kraftsysteme verwendet wurde.

3.1 Materialauswahl der Brackets

Um die experimentell ermittelten Werte von Kraft, Drehmoment, Translation und Rotation vergleichen zu können, wurden zwei Bracketssysteme mit identischer Slotbreite von 0,56 mm (0.022 inch) verwendet (Abbildungen 14, 15): das konventionelle Freedom MIM Roth Bracket (nickelfreier Stahl, Fa. ODS, Deutschland) und das passiv-selbstligierende Carriere MBT Bracket (nickelfreier Stahl, Fa. ODS, Deutschland).



Abbildung 14:

Das konventionelle Freedom MIM Roth Bracket (ODS). Konventionelle Gummi-/Drahtligaturen halten den Draht im Slot.



Abbildung 15:

Das passive selbstligierende Carriere MBT Bracket (ODS). Die starre Verschlussklappe dient als Ligatur und ist mit einem Ligatureinstrument zu öffnen und zu schließen.

3.2 Materialauswahl der Drahtbögen

Ausgang der experimentell simulierten Fehlstellungskorrektur ist ein Patientenmodell des noch nicht ausnivellierten UKs zum Zeitpunkt des Therapiebeginns. Dies bedingt die Wahl der runden NiTi-Bögen, die im Rahmen der Nivellierungsphase ein heute typisches Therapiemittel darstellen. Um auch hier die Ergebnisse vergleichen zu können, wurden die folgenden Drähte mit identischem Querschnitt von 0,36 mm gewählt: CuNiTi (Ormco, Europe), EuroArch (ODS, Deutschland), weiterhin wurde bewusst ein Produkt aus dem „Lowcost“-Bereich gewählt. Dieses „Lowcost“-Material wurde von einem Kooperationspartner aus einer kieferorthopädischen Praxis zur Verfügung gestellt. Produktname und Hersteller wurden bewusst nicht genannt. Das Einligieren der Drähte am konventionellen Bracket erfolgte mit Alastics (Dentaurum, Deutschland).

3.3 Messungen der Kraftsysteme bei der Nivellierung mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS)

3.3.1 Versuchsaufbau

Mit Hilfe des OMSS (Abbildung 16,17) wurde die Zahnbewegung während der Nivellierung simuliert und die dabei auftretenden Kraftsysteme sowie die Fehlstellungskorrektur erfasst. Bereits diverse Publikationen widmen sich dem Aufbau und der genauen Funktionsweise dieses Gerätes (Bourauel et al., 1992, 1993; Drescher et al., 1991; Schumacher et al., 1992). Das Konzept des OMSS basiert auf dem Zweizahnmodell, welches von Burstone und Koenig (1974) eingeführt wurde. Hauptbestandteile des OMSS sind zwei Messtische, auf denen jeweils ein 3D-Kraft/Drehmoment-Sensor befestigt ist, der über einen Schrittmotor-gesteuerten Positioniertisch, entsprechend aller sechs Freiheitsgrade (Translation und Rotation in x-, y-, z- Richtung), durch den Raum bewegt werden kann. Damit ist es dem OMSS möglich jegliche Art von Zahnbewegungen zu simulieren.

Der Zahn reagiert auf das am Bracket angreifende Kraftsystem. Ein Kraftsystem setzt sich zusammen aus 3D-Kraft/Drehmoment-Vektoren, die jeweils aus sechs Komponenten bestehen (x-, y-, z-Kräfte und x-, y-, z-Drehmomente). Der Sensor entspricht dem Kraftangriffspunkt am Zahn und kann die einwirkenden Kraftsysteme

vollständig erfassen, indem er alle drei Kräfte und drei Drehmomente gleichzeitig misst. Basierend auf einem mathematischen Modell werden die gemessenen Vektoren des Kraftsystems so auf das Widerstandszentrum transformiert, dass eine resultierende Zahnbewegung berechnet werden kann. Diese Bewegung wird dann durch den motorisch betriebenen Positioniertisch dreidimensional bezüglich Translation und Rotation realisiert. Dies lässt die präzise Analyse des dynamischen Verhaltens kieferorthopädischer Behandlungselemente zu.

Das OMSS wird über einen Personalcomputer betrieben, über den das System gesteuert wird. Die von der Sensorelektronik übermittelten Kraft-Drehmoment-Messdaten werden hier erfasst und weiterverarbeitet. Um eine Versuchsdurchführung bei konstanten thermischen Verhältnissen zu gewährleisten, wie sie z.B. für NiTi-Legierung erforderlich sind, befindet sich das OMSS in einem Temperaturprüfschrank. Es können Temperaturen zwischen -20°C und $+60^{\circ}\text{C}$ eingehalten werden (Drescher et al., 1991).

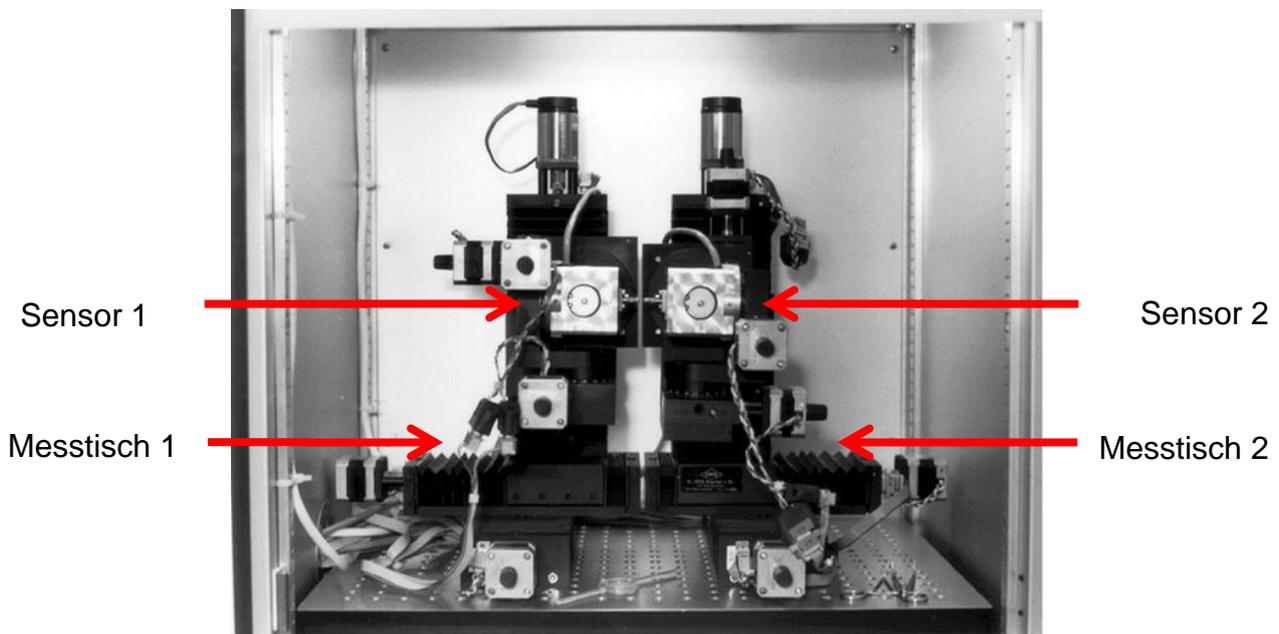


Abbildung 16: Das Orthodontische Mess- und Simulations-System: Der komplette mechanische Aufbau, bestehend aus den beiden Positioniertischen und den darauf montierten Sensoren. Das OMSS befindet sich in einem Temperaturprüfschrank, wodurch auch Behandlungselemente mit temperaturabhängigen Eigenschaften (z.B. NiTi) getestet werden können.

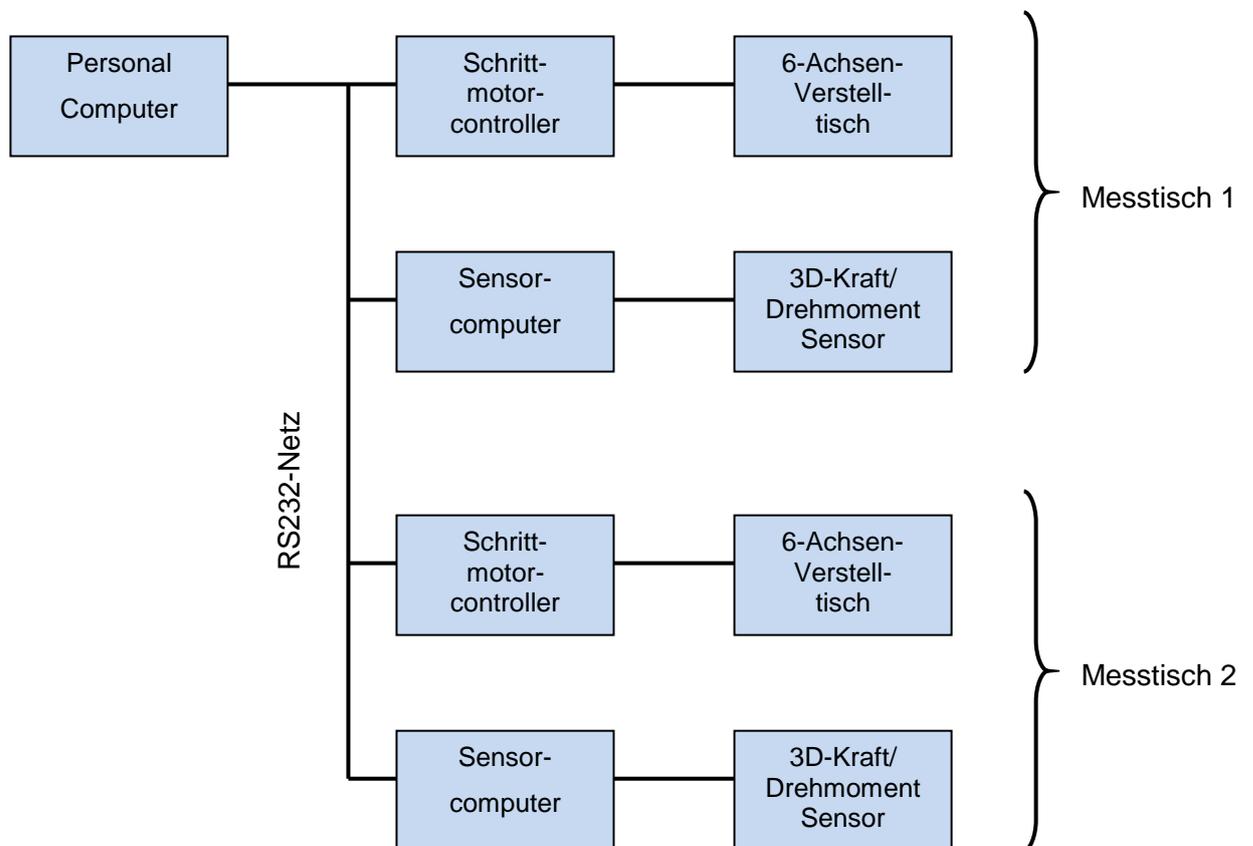


Abbildung 17: Schematischer Aufbau des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems. Messtisch 1 und 2 bestehen jeweils aus einem sensorischen und motorischen Subsystem. Über das auf dem Personal-Computer befindliche Programm „OMSS“ wird das System gesteuert (Drescher et al., 1991).

Der Kraft/Drehmoment-Sensor ist so konzipiert, dass die Kraftkomponenten in einem Messbereich bis zu $\pm 15,00$ N (0,02 N Auflösung) aufgezeichnet werden können, die Drehmomentkomponenten in einem Messbereich bis zu $\pm 450,0$ Nmm (Auflösung 0,5). Hierbei betragen die Fehler in den sechs Komponenten insgesamt maximal etwa 2 %, bedingt durch Nichtlinearitäten und Übersprechen (Bourauel et al., 1992). Im Rahmen dieser Versuchsanordnung wurde das OMSS verwendet, um die bei den verschiedenen, simulierten Zahnfehlstellungen auftretenden Kraftsysteme zu messen und die daraus resultierende Korrektur der Fehlstellung zu berechnen. In diesem Fall wurde nur ein Messtisch verwendet, da lediglich die Kraftsysteme und Korrekturbewegungen jeweils

eines einzelnen Zahnes (an Zahn 32, 33 und 34) gemessen wurden. Entsprechend der Literaturangaben von Burstone und Pedersen (Schumacher et al., 1991) wurde die Lage des Widerstandszentrums (WZ) für einwurzelige Zähne auf Höhe $1/3$ der Wurzellänge apikal des Limbus alveolaris vor Versuchsbeginn festgelegt. Die Kraftsysteme und Zahnbewegungen wurden entlang der x-Achse in inzisal-apikaler Richtung, entlang der y-Achse in oro-vestibulärer Richtung und entlang der z-Achse in mesio-distaler Richtung ermittelt.

Ursprungsmodell war ein Gipsabdruck eines Patienten-UKs zu Therapiebeginn, an dem ein frontaler Engstand sowie diverse Dreh- und Kippstände vorzufinden waren. Über eine Silikon-Negativabformung wurden insgesamt acht Kunststoffreplikas des Unterkiefers hergestellt (Abbildung 18).



Abbildung 18: Ausgangssituation am Patienten vor Therapiebeginn mit einem frontalem Engstand und diversen Dreh- und Kippständen.

Zwei Modelle blieben vollbezahnt, bei allen weiteren Modellpaaren wurde der entsprechende Zahn radiert, so dass der am Sensor angebrachte Ausleger dessen Position einnehmen konnte. Für jede Fehlstellung lagen nun zwei Modelle vor, wovon

das eine mit dem konventionellen Bracketsatz von Zahn 35 auf 45 beklebt wurde und das andere Modell entsprechend mit dem selbstligierenden Bracketsatz. Das Bekleben erfolgte in klinisch idealer Position mittels eines Zwei-Komponentenklebers. Zur Simulation wurde der Temperaturprüfschrank konstant auf 37°C gehalten, entsprechend der Körpertemperatur, da die NiTi-Drähte ein temperaturabhängiges mechanisches Verhalten zeigen.

3.3.2 Versuchsdurchführung

Mit dem OMSS kann man sich verschiedener Messmethoden bedienen. Zum einen kann eine Absolutmessung durchgeführt werden, bei der nur eine Komponente des Kraftsystems und nicht die gesamte Zahnbewegung erfasst werden kann, zum anderen kann man orthodontische Zahnbewegungen simulieren (Drescher et al., 1991). Da die Zahnbewegung einen komplexen Verlauf aufweist, der durch stetige Änderung des wirkenden Kraftsystems und damit der Zahnstellung gekennzeichnet ist, ist es nur möglich, diese Zahnbewegung experimentell durch zyklische Simulation nachzuahmen. Der exakte Verlauf der Bewegung ist nicht vorhersagbar.

Zur Simulation der Zahnbewegung wurde das Modell mit dem einligierten Draht und das zentral auf einen Ausleger befestigte Bracket benötigt. Dieser Ausleger wurde auf dem Sensor mit Schrauben befestigt (Abbildung 19).

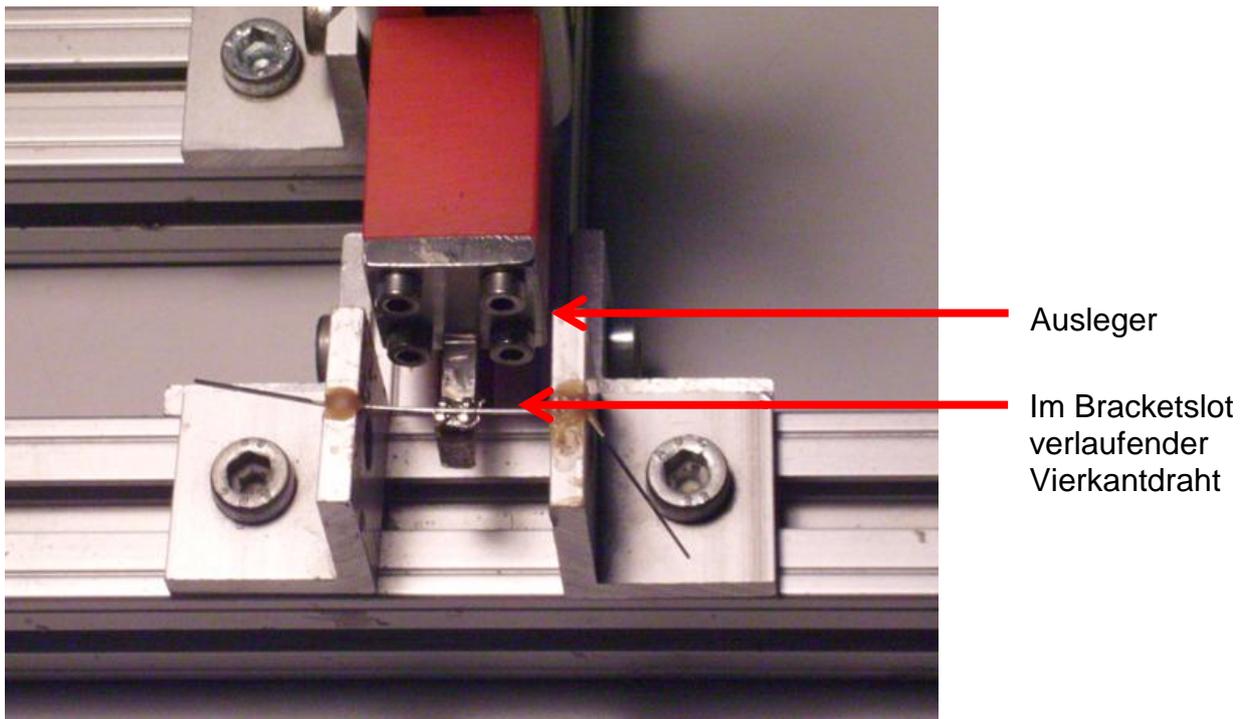


Abbildung 19: Montierhilfe mittels eines Vierkantdrahtes zur exakten Ausrichtung des Brackets auf dem Ausleger.

Zunächst wurde ein Justierbogen hergestellt. Hierzu wurde auf dem vollbezahnten, unnivellierten Modell in Edgewisetechnik ein idealer Bogen gefertigt, wobei ein Vierkantbogen aus Stahl mit großem Durchmesser verwendet wurde, um das Spiel zwischen Slot und Drahtbogen zu minimieren (Abbildung 19). Dieser Bogen diente dazu, die Zahnfehlstellung auf dem nun radierten Modell nachahmen zu können. Hierfür wurde das Modell derart im OMSS montiert, dass das auf dem Sensor befestigte Bracket mit dem Slotverlauf exakt zum Bogen ausgerichtet war. Anschließend folgte die Feinjustierung durch computergestützte Steuerung des Positioniertisches, so dass in dieser Einstellung das gemessene Kraftsystem möglichst gegen Null ging. Jetzt wurde der Justierbogen gegen einen der NiTi-Bögen ausgetauscht, der Bogen konnte so passiv in den Slot des zu untersuchenden Brackets einligiert werden (Abbildung 20). Am konventionellen Bracket wurden Gummiligaturen mit Hilfe einer Ligaturenzange zur Befestigung des Drahtbogens verwendet. Der Verschluss der Klappe des selbstligierenden Brackets erfolgte mit einem Ligatureninstrument.

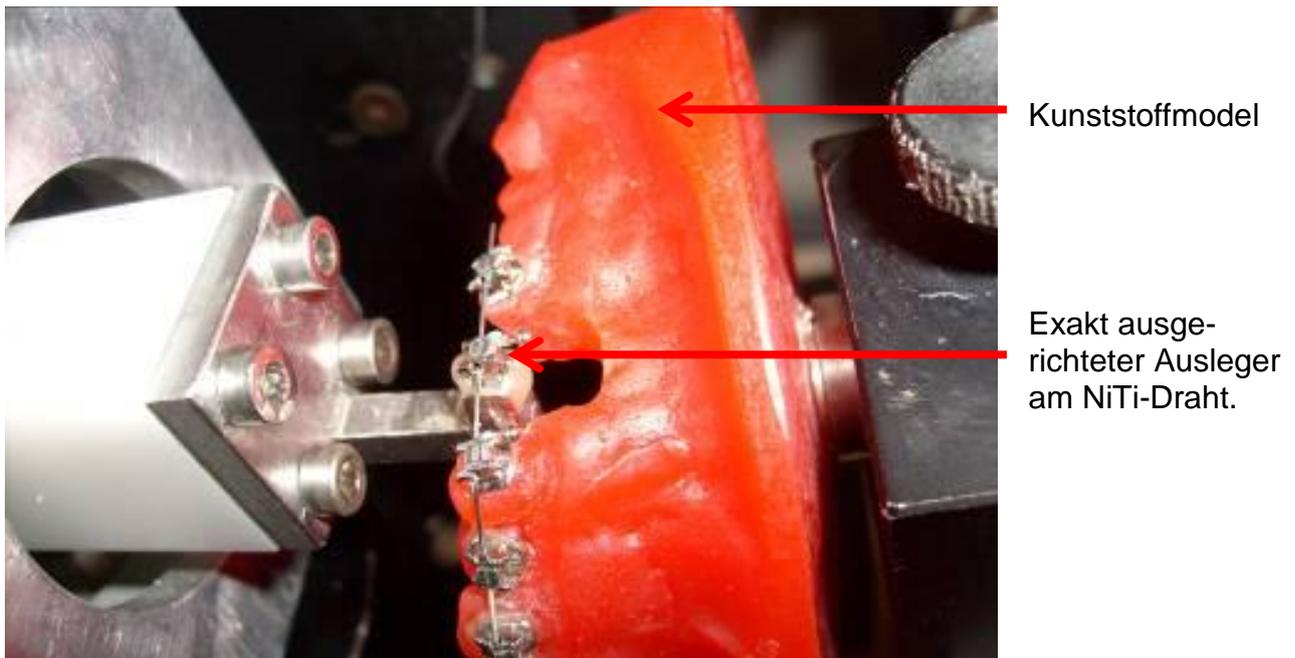


Abbildung 20: Beispiel des montierten Modells im OMSS mit und NiTi-Bogen. Zur Simulation des Fehlstandes an Zahn 34 ist das Bracket über den Ausleger exakt am Bogen justiert worden

Die Simulation wurde gestartet: Es erfolgte eine zyklische Wiederholung von 200 Simulationsschritten pro Messung. Dies stellte sicher, dass variable Faktoren, wie Reibung, Zahnkipfung oder -rotation, mit in den Verlauf der Zahnbewegung einbezogen wurden. Das am Bracket gemessene Kraftsystem wurde vom Kraft/Drehmoment-Sensor registriert und mittels des OMSS in eine translatorische und rotatorische Bewegung umgerechnet, die dann über die Verstelleinheit ausgeführt wurde. Dies entspricht der simulierten Zahnbewegung. Eine erneute Messung des Kraftsystems folgte nach jeder Positionsänderung. Das Ende einer Simulation war erreicht, wenn entweder die 200 Schritte durchlaufen waren, die nivellierte Endposition erreicht war oder alle Kraftsystemkomponenten eine bestimmte Schwelle unterschritten hatten, so dass keine Bewegung mehr ausgeführt werden konnte. Pro Zahnfehlstellung wurden jeweils vier der konventionellen und vier der selbstligierenden Brackets untersucht. Diese vier Brackets wurden jeweils mit einem Drahttypen kombiniert. Die Simulation erfolgte dann mit jeder Bracket-Bogen-Kombination in fünf Durchläufen à jeweils 200 Simulationszyklen. Insgesamt wurden so 1000 Zyklen pro Bracket-Draht-Kombination durchlaufen. Nach den fünf Durchläufen wurde das Bracket gewechselt und ein neuer Draht einligiert. Zunächst wurden alle Durchläufe mit den konventionellen Brackets an den

verschiedenen Zähnen getestet, darauf folgte der komplette Durchlauf mit den selbstligierenden Brackets. In jedem Messzyklus wurden die Kraftsysteme, die Translationen und Rotationen durch das OMSS registriert, verarbeitet und gespeichert.

3.3.3 Datenauswertung und Statistik

Die Aufbereitung der gewonnenen Kraft-, Drehmoment-, Translations- und Rotationsdaten erfolgte mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Excel. Hiermit konnten die ermittelten Werte pro Bracket-Drahtkombination mit Mittelwerten und Standardabweichungen berechnet und anschließend graphisch dargestellt werden. Die Effektivität der Fehlstellungskorrektur konnte am Graphen durch Angabe der Translation in (mm) und Rotation in ($^{\circ}$) verdeutlicht werden. Zudem wurden Kraftmaxima (N) und Drehmomente (Nmm) registriert. Mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests wurden alle Ergebnisse auf Normalverteilung getestet. Da hierüber keine Normalverteilung nachzuweisen war, wurden mittels des Mann-Whitney-U-Test die Bracket-Draht-Kombinationen auf Unterschiede überprüft (PlotITW®- Graphik und Statistik Software). Bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ wurden die Differenzen als signifikant angesehen. Die einzelnen Brackets konnten somit pro simulierter Zahnfehlstellung, bezogen auf die untersuchten Parameter und in Kombination der verschiedenen Drähte miteinander verglichen werden. Damit konnten Aussagen über den unterschiedlichen Einfluss von Bracktsystem und Drahtqualität getroffen werden. In dieser Untersuchung ist es nicht möglich die Effektivität der Nivellierung zu beurteilen, da ein Patientenmodell als Ausgangsposition für die Messungen diente und damit keine Angabe zur exakten initialen Fehlstellung und Endpostion gemacht werden konnte. Man kann nur eine Aussage über das Ausmaß der Zahnbewegung treffen.

4 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der verschiedenen Komponenten an allen drei Fehlstellungen ausführlich anhand ihrer Graphen (Säulendiagramme) dargestellt; die statistischen Ergebnisse sind in die Abbildungen mit eingegliedert. Jeweils paarweise werden die Ergebnisse für das Freedom- und Carrierebracket abhängig vom verwendeten Drahttypen nebeneinander in einer Graphik dargestellt. Anhand der farbigen Klammern sind signifikante bzw. nicht signifikante Unterschiede der verschiedenen Drahtqualitäten in Kombination mit dem entsprechend farbig markierten Bracketsystem dargestellt (Carriere = blaue Farbe/blaue Klammer; Freedom = rote Farbe/rote Klammer). Grün unterlegt sind die Unterschiede im statistischen Vergleich der verschiedenen Bracketsysteme in Kombination mit demselben Drahttypen.

4.1 Untersuchte Parameter am Beispiel der Kombination Carrierebracket und Lowcost-Draht

Das OMSS hat in jedem einzelnen Messzyklus (insgesamt 200 Zyklen) Kräfte, Drehmomente, Translations- und Rotationsbewegungen entlang aller 3 Raumebenen analysiert bzw. simuliert. Anhand der gewonnenen Messwerte konnten Kurvendiagramme aller Parameter erstellt werden. Die Veränderungen des Kurvenverlaufs während der Nivellierung konnten so dargestellt werden.

Am Beispiel der Fehlstellungskorrektur an Zahn 33 mit den Bracket-Bogen-Kombinationen Carriere/Lowcost-Produkt werden die Veränderungen der verschiedenen Parameter in diesem Kapitel beispielhaft für alle weiteren Bracket-Bogen-Kombinationen und Fehlstellungen erläutert (Abbildungen 21-24).

Die Abbildung 21 zeigt Kraftwerte, die während der Nivellierung auftraten, in vertikaler (x-Achse), oro-vestibulärer (y-Achse) und mesio-distaler Richtung (z-Achse). Die initialen Werte lagen bei -0,8 N bis +1,2 N. Bereits nach der Hälfte der Simulation (100 Zyklen) sind deutlich reduzierte Kräfte zu erkennen. Vor allem fällt der Kraftverlauf entlang der z-Achse (vertikale Richtung) auf, da hier die geringsten Kräfte generiert werden.

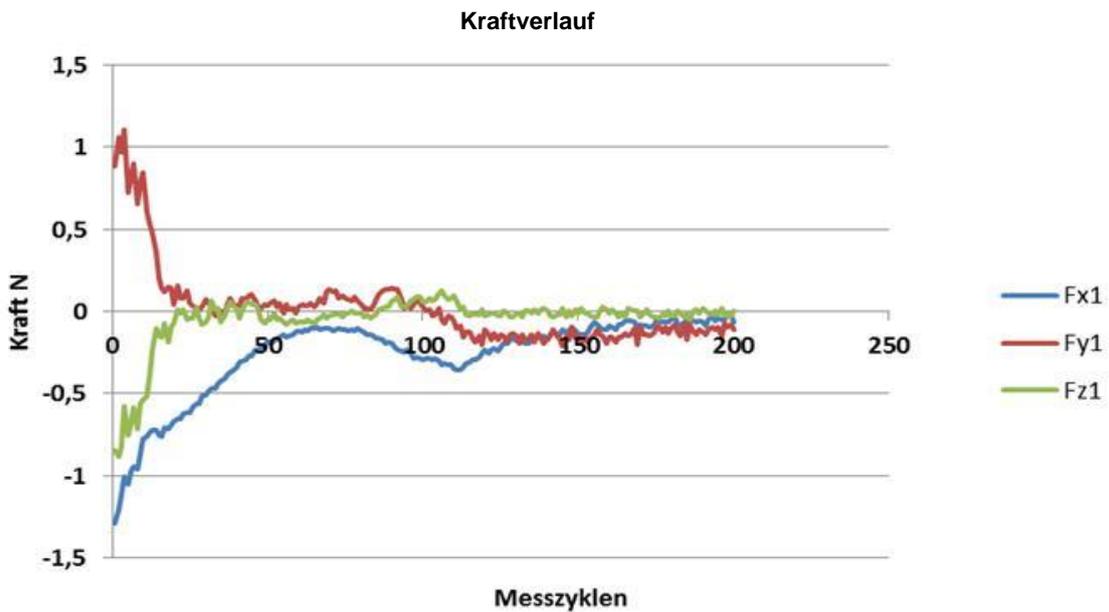


Abbildung 21: Kraftverlauf der Kombination Carrierebracket und Lowcost-Draht an Zahn 33 entlang der verschiedenen Achsen über insgesamt 200 Messzyklen. Die Legende zeigt die Farbcodierung der Kurven entsprechend der 3 Raumachsen x, y und z.

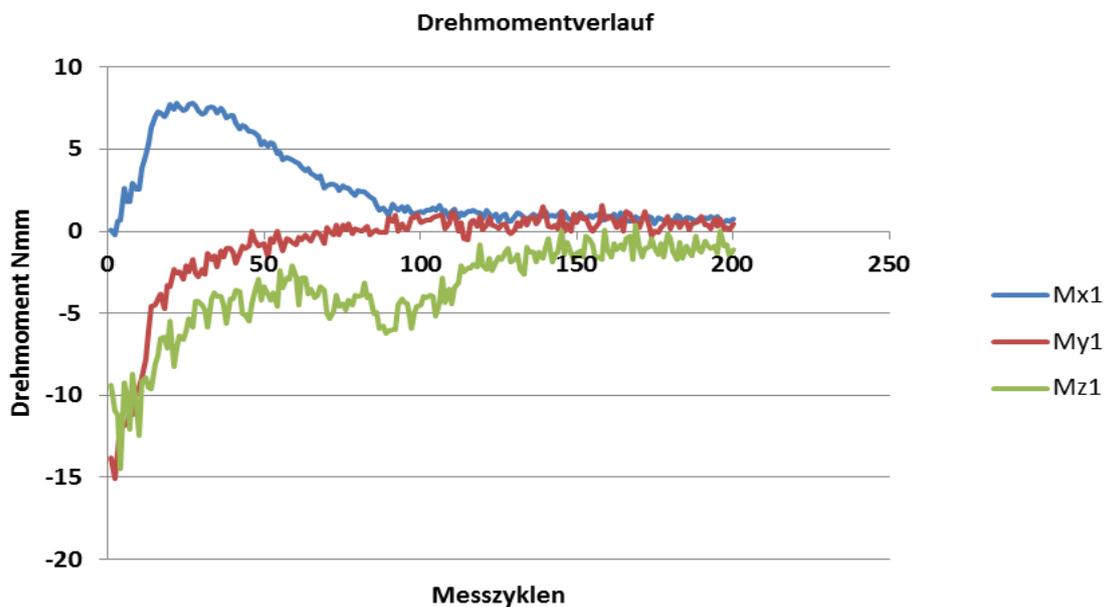


Abbildung 22: Verlauf der Drehmomente der Kombination Carrierebracket und Lowcost-Draht an Zahn 33 entlang der verschiedenen Achsen über insgesamt 200 Messzyklen. Die Legende zeigt die Farbcodierung der Kurven entsprechend der 3 Raumachsen x, y und z.

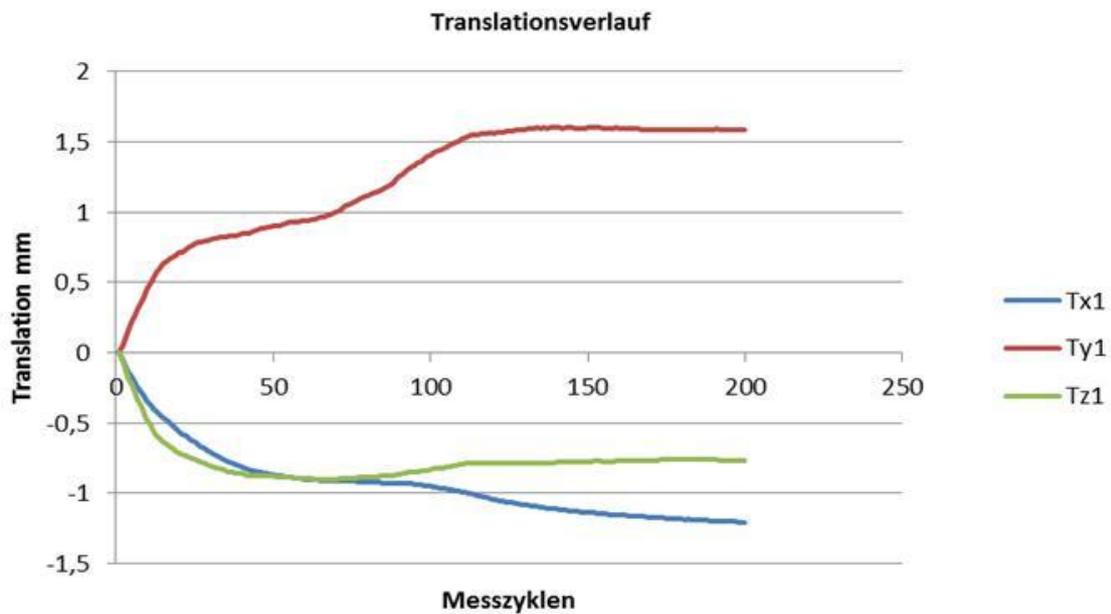


Abbildung 23: Translationsbewegung der Kombination Carrierebracket und Lowcost-Draht an Zahn 33 entlang der verschiedenen Achsen über insgesamt 200 Messzyklen. Die Legende zeigt die Farbcodierung der Kurven entsprechend der 3 Raumachsen x, y und z.

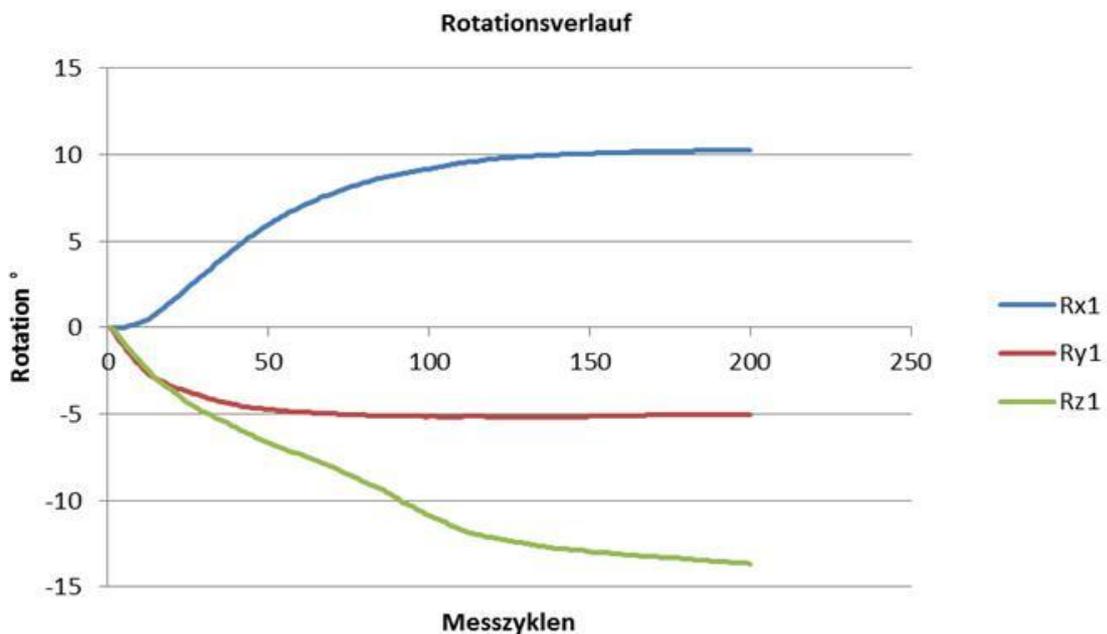


Abbildung 24: Rotationsverlauf der Kombination Carrierebracket und Lowcost-Draht an Zahn 33 entlang der verschiedenen Achsen über insgesamt 200 Messzyklen. Die Legende zeigt die Farbcodierung der Kurven entsprechend der 3 Raumachsen x, y und z.

Die Werte des initialen Drehmoments (Abbildung 22) lagen bei -15 Nmm bis +7 Nmm. Eine deutliche Reduktion der Drehmomentwerte ist auch hier nach ein paar Messdurchläufen ersichtlich. Die geringsten Werte werden in vertikaler Richtung gemessen.

Die Fehlstellungskorrekturen entlang der verschiedenen Achsen zeigen die Abbildungen 23 und 24. Am Ende der Simulation ist die Korrektur entlang aller Raumachsen deutlich zu erkennen. Abbildung 23 zeigt den Translationsverlauf, hierbei wird die Fehlstellung in oro-vestibulärer Richtung mit ca. +1,6 mm sehr effektiv nach vestibulär hin korrigiert. In vertikaler Richtung wird die Fehlstellung um ca. -1,2 mm intrudierend korrigiert, in mesio-distaler-Richtung erreicht die Bewegung ca. -0,7 mm nach mesial. Der Rotationsverlauf ist aus Abbildung 24 ersichtlich und zeigt für die x-Achse eine Rotation von +10° nach distal, entlang der y-Achse wird der Zahn um -5° nach distal gekippt und um -14° nach lingual entlang der z-Achse rotiert.

Die initiale Fehlstellung entspricht einer Distalrotation, Mesialkipfung mit Bukkalstand. Der Zahn 33 befand sich demnach nach der Nivellierungsphase in der korrigierten Position. Der Bukkalstand wurde durch den oralen Kronentorque und die gleichzeitig nach vestibulär verlaufende körperliche Bewegung (Wurzelbewegung) ausgeglichen. Die Mesialkipfung wurde durch die Distalkippung der Krone und die gleichzeitige Mesialbewegung der Wurzel ausgeglichen, auffällig ist hingegen die zusätzliche Distalrotation um die x-Achse.

4.2 Kraftergebnisse

4.2.1 Frontzahn

Im folgenden Abschnitt werden in den Graphiken der Abbildungen 25-33 die Maximalkräfte dargestellt und erläutert, die bei der Korrektur der initialen Zahnfehlstellung an den Zähnen 32, 33 und 34 gemessen wurden bzgl. aller drei Raumebenen entlang der x-, y-, z-Achse (mesio-distale, oro-vestibuläre, vertikale Vektorrichtung). Dies lässt einen anschließenden Vergleich der gewählten Bracket-Bogen-Kombinationen zu.

Für die Kraftergebnisse in mesio-distaler Richtung zeigt die Graphik (Abbildung 25), dass der Drahteinfluss tendenziell größer war als der Bracketeinfluss. Geringste Kräfte wurden mit dem EuroArch beobachtet (Carriere = 1,0 N, Freedom = 1,3 N). Maximale

Kräfte wurden jeweils in Kombination mit dem CopperNiTi erzielt (Carriere = 2,9 N, Freedom = 3,4 N), ähnliche Kraftergebnisse zeigte das Lowcost-Produkt (Carriere = 2,5 N, Freedom = 3,0 N). Für beide Bracketsysteme zeigten die Kraftvektoren nach distal. Für die Kraftwerte in oro-vestibulärer Richtung (Abbildung 26) zeigten sich sehr hohe Werte in Kombination mit dem CopperNiTi (Carriere = 0,1N, Freedom = 0,9 N), das Lowcost-Produkt erzeugte ähnliche Kraftwerte (Carriere = -0,1 N, Freedom = 0,5 N). Geringste Kräfte wurden mit Kombination des EuroArch beobachtet (Carriere = 0,1 N, Freedom = 0,2 N). Im Gegensatz zu allen anderen Kombinationen wies hierbei der Kraftvektor des Kombinationspaares Carriere/Lowcost nach vestibulär und somit in die entgegengesetzte Richtung.

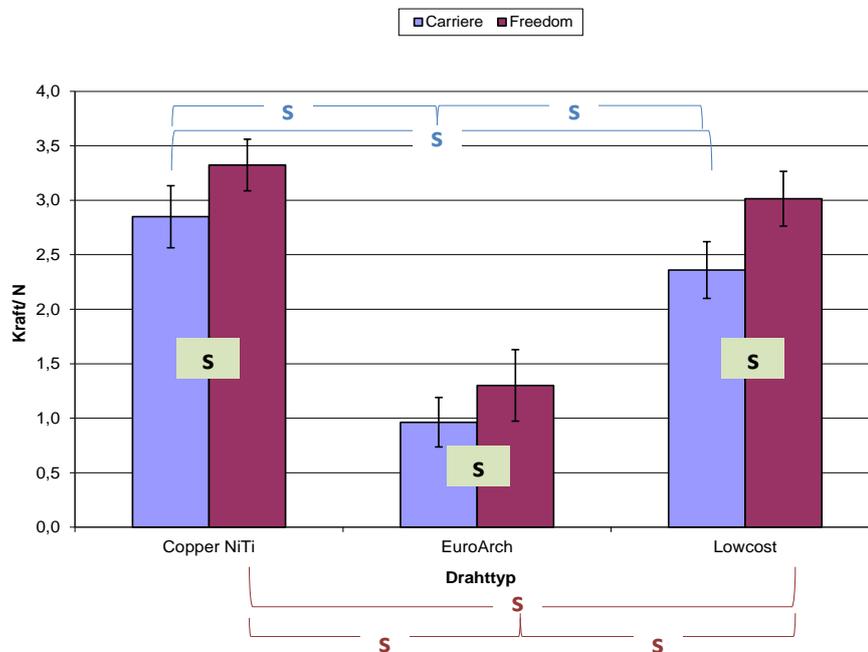


Abbildung 25: Initiale Kraftmaxima der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 32. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Die oben anstehende Legende erläutert die Farbcodierung der untersuchten Bracket-systeme. Entsprechend farbig markiert sind die statistischen Vergleiche der verschiedenen Drahtqualitäten mit einem Bracketsystem. Die grün-unterlegten Markierungen stellen den statistischen Vergleich der beiden Bracketsysteme am selben Drahttypen dar. Diese Erläuterungen gelten für alle weiteren graphischen Darstellungen des gesamten Kapitels 4.

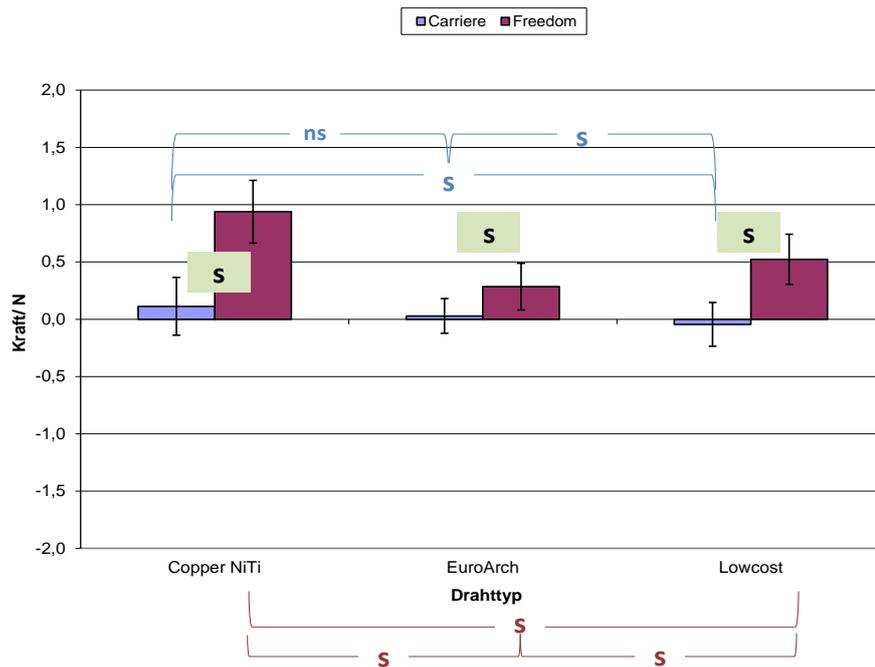


Abbildung 26: Initiale Kraftmaxima der verschiedenen Bracket-Draht-Kombination in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 32. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

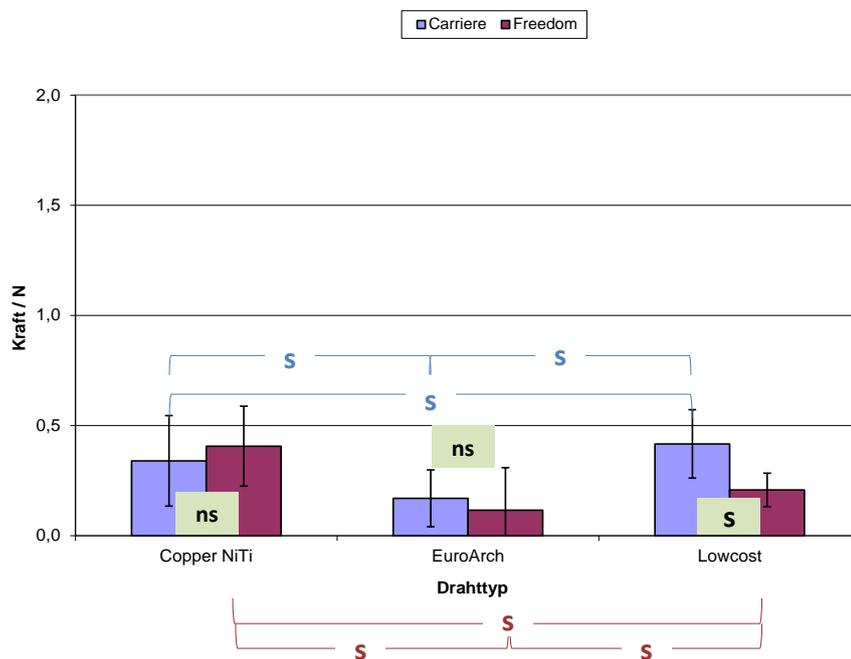


Abbildung 27: Initiale Kraftmaxima der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 32. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

Bei der Kraftkomponente in vertikaler Richtung (Abbildung 27) zeigte sich ein größerer Einfluß des Drahtes als des Bracketts. CopperNiTi und das Lowcost-Produkt zeigten ähnliche Kraftgrößen, wobei ein maximaler Kraftwert von 0,4 N bei den Kombinationen von Carriere/Lowcost und Freedom/CopperNiTi auftrat. Der EuroArch zeigte die kleinsten Kraftwerte (Carriere = 0,2 N, Freedom = 0,1 N). Alle Kombinationen zeigten eine extrusive Kraftwirkung.

Die Darstellung verdeutlicht, dass die unterschiedlichen Drahtqualitäten die Kraftkomponenten stark beeinflussten. Hierbei generierte der EuroArch konstant kleine Kraftergebnisse bzgl. aller Kraftkomponenten. CopperNiTi und das Lowcost-Produkt zeigten ein ähnliches Kraftverhalten, beide erzielten in mesio-distaler Richtung sehr hohe initiale Kräfte zwischen 2,5 und 3,5 N. Ein Vorzug des gewählten Brackettsystems ließ sich nicht ableiten. Der statistische Vergleich stellte vereinzelt auch signifikante Unterschiede zwischen den gewählten Brackettypen dar die graphische Darstellung verdeutlicht jedoch den ausschlaggebenden Einfluss des gewählten Drahtes auf die Initialkraft.

4.2.2 Eckzahn

In mesio-distaler Richtung bestätigte sich der Einfluss der unterschiedlichen Drahtqualitäten (Abbildung 28). Minimale Kräfte erzeugte der EuroArch, unabhängig von der Bracketkombination (Carriere = -0,6 N, Freedom = -1,0 N). Maximalkräfte wurden mit dem CopperNiTi (Carriere = -1,4 N, Freedom = -2,0 N) und dem Lowcost-Produkt aufgezeichnet (Carriere = -1,0 N, Freedom = -2,0 N). Der Kraftvektor zeigte nach mesial.

In oro-vestibulärer Richtung (Abbildung 29) zeigte sich ein einheitliches Bild der Kraftgrößen zwischen 0,3 und 0,7 N. Die kleinsten Kräfte wurde in Kombination mit dem EuroArch erzeugt (Carriere = 0,3 N, Freedom = 0,5 N), wobei das Lowcost-Produkt am Freedombracket den gleichen Wert von 0,5 N erzielte. Der Drahteinfluss war in Kombination mit dem Carrierebracket deutlicher erkennbar als am Freedombracket. Der Kraftvektor zeigte nach vestibulär.

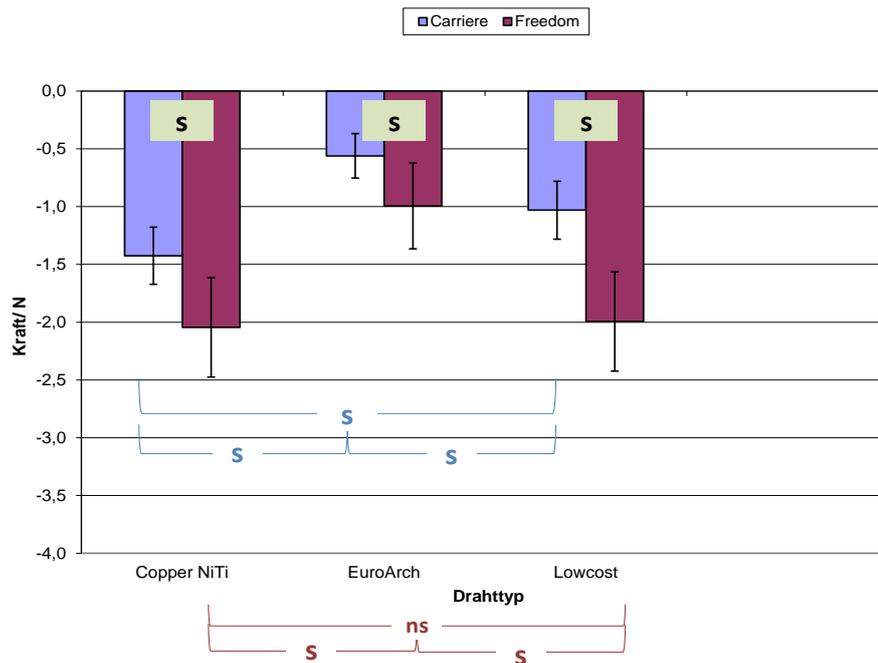


Abbildung 28: Initiale Kraftmaxima der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 33. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

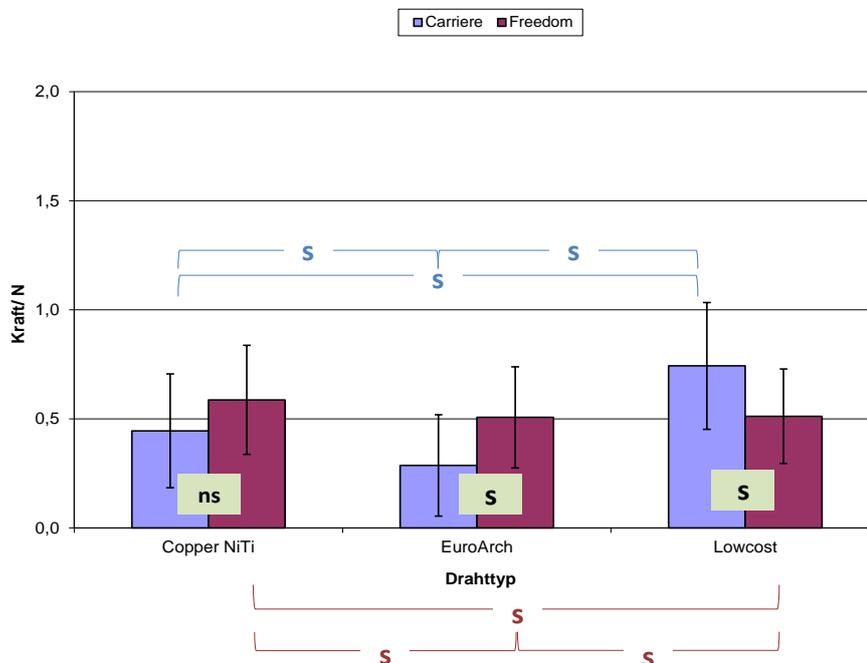


Abbildung 29: Initiale Kraftmaxima der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 33. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

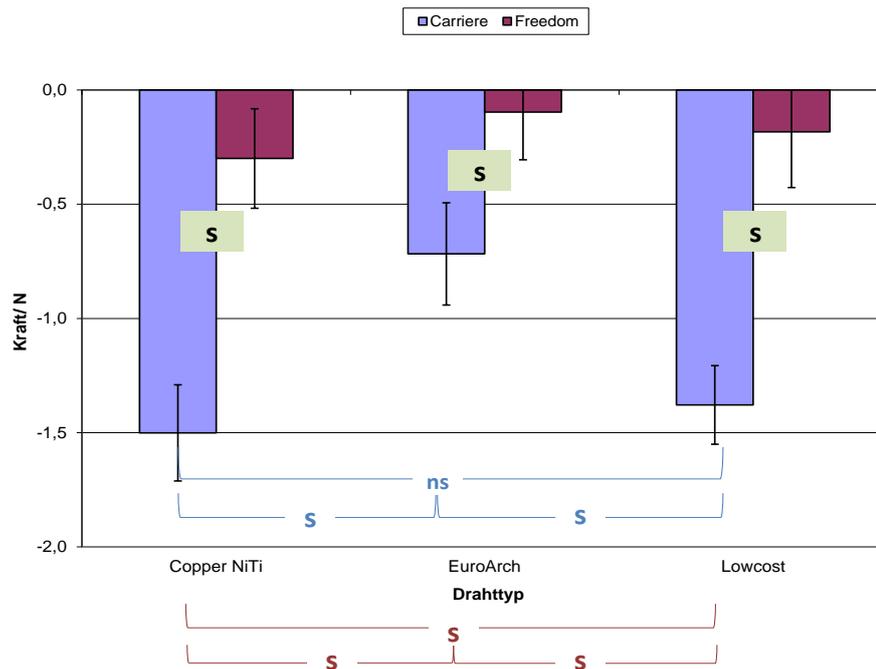


Abbildung 30: Initiale Kraftmaxima der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 33. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legenden-erläuterung siehe Abbildung 25.

Bei der Kraftkomponenten in vertikaler Richtung zeigte sich der Einfluss von Draht- und Bracketwahl. Der CopperNiTi und das Lowcost-Produkt zeigten ähnliche Kraftwerte (Abbildung 30), die bei dem Carrierebracket im Bereich von -1,4 N bis -1,5 N lagen und beim Freedombracket zwischen -0,2 N bis -0,3 N. Der EuroArch zeigte die kleinsten Kraftgrößen (Carriere = -0,5 N, Freedom = -0,1 N). Insgesamt wurden deutlich größere Kräfte in Kombination mit dem Carrierebracket aufgezeichnet. Alle Kombinationen zeigten eine intrusive Kraftwirkung.

Insgesamt wurde aus den graphischen Darstellungen der primäre Einfluss der verschiedenen Drahtqualitäten auf die initialen Kraftgrößen deutlich, die signifikanten Unterschiede der statistischen Auswertung bestätigten dies. Der EuroArch wies konstant kleine Kräfte in allen Kraftkomponenten auf. Der CopperNiTi und das Lowcost-Produkt zeigten ein ähnliches Verhalten, beide erzielten in mesio-distaler Richtung initial hohe Kräfte bis 2 N. Auffällig war hierbei, dass das Carrierebracket in vertikaler Richtung größere Kräfte als das Freedombracket erzeugte, wie auch in oro-vestibulärer Richtung

in Kombination mit dem Lowcost-Produkt, was im Gegensatz zu dem Verhalten der anderen Kraftkomponenten steht. Keinem Bracketsystem war ein eindeutiger Vorzug zuzusprechen. Der statistische Vergleich zeigte vereinzelt signifikante Unterschiede zwischen den gewählten Brackettypen, wobei die vertikale Wirkrichtung stark ins Auge fiel (Abbildung 33).

4.2.3 Prämolare

Für die Kräfteergebnisse in mesio-distaler Richtung ist aus der Graphik (Abbildung 31) ersichtlich, dass der Drahteinfluss größer war als der Bracketeinfluss. Geringste Kräfte wurden mit dem EuroArch beobachtet (Carriere = 0,8 N, Freedom = 0,6 N). Maximale Kräfte wurden jeweils in Kombination mit dem Lowcost-Produkt erzielt (Carriere = 1,3 N, Freedom = 1,1 N), ähnliche Kräfteergebnisse zeigte der CopperNiTi (Carriere = 1,6 N, Freedom = 1,0 N). Für beide Bracketssysteme zeigten die Kraftvektoren nach distal.

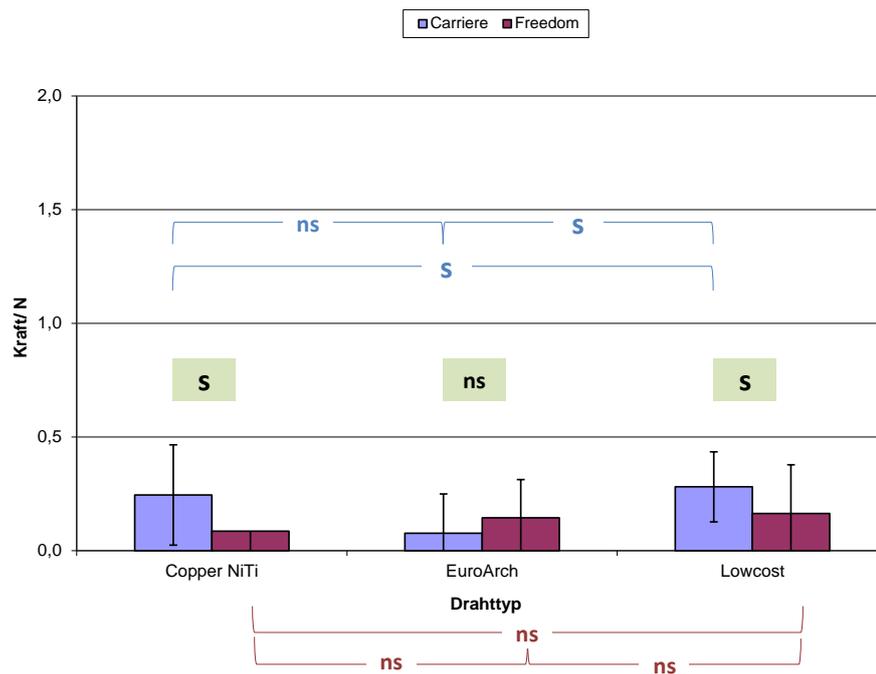


Abbildung 31: Initiale Kraftmaxima der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 34. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

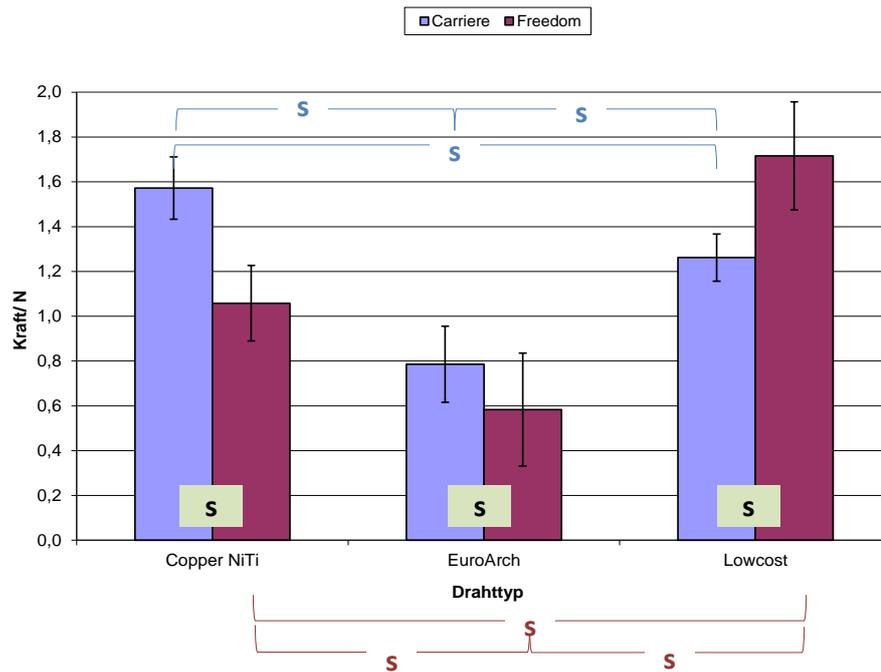


Abbildung 32: Initiale Kraftmaxima der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 34. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

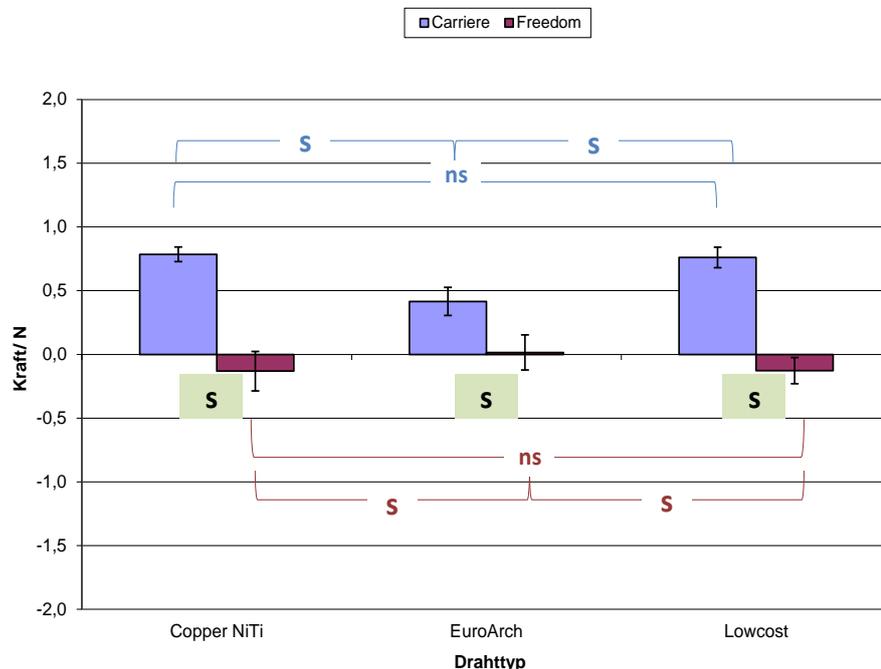


Abbildung 33: Initiale Kraftmaxima der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 34. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

Die Kraftwerte in oro-vestibulärer Richtung zeigten einen sehr einheitlichen Verlauf (Abbildung 32). Das Lowcost-Produkt generierte für beide Bracketsysteme Maximalkräfte (Carriere = 0,3 N, Freedom = 0,2 N), wenngleich der CopperNiTi fast identische Werte zwischen 0,1 und 0,3 N erzeugte. Am EuroArch ließen sich konstant kleine Kräfte nachweisen (Carriere = 0,1 N, Freedom = 0,2 N). Der Kraftvektor zeigte nach vestibulär.

Bei der Kraftkomponenten in vertikaler Richtung waren sowohl Bracket-, als auch Draht-einfluss ersichtlich (Abbildung 33). Maximalwerte wurden jeweils in Kombination mit dem CopperNiTi und dem Lowcost-Produkt erzielt, mit fast identischen Werten für Carriere (0,8 N) und Freedom (-0,1 N). Die Kombination mit dem EuroArch zeigte geringfügig kleinere Kräfte (Carriere = 0,4N, Freedom = 0,1N). Auffällig war, dass das Carrierebracket ausschließlich extrusive Kräfte generierte, das Freedombracket hingegen eine Intrusion verursachte.

Der statistische Vergleich führte zu dem Schluss, dass die Kraftkomponenten signifikant von der Drahtqualität beeinflusst wurden. Neben vereinzelt signifikanten Unterschieden zwischen den Brackettypen war der Verlauf in oro-vestibulärer Richtung augenfällig; Hier zeigten alle Drahtkombinationen mit dem Freedombracket nicht-signifikante Ergebnisse. Die graphische Darstellung verdeutlichte jedoch die Tendenz zu einem stärkeren Einfluss des gewählten Drahtes.

4.3 Drehmomentergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Drehmomentgrößen, die bei der Korrektur der initialen Zahnfehlstellung an den Zähnen 32, 33 und 34 gemessen wurden, bzgl. aller drei Raumebenen entlang der x-, y-, z-Achse in den Graphiken der Abbildungen 34-42 dargestellt und erläutert. Dies lässt einen anschließenden Vergleich der gewählten Bracket-Bogen-Kombinationen zu.

4.3.1 Frontzahn

Die Drehmomentgrößen in mesio-distaler Richtung verdeutlichen einen größeren Draht-, als Bracketeinfluss (Abbildung 34). Maximalwerte waren bei der Kombination mit dem CopperNiTi festzustellen (Carriere = -25,3 Nmm, Freedom = -34,7 Nmm). Geringste Werte wurden mit dem EuroArch gemessen (Carriere = -12,4 Nmm, Freedom = -13,9 Nmm). Das Lowcost-Produkt generierte Drehmomentgrößen, die dazwischen anzusiedeln waren (-23 Nmm bis -26,5 Nmm). Der Drehmomentvektor zeigte jeweils nach vestibulär.

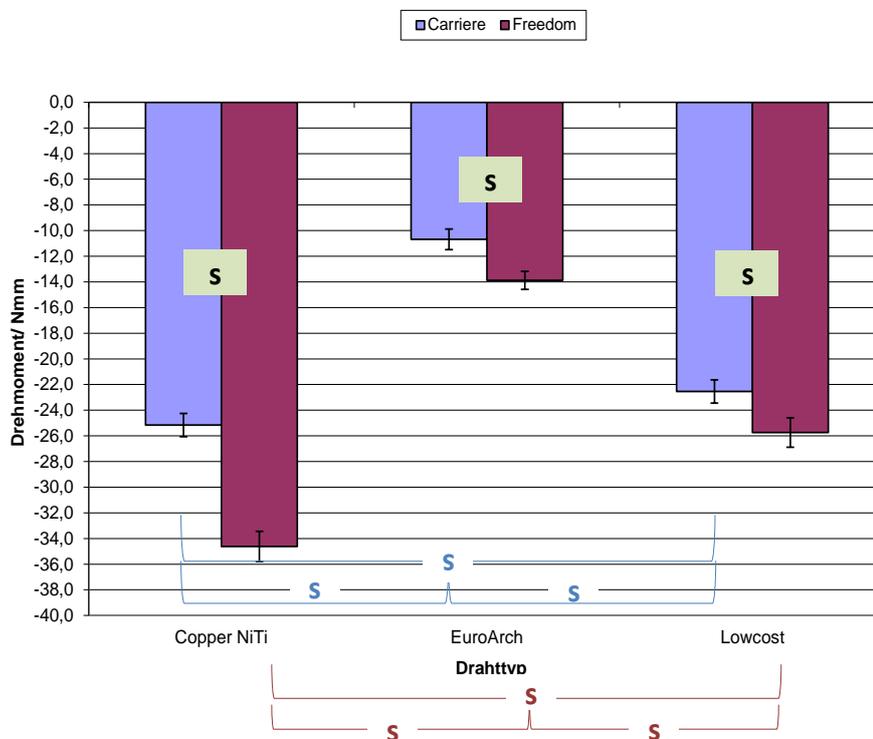


Abbildung 34: Initiales Drehmoment der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 32. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

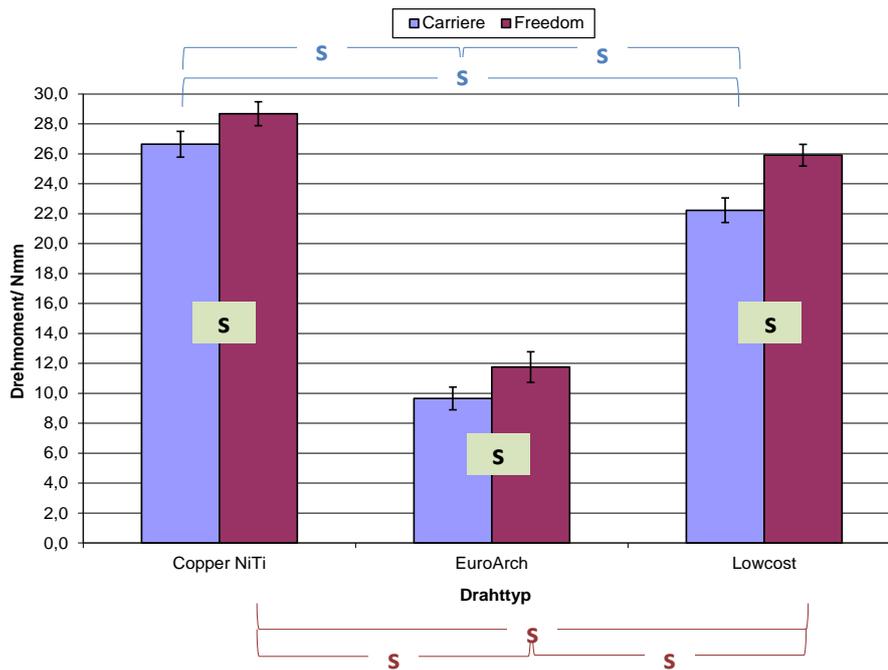


Abbildung 35: Initiales Drehmoment der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 32. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

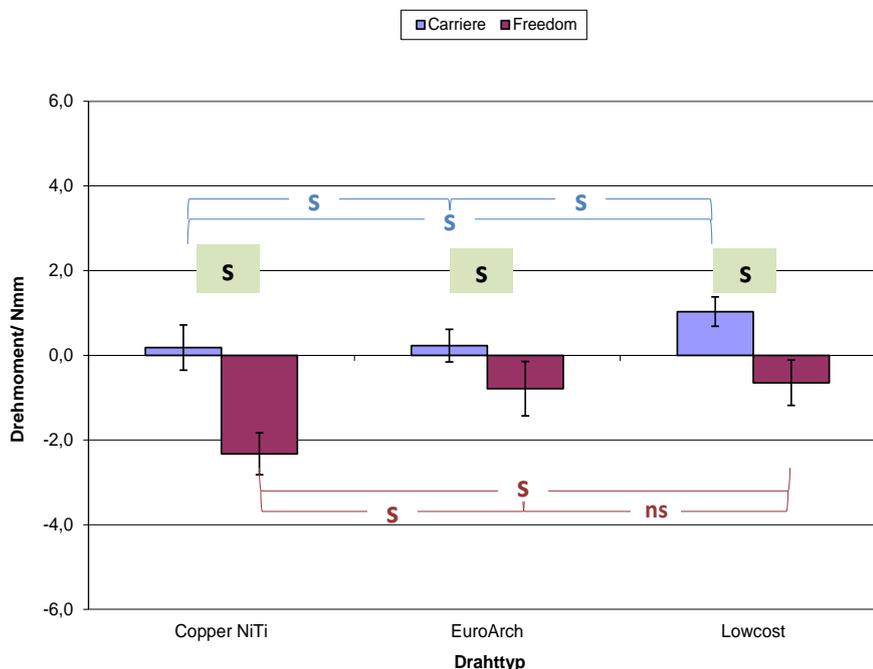


Abbildung 36: Initiales Drehmoment der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 32. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

In Abbildung 35 ist der deutlichere Draht- als Bracketeinfluss auf die Drehmomente in oro-vestibulärer Richtung erkennbar. Geringste Drehmomente wurden in Kombination mit dem EuroArch generiert (Carriere = 10,0 Nmm, Freedom = 11,4 Nmm). Maximale Werte zeigte die Kombination mit dem CopperNiTi (Carriere = 27 Nmm, Freedom = 29,1 Nmm). Das Lowcost-Produkt verhielt sich ähnlich wie der CopperNiTi (Carriere = 23,8 Nmm, Freedom = 25,9 Nmm). Das Drehmoment wirkte nach mesial.

In vertikaler Richtung wurde die Drehmomentgröße weder eindeutig von der gewählten Drahtqualität noch vom Bracketsystem beeinflusst (vergl. Abbildungen 30, 33). Es zeigte sich ein sehr uneinheitliches Bild (Abbildung 35). Sehr hohe Werte wurden bei den Kombinationen von Carriere/Lowcost (1,0 Nmm) und Freedom/Copper NiTi (-2,5 Nmm) ermittelt. Geringste Werte zeigten die Kombinationen Carriere/EuroArch (0,1 Nmm) und Freedom/Lowcost (-0,6 Nmm). Derartige Werte sind jedoch vernachlässigbar klein. Auffällig war, dass die Wirkrichtung von Freedom- und Carrierebracket in unterschiedliche Richtungen verliefen.

Die Darstellungen verdeutlichen, dass das Drehmoment durch die Drahtqualität signifikant beeinflusst wurde. Insgesamt zeigte der EuroArch in allen Drehmomentkomponenten die kleinsten Messgrößen zwischen -0,7 und 13,9 Nmm. Maximale Werte wurden bei der Kombination mit dem CopperNiTi ermittelt. Das Carrierebracket zeigte jeweils die kleinsten Drehmomentwerte. Auffällig war, dass in mesio-distaler Richtung sehr hohe Drehmomente bis 35 Nmm gemessen wurden, in vertikaler Richtung fielen hingegen Werte von unter 3 Nmm auf. Im statistischen Vergleich wurden Unterschiede zwischen den gewählten Brackettypen beschrieben die graphische Darstellung verdeutlicht jedoch den maßgeblich stärkeren Einfluss der gewählten Drahtqualität.

4.3.2 Eckzahn

Die uneinheitlichen Drehmomentergebnisse in mesio-distaler Richtung lassen weder eine Aussage über den eindeutigen Einfluss des Bracketsystems, noch der gewählten Drahtqualität zu (Abbildung 37). Geringste Werte traten in Kombination mit dem EuroArch auf (Carriere = 0,1 Nmm, Freedom = -1,5 Nmm). Maximalwerte wurden jeweils in Kombination mit dem Lowcost-Draht ersichtlich (Carriere = -4,7 Nmm, Freedom = 6,5 Nmm). Auffällig war, dass Maximalwerte am Freedombracket auftraten

und entgegengesetzt verlaufende Drehmomente in unterschiedlichen Kombinationen generiert wurden. Die Hauptkomponente lief nach oral.

Die Drahtqualität beeinflusste das Drehmoment in oro-vestibulärer Richtung stärker als das Bracketsystem (Abbildung 38). Maximalwerte zeigten sich jeweils in Kombination mit dem CopperNiTi (Carriere = -19,2 Nmm, Freedom = -19,4 Nmm), wobei die Ergebnisse des Lowcost-Produktes ähnlich ausfielen (Carriere = -15,8 Nmm, Freedom = -17,3 Nmm). Geringste Werte wurden mit dem EuroArch gemessen (Carriere = -6,7 Nmm, Freedom = -9,2 Nmm). Die Richtung der Drehmomente verlief nach mesial.

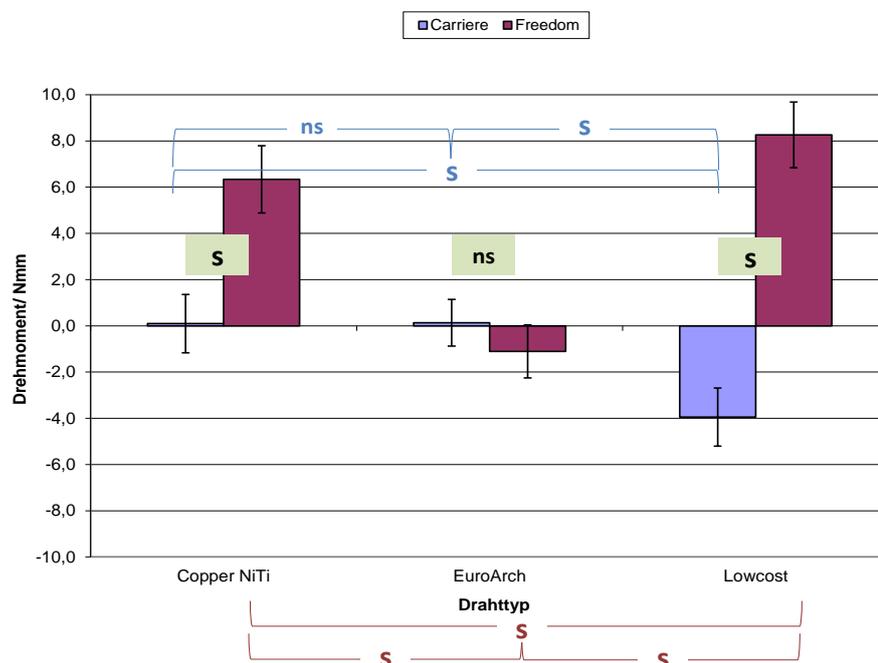


Abbildung 37: Initiales Drehmoment der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 33. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerläuterung siehe Abbildung 25.

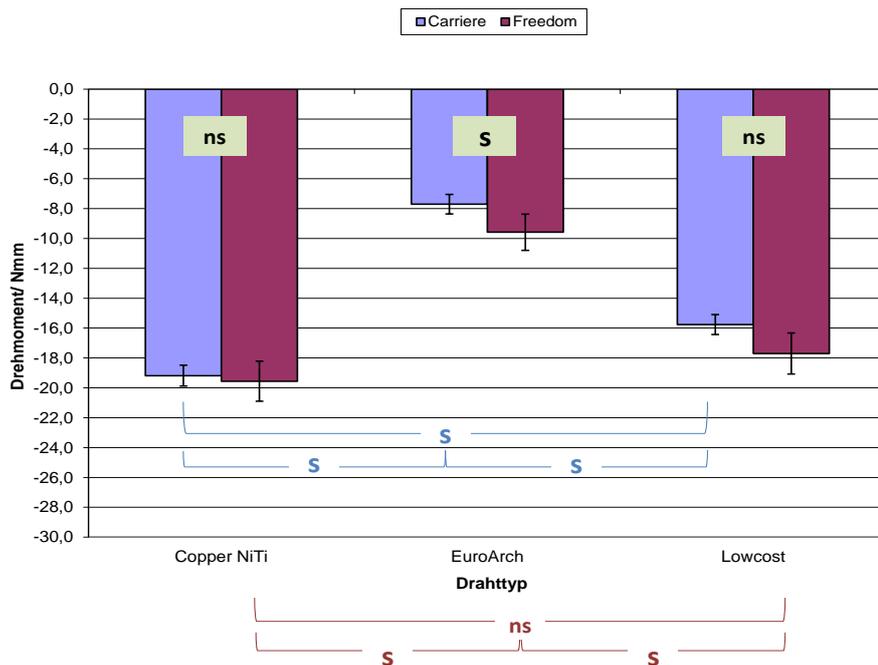


Abbildung 38: Initiales Drehmoment der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 33. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

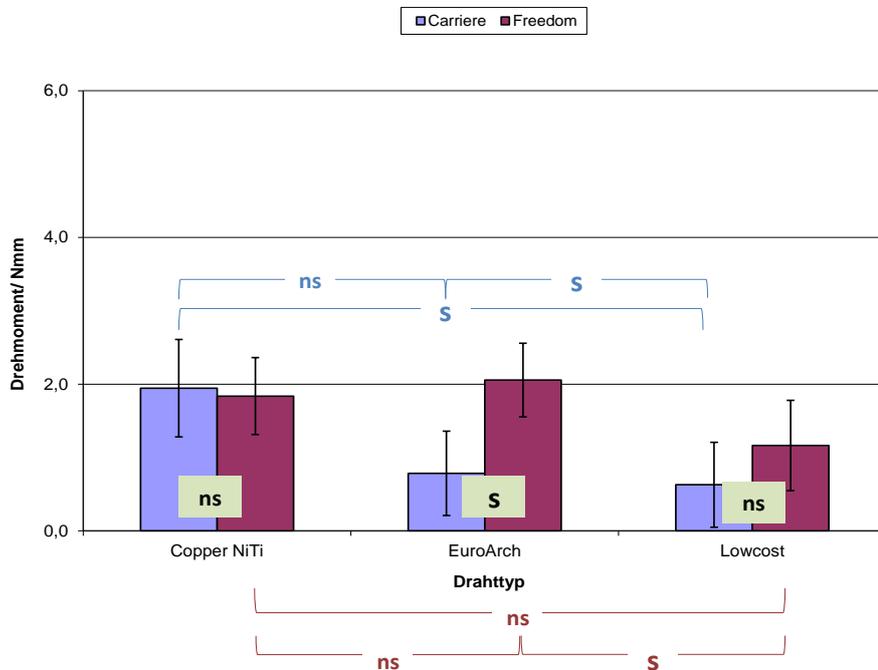


Abbildung 39: Initiales Drehmoment der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 33. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

Das Drehmoment in vertikaler Richtung ließ lediglich die Tendenz zum stärkeren Draht-einfluss erkennen (Abbildung 39). Minimale Werte wurden am Lowcost-Draht erzeugt (Carriere = 0,1 Nmm, Freedom = 1,2 Nmm). Höchste Werte von 1,6 bis 1,9 Nmm zeigten für beide Bracketsysteme die Kombinationen mit dem CopperNiTi. Der Maximalwert war jedoch mit 2,0 Nmm bei der Kombination von Freedom/EuroArch zu finden. Die Drehmomentrichtung zeigte nach mesial.

Insgesamt wurde nur in oro-vestibulärer Richtung das Drehmoment eindeutig von der Drahtqualität bestimmt. Hier traten jedoch sehr hohe Werte von bis zu 19,5 Nmm auf. Tendenziell generierte das Carrierebracket geringfügig kleinere Drehmomente. Die statistischen Ergebnisse ließen ebenfalls keine eindeutige Aussage zu, da sie stark von den graphischen Ergebnissen des Säulendiagrammes abwichen, was an der großen Standardabweichung und damit breiten Streuung um den Mittelwert liegen kann.

4.3.3 Prämolare

In mesio-distaler Richtung (Abbildung 40) zeigte sich der deutliche Einfluss des gewählten Drahttypen. Die Kombination mit dem EuroArch generierte die kleinsten Drehmomentgrößen (Carriere = -4,9 Nmm, Freedom = -7,8 Nmm). Maximalwerte zeigten die Kombinationen von Carriere/CopperNiTi (14,8 Nmm) und Freedom/Lowcost (-14,8 Nmm). Die Richtung des Drehmoments verlief nach vestibulär.

Abbildung 41 verdeutlicht in oro-vestibulärer Richtung den entscheidenden Einfluss der gewählten Drahtqualität. Der EuroArch generierte das kleinste Drehmoment (Carriere = 7,9 Nmm, Freedom = 4,4 Nmm), Höchstwerte zeigte die Kombination von Carriere/CopperNiTi mit 15,9 Nmm und Freedom/Lowcost mit 13,7 Nmm. Der Drehmomentvektor verlief nach distal.

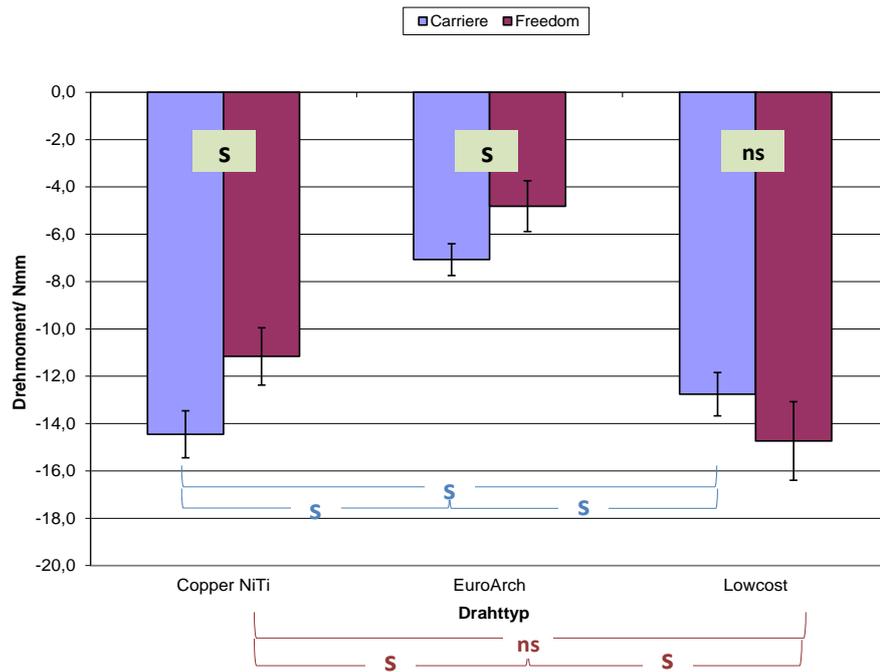


Abbildung 40: Initiales Drehmoment der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 34. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

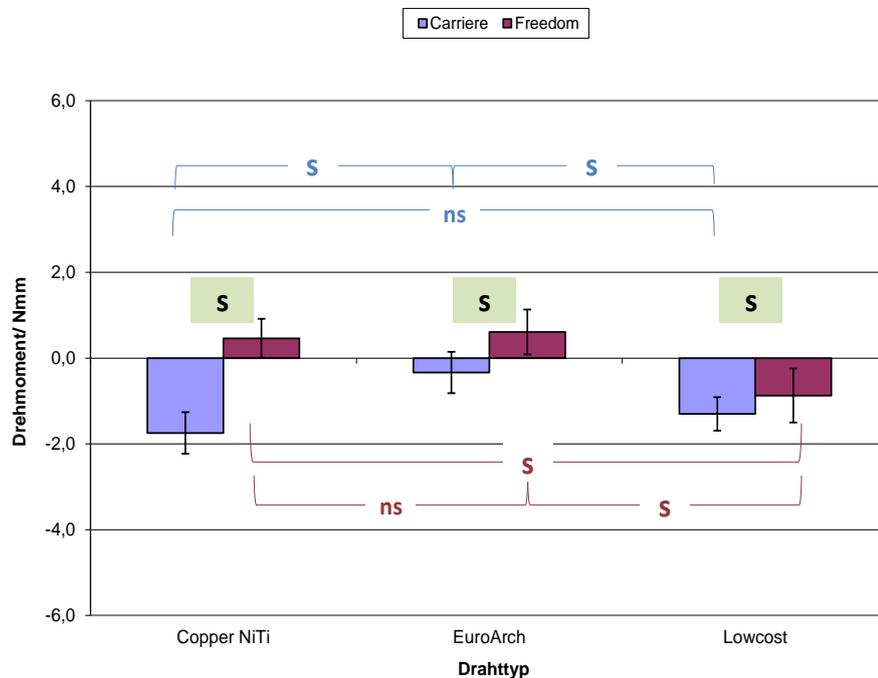


Abbildung 41: Initiales Drehmoment der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 34. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

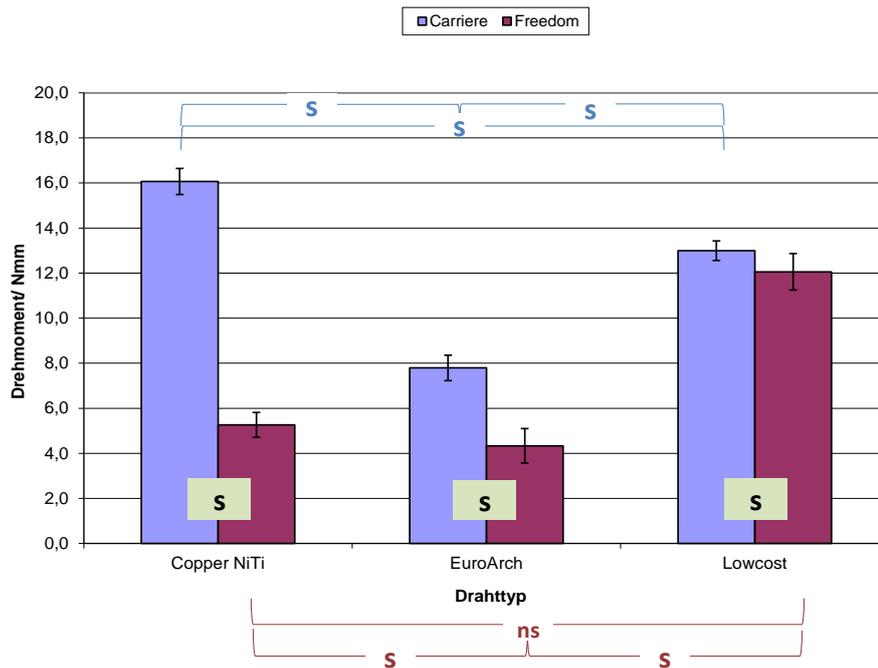


Abbildung 42: Initiales Drehmoment der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 34. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

In vertikaler Richtung beeinflussten Draht und Bracketsystem die Ergebnisse (Abbildung 42). Die geringsten Drehmomentergebnisse in vertikaler Richtung wurden am EuroArch ermittelt (Carriere = -0,2 Nmm, Freedom = 0,5 Nmm). Höchstwerte zeigten das Carrierebracket in Kombination mit dem CopperNiTi (-1,6 Nmm) und das Freedombracket mit dem Lowcost-Produkt (-0,9 Nmm). Die Wirkrichtung verlief mit dem Carrierebracket nach mesial, mit dem Freedombracket vorwiegend nach distal.

Tendenziell beeinflusste die gewählte Drahtqualität das entstehende Drehmoment stärker als das Bracketsystem, was statistisch belegt werden konnte. Signifikante Unterschiede zwischen den Brackettypen waren von geringerem Einfluss. Insgesamt wies die Kombination mit dem EuroArch Mindestdrehmomente von -0,1 bis 8 Nmm auf. Maximale Werte waren für jede Drehmomentkomponente bei den Kombinationen von Carriere/CopperNiTi und Freedom/Lowcost-Produkt zu erkennen. Am Front- und Eckzahn wies das Carrierebracket die kleinsten Drehmomentwerte auf, am Prämolaren jedoch das Freedombracket. Augenfällig war, dass in mesio-distaler und oro-vestibulärer Richtung sehr hohe Drehmomente bis 35,0 Nmm gemessen wurden, in vertikaler

Richtung wurden hingegen Werte von unter 1 Nmm aufgezeichnet. Die statistischen Ergebnisse ließen keine eindeutige Aussage zu, ob ein größerer Bracket- oder Draht-einfluss das Drehmoment bestimmte.

4.4 Translationsergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Fehlstellungskorrektur an den Zähnen 32, 33 und 34 entlang aller drei Raumebenen (x-, y-, z-Achse) in den Graphiken der Abbildungen 43-51 in ihrer translatorischen Bewegung dargestellt und erläutert. Dies lässt einen anschließenden Vergleich der gewählten Bracket-Bogen-Kombinationen zu.

4.4.1 Frontzahn

Für die Translationsbewegung in mesio-distaler Richtung zeigt die Abbildung 43, dass das Carrierebracket die Fehlstellung um 2,6 bis 2,9 mm sehr effektiv korrigierte. Das Freedombracket zeigte Werte von 1,3 bis 2,2 mm. Auffällig war, dass die Drahtqualität unterschiedlichen Einfluss auf das jeweilige Bracketsystem hatte. Das Carrierebracket zeigte mit allen Drahtkombinationen ähnliche Ergebnisse, wohingegen das Freedombracket stärker von der Drahtqualität beeinflusst wurde. Geringste Bewegungen wurden mit dem EuroArch erzielt (Carriere = 2,6mm, Freedom = 1,3 mm). Die Bewegung verlief nach distal.

Die Bewegung in oro-vestibulärer Richtung verlief ähnlich wie in mesio-distaler Richtung (Abbildung 44). Das Carrierebracket korrigierte die Fehlstellung um 1,8 bis 1,9 mm, das Freedombracket hingegen nur um 0,4 bis 1,3 mm. Die kleinste Bewegung erzeugte der EuroArch in Kombination mit dem Freedombracket (0,4 mm), sehr effektiv wurde die Fehlstellung durch das Carrierebracket in Kombination mit dem CopperNiTi und EuroArch korrigiert. Die Bewegung verlief einheitlich nach vestibulär.

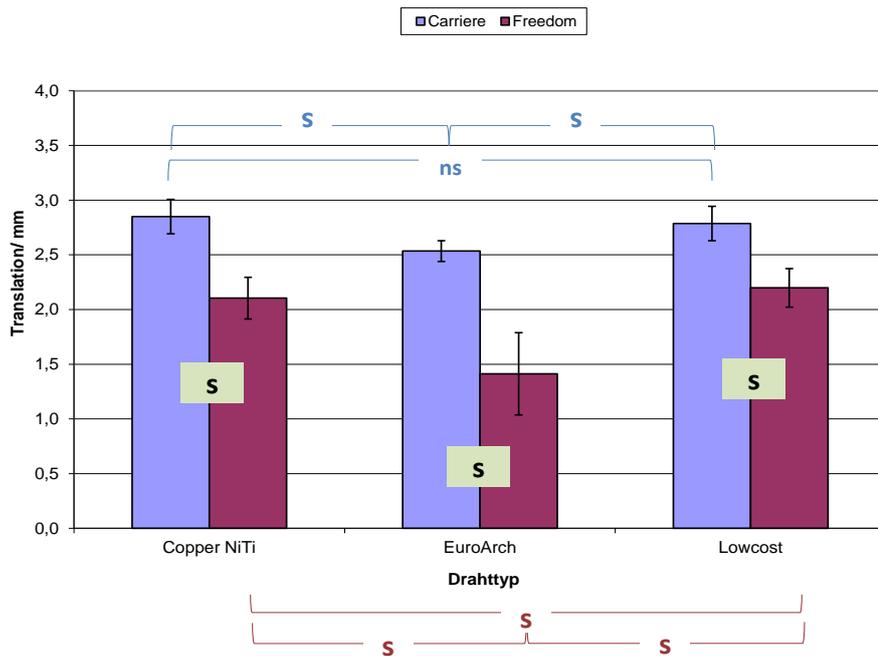


Abbildung 43: Translationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 32 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

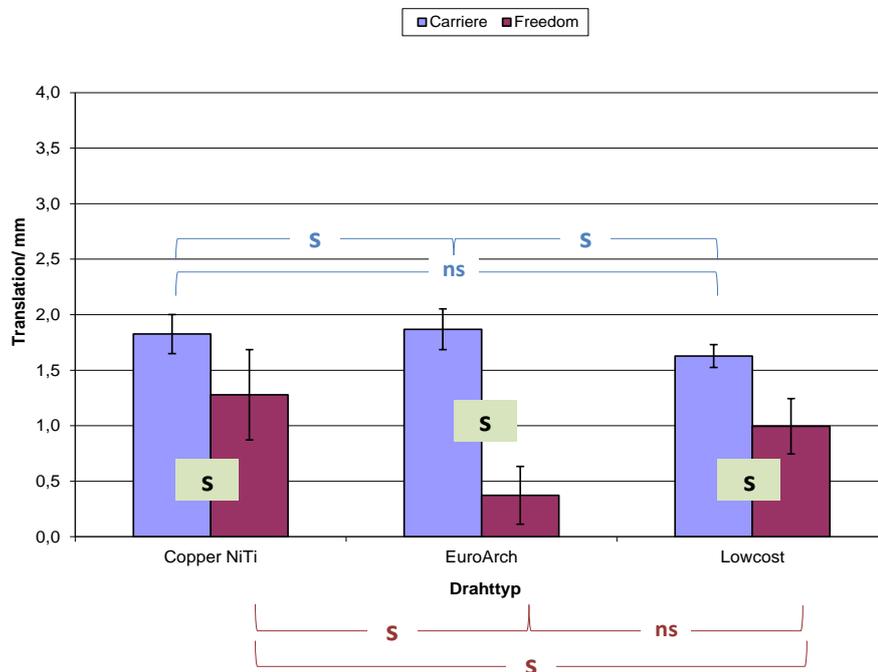


Abbildung 44: Translationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 32 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

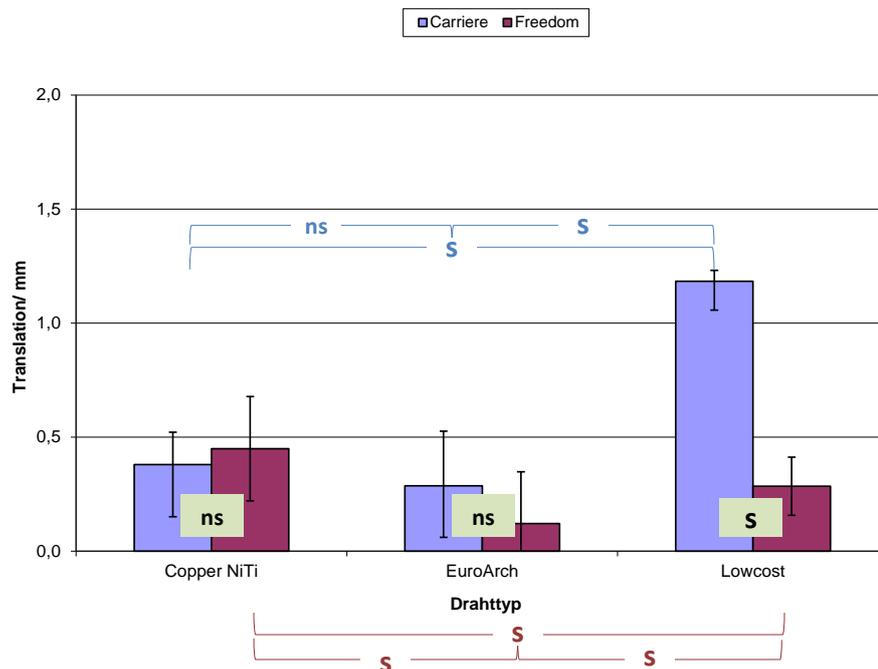


Abbildung 45: Translationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 32 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

Im Bewegungsverlauf entlang der vertikalen Achse war ein stärkerer Drahteinfluss zu erkennen (Abbildung 45); die Kombination mit dem EuroArch zeigte die geringste Fehlstellungskorrektur (Carriere = 0,3 mm, Freedom = 0,1 mm), der CopperNiTi erzielte für beide Bracketssysteme ähnlich gute Werte von 0,3 bis 0,4 mm, wohingegen die größte Bewegung von 0,7 mm durch die Kombination Carriere/Lowcost-Produkt aufgezeichnet wurde. Es erfolgte eine extrusive Bewegung.

Drahtbogen und Bracketssystem hatten keinen primären Einfluss auf die körperliche Zahnbewegung, was durch die statistischen Ergebnisse, die keine Tendenz erkennen ließen, bestätigt wurde. Die Statistik bestätigte den einheitlichen Verlauf des Carrierebrackets. Die Kombination mit dem EuroArch ließ nur eine geringe Fehlstellungskorrektur zu, CopperNiTi und das Lowcost-Produkt korrigierten ähnlich effektiv.

4.4.2 Eckzahn

Das Carrierebracket zeigte in mesio-distaler Richtung bei allen Drahtkombinationen konstante translatorische Bewegungen von -0,9 mm bis -1,2 mm (Abbildung 46). Das Freedombracket zeigte in Kombination mit dem CopperNiTi die größte Korrektur der Fehlstellung von -1,8 mm. Mit dem Lowcost-Produkt wurden -1,5 mm Bewegung erzielt, der EuroArch zeigte die kleinsten Korrekturwerte von -0,1 mm. Wie schon an Zahn 42 beobachtet werden konnte, ist in den Darstellungen erkennbar, dass das Carriere- und Freedombracket unterschiedlich stark von dem gewählten Drahtbogen beeinflusst wurden. Die Ergebnisse am Freedombracket variierten stärker als am Carrierebracket. Die Bewegung verlief nach mesial

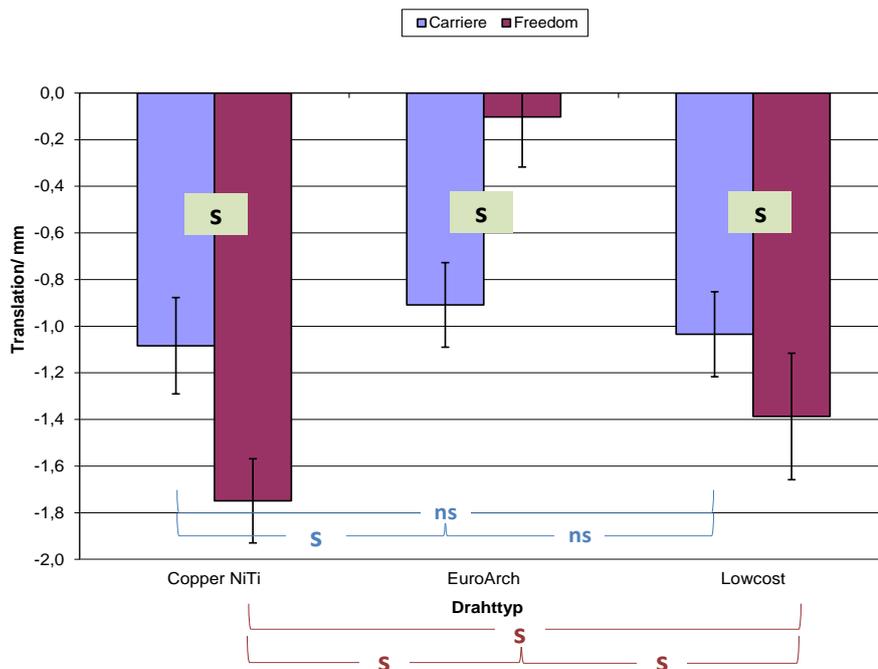


Abbildung 46: Translationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 33 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

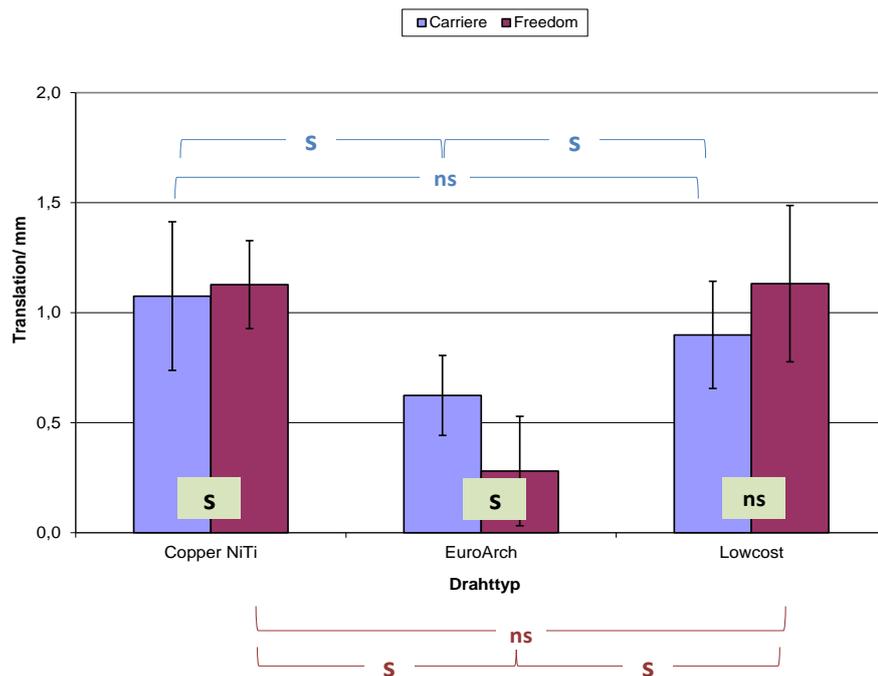


Abbildung 47: Translationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 33 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

Die Korrekturergebnisse in oro-vestibulärer Richtung zeigten einen ähnlichen Bewegungsverlauf wie in mesio-distaler Richtung (Abbildung 47). Tendenziell wurde mit dem Freedombracket die größte Korrekturbewegung von 1,1 bis 1,2 mm erzielt, jedoch zeigte es in Kombination mit dem EuroArch auch den kleinsten Wert von 0,4 mm. Das Carrierebracket erzielte mit dem EuroArch eine geringere Zahnbewegung (0,6 mm) als in Kombination mit dem CopperNiTi und Lowcost-Produkt (1,0 mm). Die körperliche Zahnbewegung verlief nach vestibulär.

Abbildung 48 stellt den vertikalen Bewegungsverlauf dar. Das Carrierebracket zeigte für alle Drahtkombinationen bessere Korrekturwerte (-0,6mm bis -1,3 mm) als das Freedombracket (-0,4 bis +0,1 mm). Die kleinste Bewegung erfolgte in Kombination mit dem EuroArch für beide Bracketssysteme. Auffällig war hierbei, dass das Freedombracket entgegen aller anderen Aufzeichnungen in die entgegengesetzte Richtung korrigierte. Die beste Korrektur erzielte das Carrierebracket mit dem CopperNiTi (-1,3 mm). Die Korrekturbewegung verlief vorwiegend nach apikal (=Intrusion).

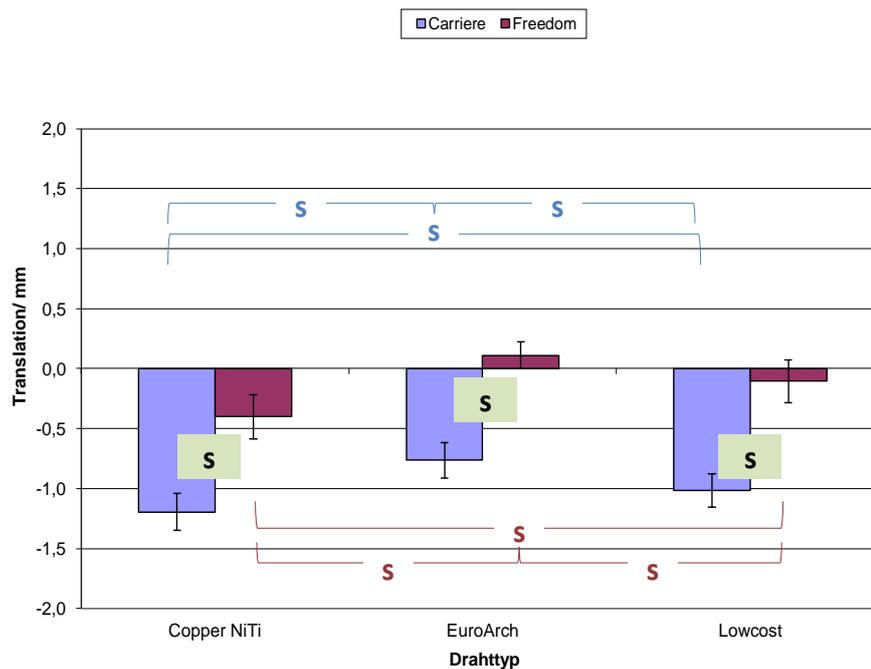


Abbildung 48: Translationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 33 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

Insgesamt zeigte sich, dass die translatorische Bewegung am Eckzahn weder vom gewählten Bracketssystem noch von der Drahtqualität entscheidend bestimmt wurde. Auffällig war, dass das Carrierebracket konstantere Ergebnisse zwischen 0,8 und 1 mm zeigte als das Freedombracket, welches jedoch tendenziell größere Korrekturen erzielte. Keinem Bracketssystem ist ein eindeutiger Vorteil zuzusprechen. Die Statistik bestätigte diese Ergebnisse.

4.4.3 Prämolar

Bei der Translation in mesio-distaler Richtung führte das Carrierebracket mit allen Drahtkombinationen konstante Bewegungen von 0,3 bis 0,9 mm aus und korrigierte die Fehlstellung effektiver als das Freedombracket (Abbildung 49). In Kombination mit dem CopperNiTi sowie mit dem Lowcost-Draht erfolgte eine Korrektur von 0,9 mm. Das Freedombracket zeigte in Kombination mit dem Lowcost-Produkt seine größte Korrektur der Fehlstellung von 0,6 mm. In Kombinationen mit dem EuroArch zeigten beide Bracketsysteme die kleinsten Bewegungen auf (Carriere = 0,7 mm, Freedom = 0,3 mm). Die Bewegung verlief nach distal.

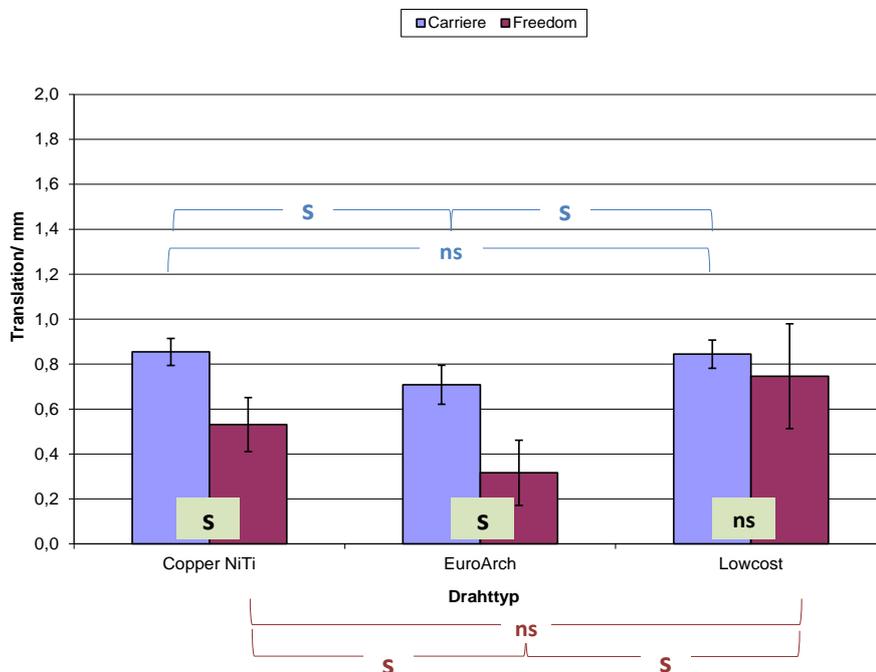


Abbildung 49: Translationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 34 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

Die Korrekturergebnisse in oro-vestibulärer Richtung zeigten ein ähnliches Muster wie in mesio-distaler Richtung (Abbildung 50). Tendenziell wurde mit dem Carrierebracket die größten Korrekturbewegungen von einheitlich 0,5 bis 0,6 mm erzielt. Die beste Korrektur von 0,8 mm zeigte die Kombination Freedom/Lowcost-Produkt. Dies fiel auf, da das Freedombracket mit den anderen Drahtkombinationen die Fehlstellung nur geringfügig korrigierte (-0,1 bis +0,2 mm). Die geringste Bewegung wurde mit dem EuroArch erzielt. Die Korrekturbewegung lief nach vestibulär.

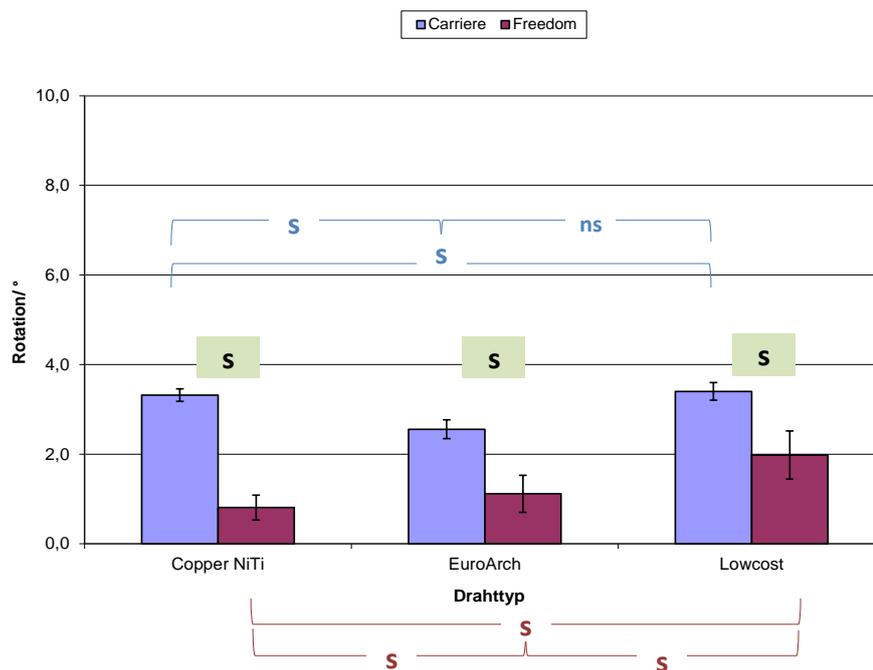


Abbildung 50: Translationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 34 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

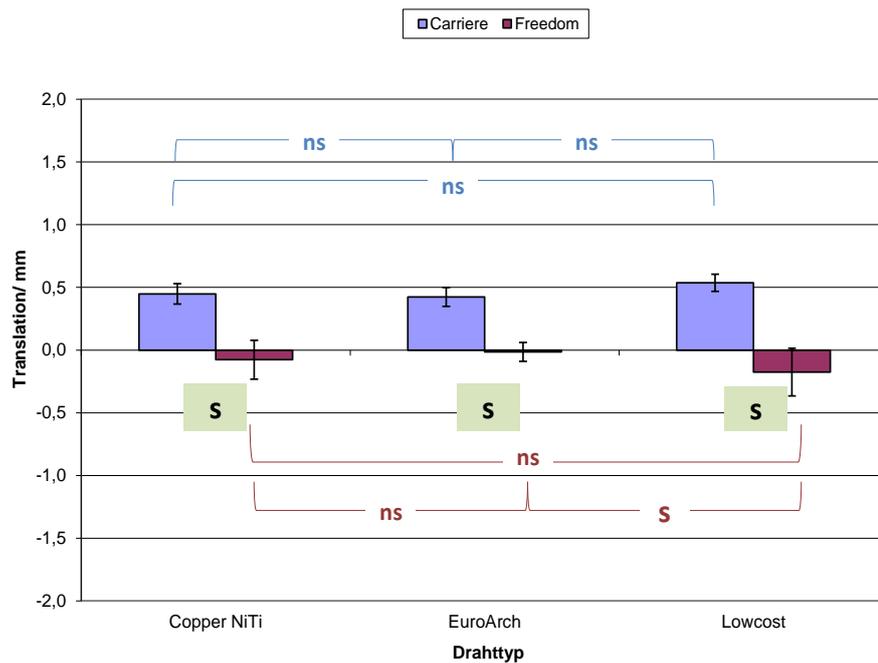


Abbildung 51: Translationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 34 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

Bei vertikalem Bewegungsverlauf (Abbildung 51) zeigte das Carrierebracket für alle Drahtkombinationen die besten und konstantesten Korrekturwerte (0,3 bis 0,4 mm). Das Freedombracket korrigierte die Fehlstellung zwischen -0,1mm und -0,3 mm mit entgegengesetztem Bewegungsverlauf. Die kleinste Bewegung erzielte der EuroArch für beide Bracketssysteme; in Kombination mit dem Freedombracket wurde hierbei die Fehlstellung jedoch nur unzureichend korrigiert. Am Carrierebracket erfolgte eine extrusive Zahnbewegung, das Freedombracket intrudierte den Zahn.

Insgesamt zeigte sich, dass die translatorische Bewegung an Zahn 34 entscheidend von dem gewählten Bracketssystem abhing; die Ergebnisse mit den verschiedenen Drahtqualitäten verliefen sehr ähnlich. Tendenziell korrigierte das Carrierbracket mit allen Drahtkombinationen die Zahnfehlstellung am effektivsten, vor allem mit dem CopperNiTi und dem Lowcost-Produkt. Der EuroArch korrigierte die Fehlstellung von allen Drähten am wenigsten. Die statistische Auswertung ließ keine eindeutige Aussage zu, auch signifikante Unterschiede der verwendeten Drahtqualitäten wurden aufgeführt. Wie

schon am Front- und Eckzahn beschrieben wurde, fiel auf, dass das Freedombracket von den Drahtqualitäten stärker beeinflusst wurde. Das Carrierebracket zeigte in den Bewegungsverläufen, unabhängig von der Drahtwahl, einheitlichere Ergebnisse.

4.5 Rotationsergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Fehlstellungskorrektur an den Zähnen 32, 33 und 34 entlang aller drei Raumebenen (x-, y-, z-Achse) in den Graphiken der Abbildungen 52-60 in ihrer rotatorischen Komponente dargestellt und erläutert. Dies lässt einen anschließenden Vergleich der gewählten Bracket-Bogen-Kombinationen zu.

4.5.1 Frontzahn

Für die Rotationsbewegung in mesio-distaler Richtung zeigte das Carrierebracket in allen Drahtkombinationen einen konstanten Verlauf von -15° bis $16,5^\circ$ (Abbildung 5). Der Draht beeinflusste somit die Rotationsbewegung nicht maßgeblich. In allen Kombinationen erzielte das Carrierebracket die größeren Rotationswerte im Vergleich zum Freedombracket. Auffällig war, dass das Freedombracket durch die Drahtqualität stärker als das Carrierebracket beeinflusst wurde, die Rotationswerte bewegten sich zwischen -7° und $-12,2$. Das Ausmaß der Korrektur fiel mit dem CopperNiTi und dem Lowcost-Produkt ähnlich gut aus, der EuroArch (de-)rotierte den Zahn am geringsten. Insgesamt verlief die Rotation nach vestibulär.

Die Korrekturergebnisse in oro-vestibulärer Richtung zeigten ein ähnliches Muster (Abbildung 53). Tendenziell wurde mit dem Carrierebracket die größte Korrekturbewegung erzielt von ca. 9° unabhängig der Drahtwahl. Hierbei erzielte der EuroArch eine geringfügig kleinere Rotation ($8,9^\circ$). Wie auch in mesio-distaler Richtung variierten die Rotationswerte am Freedombracket zwischen $4,5$ und $7,5^\circ$. Die kleinste Korrektur wurde mit der Kombination Freedom/EuroArch erzielt ($4,5^\circ$). Insgesamt verlief die Rotationsbewegung nach distal.

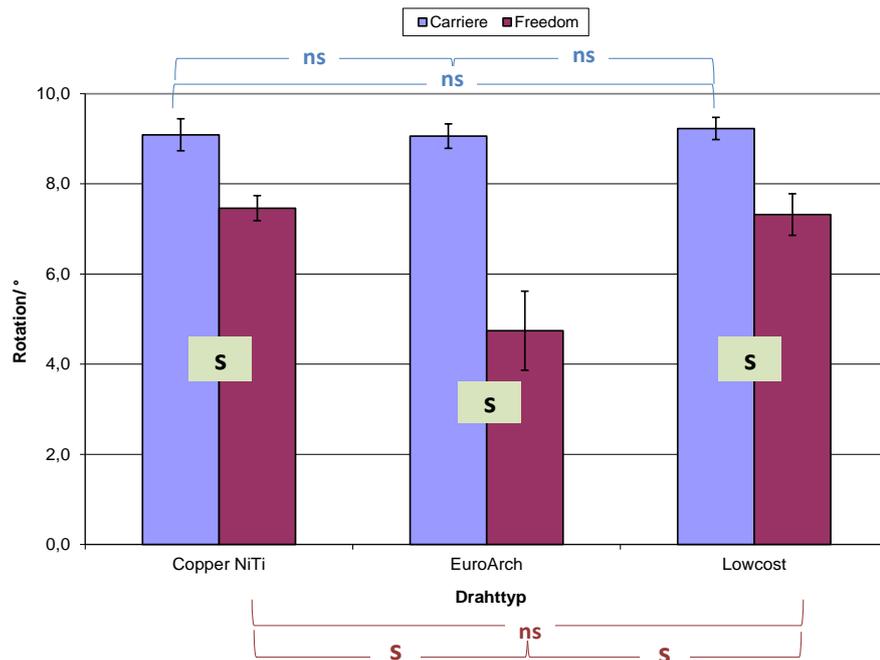


Abbildung 52: Rotationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 32 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

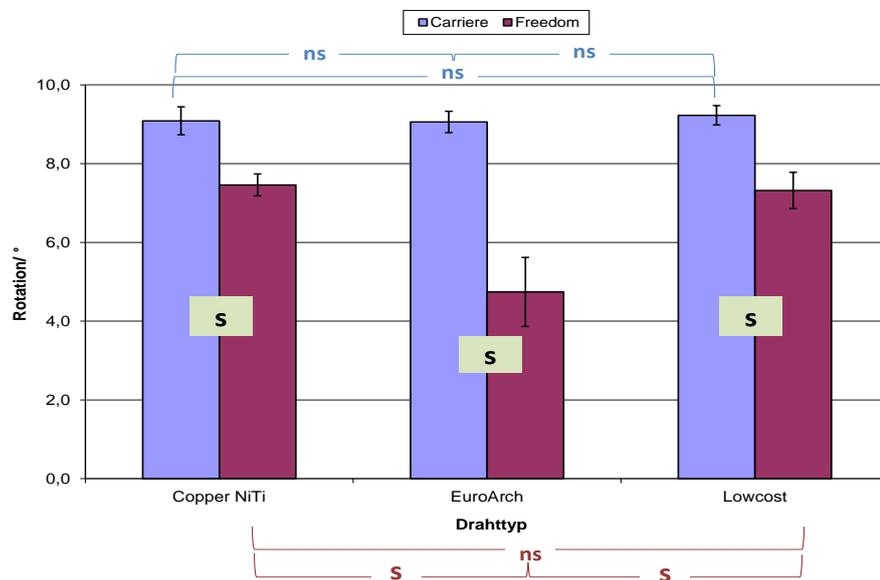


Abbildung 53: Rotationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 32 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

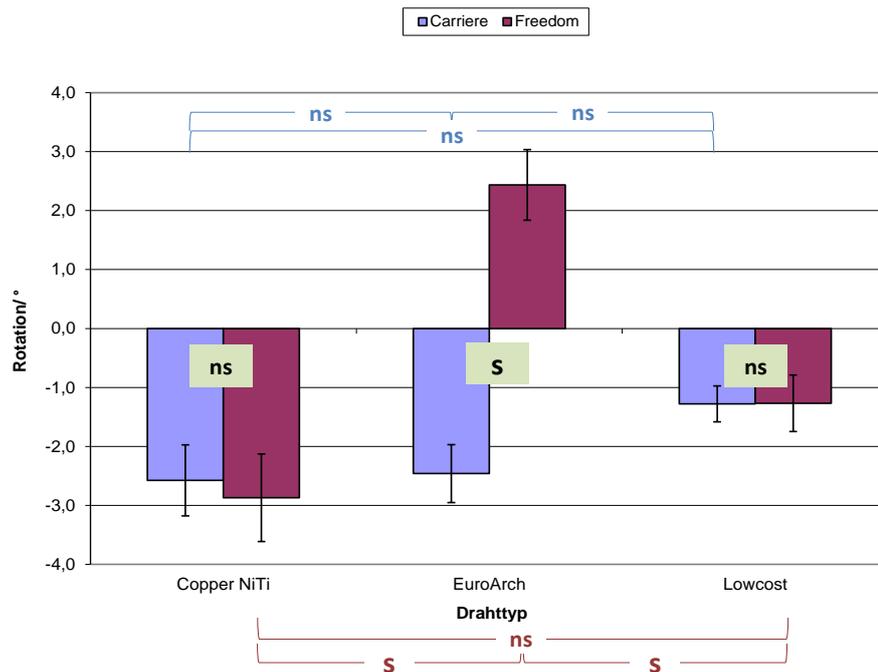


Abbildung 54: Rotationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 32 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

Der vertikale Bewegungsverlauf zeigte für beide Bracketssysteme fast einheitliche Ergebnisse (Abbildung 54). Die effektivste Rotationsbewegung wurde hierbei mit dem CopperNiTi erzielt (Carriere = $-2,8^\circ$, Freedom = $-3,4^\circ$), die geringste mit dem Lowcost-Produkt (Carriere = $-2,4^\circ$, Freedom = $-1,9^\circ$). Auffällig war, dass die Rotationbewegung mit dem EuroArch für beide Bracketssysteme gleichmäßig groß ausfiel ($\pm 2,5^\circ$), jedoch in entgegengesetzte Richtungen verlief. Tendenziell fand eine Rotation nach mesial statt, das Freedombracket korrigierte in Kombination mit dem EuroArch jedoch in distale Richtung.

Die Ergebnisse der Zahnrotationen bestätigten die Beobachtungen der translatorischen Zahnbewegung. Insgesamt war zu erkennen, dass die Zahnrotation weder eindeutig von der gewählten Drahtqualität, noch von der Bracketwahl beeinflusst wurde. Es fiel auf, dass die Ergebnisse mit dem Freedombracket stark variierten und sich mit den verschiedenen Drahtqualitäten signifikante Unterschiede aufzeigten. Das Carrierebracket erzeugte hingegen unabhängig vom gewählten Drahttypen sehr

einheitliche Bewegungen (nicht-signifikante Unterschiede). Dies ließ vermuten, dass die Zahnbewegung von einer weiteren Komponente beeinflusst wurde, wie z.B. die initiale Zahnfehlstellung oder dem Spiel zwischen Drahtbogen und Bracketslot. Kein Bracketsystem war hier bevorzugt zu betrachten. Die statistische Auswertung bestätigte dies, es traten sowohl signifikante Unterschiede im Drahtvergleich, als auch unter den gewählten Brackets auf.

4.5.2 Eckzahn

Für die Rotationsbewegung in mesio-distaler Richtung (Abbildung 55) zeigte sich für beide Bracketsysteme in Kombination mit dem CopperNiTi und Lowcost-Produkt ein ähnlich gutes Bewegungsausmaß (Carriere = $-8,5^\circ$ bis -9° , Freedom = $-7,9^\circ$ bis $-8,5^\circ$). Abweichende Ergebnisse und die kleinsten Korrekturwerte lieferten die Kombinationen mit dem EuroArch (Carriere = $-3,9^\circ$, Freedom = $-5,6^\circ$). Die Ergebnisse zeigten keinen vorherrschenden Einfluss des gewählten Bracketsystems oder des Drahttyps. Die Rotationsbewegung verlief nach oral.

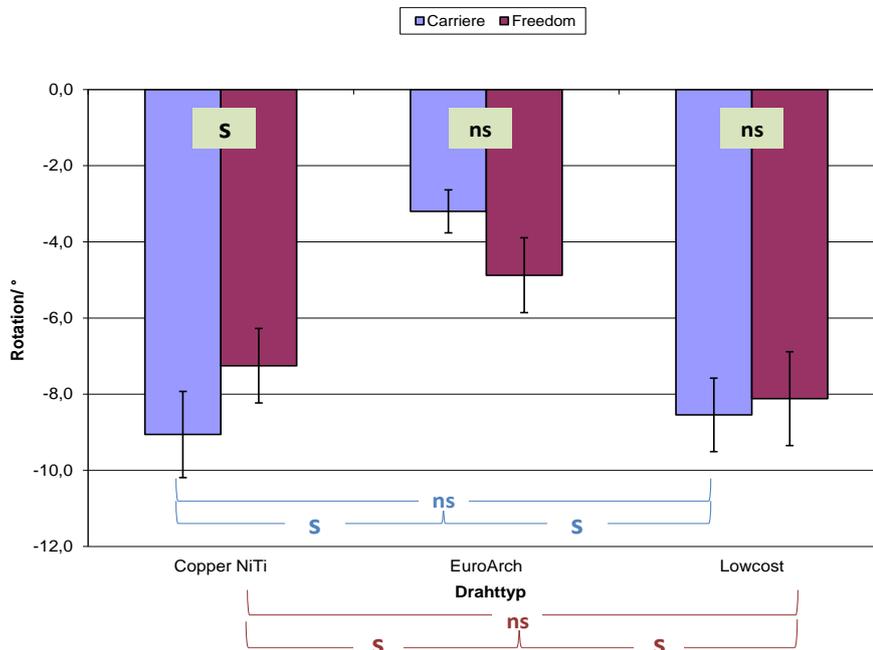


Abbildung 55: Rotationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 33 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

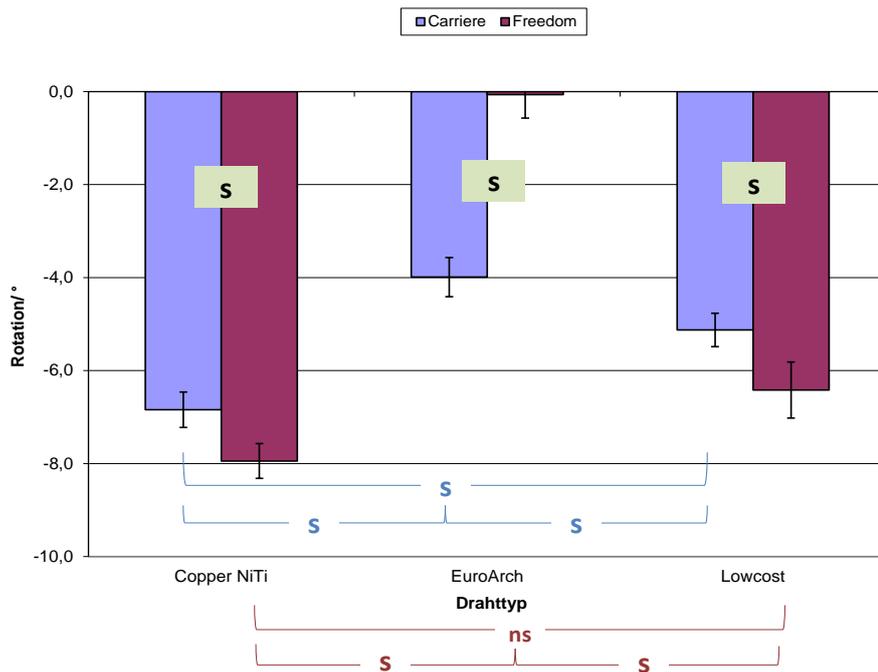


Abbildung 56: Rotationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 33 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

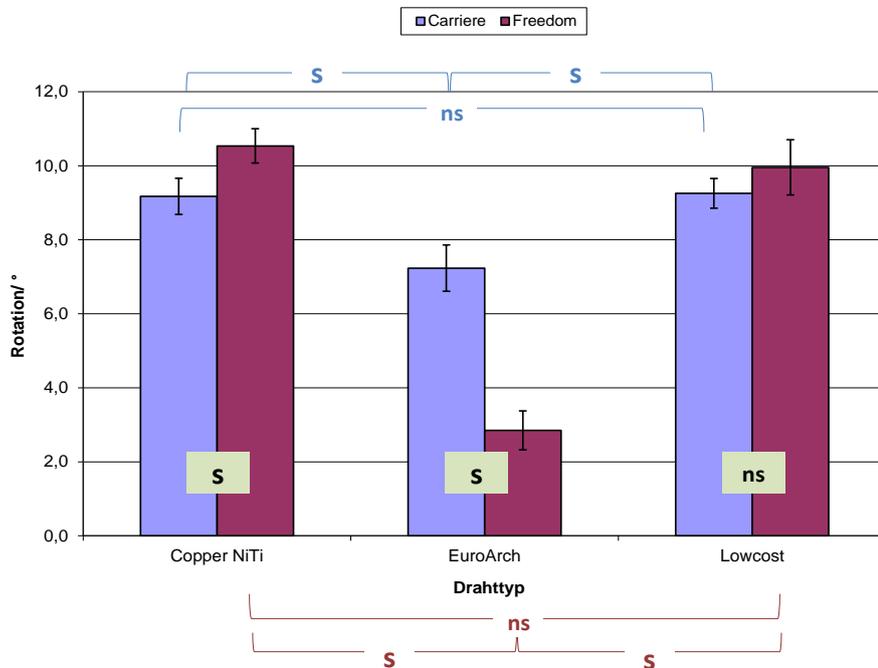


Abbildung 57: Rotationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 33 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

Die Bewegung in oro-vestibulärer Richtung wurde weder eindeutig vom Bracket, noch vom gewählten Draht beeinflusst (Abbildung 56). In Kombination mit beiden Bracket-systemen wurden mit dem CopperNiTi die höchsten Rotationswerte gemessen (Carriere = $-9,3^\circ$, Freedom = -8°), ähnlich gute Korrekturen zeigte der Lowcost-Draht mit ca. -5° bis -6° . Die geringste Rotation erfuhren beide Bracketssysteme mit dem EuroArch, wobei das Freedombracket fast keine Rotation erlaubte (Carriere = $-3,8^\circ$, Freedom = $-0,1^\circ$). Insgesamt verlief die Rotationsbewegung nach mesial.

In vertikaler Richtung (Abbildung 57) erzeugten der CopperNiTi und das Lowcost-Produkt ähnlich gute Ergebnisse zwischen 9 und $10,5^\circ$. Am effektivsten korrigierte der CopperNiTi in den jeweiligen Bracketkombinationen. Der EuroArch korrigierte mit beiden Bracketssystemen am wenigsten. Die Kombination mit dem Freedombracket zeigte die geringste Rotation (Carriere = $6,7^\circ$, Freedom = $2,8^\circ$). Die Rotationsbewegung verlief nach mesial.

Die Zahnrotation an 33 wurde weder eindeutig von der gewählten Drahtqualität, noch von der Bracketwahl beeinflusst. Auffällig war jedoch, dass die Kombinationen mit dem EuroArch die geringsten Bewegungen erzielten und die Kombination mit dem Freedombracket für die einzelnen Bracketkombinationen stark variierende Ergebnisse aufwies. Kein Bracketssystem konnte bevorzugt betrachtet werden. Die statistische Auswertung bestätigte dies, es traten sowohl signifikante Unterschiede im Drahtvergleich, als auch unter den gewählten Brackettypen auf.

4.5.3 Prämolare

In mesio-distaler Richtung fiel auf, dass das Carriere- und Freedombracket unterschiedlich stark von der Drahtwahl beeinflusst wurden (Abbildung 58). Das Carrierebracket korrigierte die Fehlstellung mit allen Drahtkombinationen gleichermaßen um ca. -4° . Das Freedombracket wies maximale Werte mit dem CopperNiTi ($-7,1^\circ$) und dem Lowcost-Produkt ($-8,3^\circ$) auf. Die geringe Rotation des EuroArch fiel hierbei auf ($0,8^\circ$). Insgesamt verlief die Bewegung nach vestibulär.

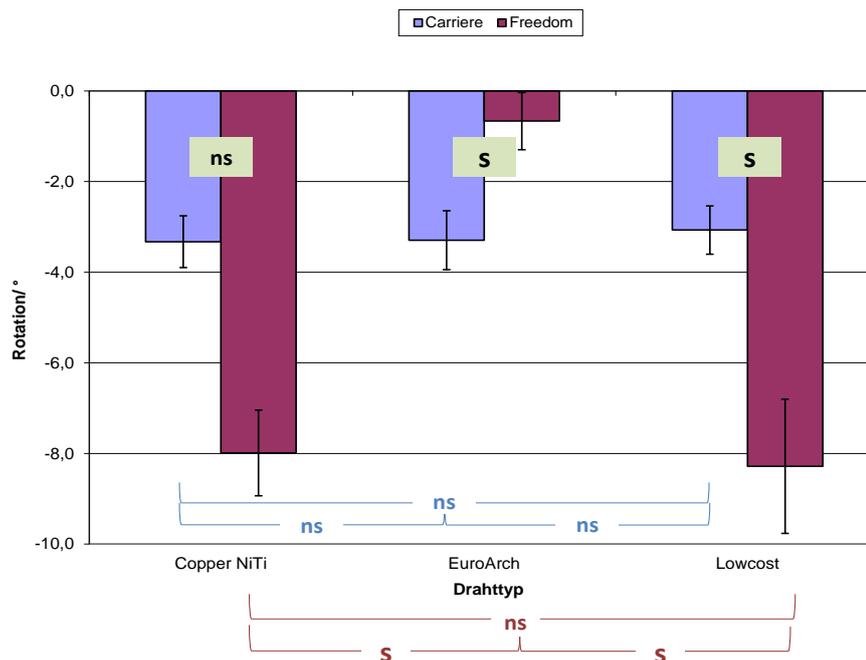


Abbildung 58: Rotationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in mesio-distaler Richtung an Zahn 34 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

Die Korrekturergebnisse in oro-vestibulärer Richtung verliefen ähnlich, wie in mesio-distaler Richtung (Abbildung 59). Bracket und Drahtbogenwahl waren für das Bewegungsausmaß nicht entscheidend. Das Carrierebracket erzeugte mit allen Drahtkombinationen ähnlich gute Ergebnisse (CopperNiTi = 3,6°, EuroArch = 2,7°, Lowcost = 4,1°), Sehr hohe Werte wurden am CopperNiTi und mit dem Lowcost-Produkt gemessen. Das Freedombracket erzeugte in Kombination mit dem CopperNiTi die kleinste Korrekturbewegung von 0,3°. Der EuroArch und das Lowcost-Produkt korrigierten ähnlich gut (1,1 bis 2,1°). Die Zahnbewegung verlief nach distal.

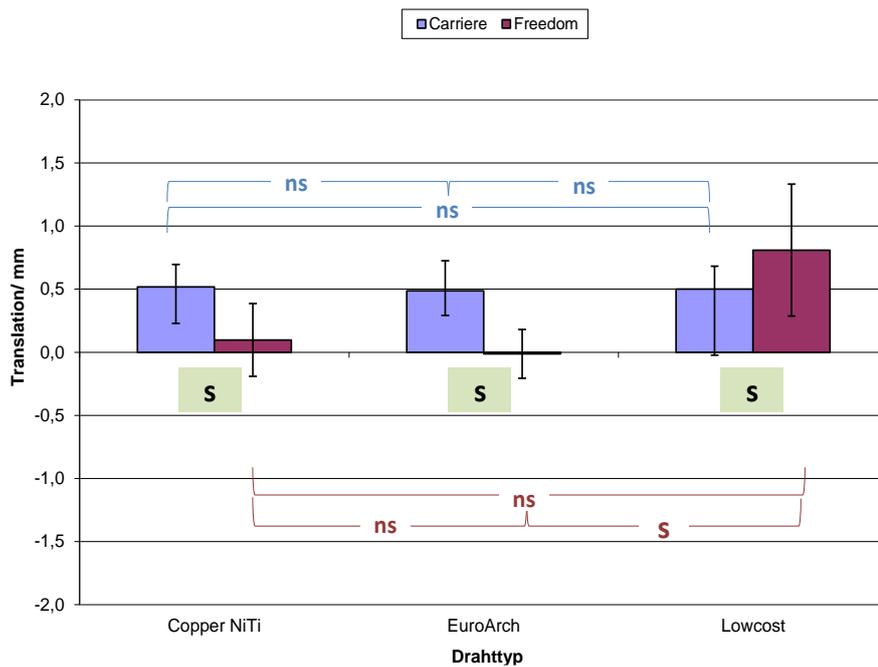


Abbildung 59: Rotationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in oro-vestibulärer Richtung an Zahn 34 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

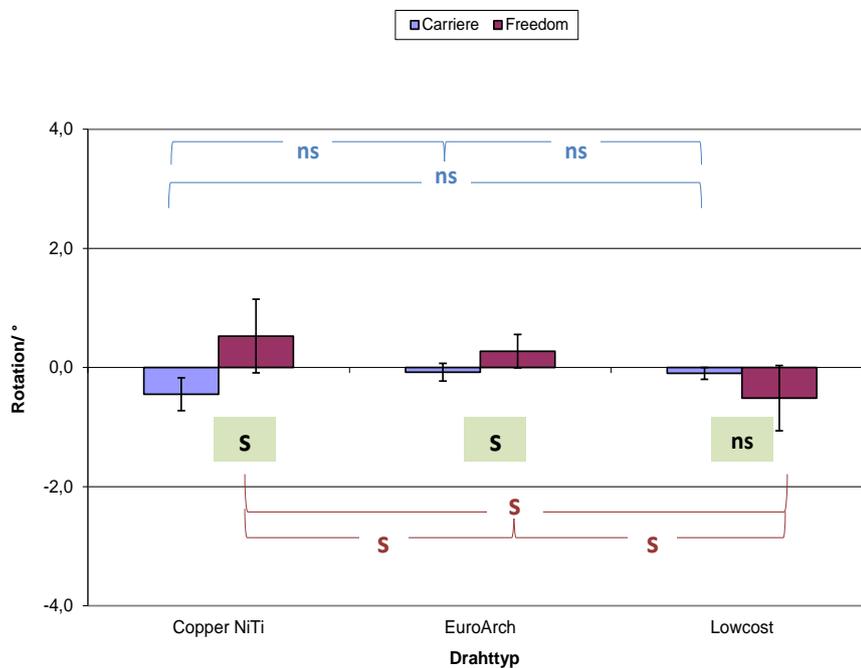


Abbildung 60: Rotationsbewegung der verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen in vertikaler Richtung an Zahn 34 nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 5 Messungen pro Bracket-Bogen-Kombination errechnet. Legendenerklärung siehe Abbildung 25.

Die vertikale Zahnbewegung bestätigte die bisherigen Beobachtungen: Die Wahl des Drahtbogens und des Bracketsystems bestimmen den Bewegungsverlauf nicht maßgeblich. Das Carrierebracket korrigierte in Kombination mit dem CopperNiTi und dem Lowcost-Produkt ähnlich gut ($-1,4^\circ$ bis -2°), erzielte jedoch in Kombination mit dem EuroArch auch den kleinsten Wert von $-0,3^\circ$. Ähnlich verhielt sich das Freedombracket, wobei es geringfügig kleinerer Korrekturen zuließ (CopperNiTi = $1,1^\circ$, EuroArch = $0,6^\circ$, Lowcost =

$-0,9^\circ$). Auffällig war, dass der Bewegungsverlauf mit dem Carrierebracket konstant nach mesial verlief, mit dem Freedombracket jedoch nach distal (außer in Kombination mit dem Lowcost-Produkt).

Insgesamt zeigte sich, dass die Rotationsbewegung an Zahn 34 weder eindeutig durch das Bracketsystem, noch durch die Wahl des Drahtbogens maßgeblich beeinflusst wurde. Die statistischen Ergebnisse bestätigten dies. Auffällig war hingegen, dass das Carrierebracket in allen Bewegungsverläufen, unabhängig von der gewählten Drahtqualität, nicht-signifikante Unterschiede aufzeigte. Die Ergebnisse mit dem Freedombracket variierten hingegen sehr stark; auch hier sind weitere Einflussfaktoren, wie die initiale Zahnfehlstellung oder ein geringeres Spiel zwischen Draht und Slot zu vermuten.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Ergebnisse

5.1.1 Kraftergebnisse

In der Literatur finden sich zahlreiche Angaben zu den in der Kieferorthopädie angewandten, empfohlenen Kraftgrößen, die oftmals stark voneinander abweichen und eine eindeutige Größe nicht definieren lassen. In der Praxis erfolgt die Kraftapplikation daher nach Gefühl und Erfahrung des Behandlers. Der Kliniker ist bestrebt, ein hinreichendes Wissen über die optimale Kraftgröße während der Nivellierungsphase zu erlangen. Yee et al. (2009) konnten feststellen, dass geringere Kraftwerte die initiale Zahnbewegung begünstigen, jedoch das Ausmaß der Korrekturbewegung nicht von der Kraftgröße bestimmt wird. Geringe Kräfte sind in der Kieferorthopädie als positiv zu betrachten, da sie das Risiko von Nebenwirkungen gering halten können, zugleich birgt dies mögliche Einbußen in der Therapieeffizienz in sich (Schumacher et al. 1992), was die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigen können. Der EuroArch zeigte in allen Kombinationen und Fehlstellungen die geringsten Kraftwerte, gleichzeitig wurde die initiale Fehlstellung in einem geringeren Maße korrigiert als dies der CopperNiTi und das Lowcost-Produkt taten.

Reitan (1957) formulierte optimale Kraftgrößen, wobei er unterschiedliche Zahngattungen und Bewegungsformen unterschied. Für die körperliche Bewegung von Frontzähnen und Prämolaren sollten die Kräfte 0,4 bis 0,5 N betragen, für Eckzähne und Molaren 1,5 N. Vertikale Bewegungen sollten Kraftwerte von 0,15 bis 0,3 N nicht überschreiten.

Für alle Fehlstellungskorrekturen ergaben der CopperNiTi und das Lowcost-Produkt maximale Kräfte, vor allem in mesio-distaler Richtung, die den physiologischen Rahmen ausreizen bzw. weit überschreiten und klinisch nicht genutzt werden sollten. Dem EuroArch ist ein deutlicher Vorzug zuzusprechen. Die Untersuchung bestätigt, dass die initiale Kraftgröße maßgeblich von der gewählten Drahtqualität abhängt, was die Ergebnisse von Pandis et al. (2008 b) und Fansa (2008) bestätigt. Dies widerspricht indes den Beobachtungen von Matarese et al. (2008), welche die Kraft in Abhängig-

keit vom Bracketsystem stellten. Hierbei ist jedoch auf die unterschiedliche Versuchsanordnung zu verweisen, die ein Abweichen der Ergebnisse erklären könnte. Die von den Herstellern beworbenen kleineren Kraftergebnisse an (passiven) selbstligierenden Brackets im Vergleich zu konventionellen Brackets konnte diese Studie nicht bestätigen, was sich mit den Ergebnissen von Pandis et al. (2008 b, 2009) deckt, die kein eindeutiges Muster der von selbstligierenden Brackets generierten Kräfte nachwies und den stärkeren Einfluss von Drahtbogentyp, -querschnitt, Zahnbogenform, Zahnposition und Bewegungsrichtung auf die Entstehung von Kraftsystemen feststellten.

Die statistische Auswertung beschreibt auch in dieser Studie signifikante Unterschiede zwischen selbstligierenden und konventionellen Brackets, die Säulendiagramme verdeutlichen jedoch den maßgeblichen Einfluss des Drahtes.

5.1.2 Drehmomentenergebnisse

Die Ergebnisse dieser Untersuchung bestätigen, dass vornehmlich die gewählte Drahtqualität das entstehende Drehmoment beeinflusst. Das Bracketsystem spielt eine untergeordnete Rolle. In der Literatur findet man Angaben zum initialen Mindestwert für Torquedrehmomente (oro-vestibulär) am oberen mittleren Schneidezahn von 10-20 Nmm, die sich im weiteren Verlauf auf durchschnittlich 5 Nmm reduzierten (Bantleon und Droschel, 1988; Burstone, 1966; Harzel et al., 2004; Jarabak und Fizzel, 1972), zur Molarenaufrichtung wurden Werte von 10 Nmm gemessen und 5 Nmm für die rotierende Bewegung (Gabersek, 2007). Die in dieser Studie gemessenen Werte bewegten sich hauptsächlich in diesem Bereich, jedoch erzielten der CopperNiTi und das Lowcost-Produkt an Zahn 32 sehr hohe Werte von 26,0 bis 28,0 Nmm. Die geringsten Drehmomente generierte der EuroArch von ca. 1,0 bis 14,0 Nmm. Da er so unter dem Mindestdrehmoment von 10-20 Nmm liegt, kann dies die unzureichende Korrektur in oro-vestibulärer Richtung erklären.

Pandis et al. (2007 b, 2008 a, 2009) verwiesen in ihren Untersuchungen auf einen möglichen Einfluss des Verschlussmechanismus eines selbstligierenden Brackets und dessen Steifigkeit auf die Größe des Drehmoments. In mesio-distaler Richtung konnten sie an passiven selbstligierenden Brackets im Vergleich zu konventionellen Brackets

höhere Drehmomente beobachten, was sie der Einschränkung der Beweglichkeit durch die starre Verschlussklappe zuschrieben.

5.1.3 Korrekturbewegung

Die Bewegung der Fehlstellungskorrektur ist sowohl eine körperliche, translatorische Bewegung des Zahnes als auch eine rotatorische Bewegung. Den Einfluss des gewählten Drahttyps auf die Kraft- und Drehmomentkomponenten konnten die Versuchsergebnisse eindeutig bestätigen. Betrachtet man nun die Ergebnisse der Korrekturbewegung, so lässt sich dies nicht beobachten. Viel mehr scheinen weitere Faktoren, wie z.B. die initiale Zahnfehlstellung den Bewegungsverlauf zu beeinflussen. An Zahn 32 und 34 zeigt sich, dass das gewählte Bracketssystem die Bewegung mitbestimmt, an Zahn 33 hingegen ist dies nicht eindeutig nachzuweisen. Dies bestätigt die Schlussfolgerung, die Pandis et al. (2008 b, 2009) aus ihren Untersuchungen beschrieben und darin z.B. die Zahngattung als beeinflussenden Faktor der Zahnbewegung zusprachen. Auch Fansa (2008) formulierte den Zusammenhang zwischen initialer Fehlstellung und der erzeugten Torquebewegung.

Auffällig ist hingegen, dass auch in den Bewegungen der CopperNiTi-Drahtbogen und das Lowcost-Produkt, unabhängig vom Brackettyp, ähnliche Verläufe zeigen und in einem geringfügig größeren Ausmaß korrigieren, als dies der EuroArch tut. Es lässt sich vermuten, dass der beobachtete Unterschied im Verhalten der verschiedenen Drähte dadurch zustande kommt, dass der optimale Arbeitsbereich des EuroArch-Bogens etwas über den simulierten 37°C liegt. Die Ergebnisse zwischen Carriere und Freedombracket verlaufen relativ ähnlich, allerdings fällt auf, dass das Carrierebracket mit den unterschiedlichen Drähten konstantere Ergebnisse erbringt, wohingegen das Freedombracket geringere Abweichungen aufzeigt. Dies hat jedoch keine entscheidende Auswirkung auf die Korrekturbewegung.

5.2 Diskussion der Methodik

5.2.1 Simulation mit dem OMSS

Ziel dieser experimentellen Untersuchung war es, an verschiedenen Zahnfehlstellungen den Einfluss unterschiedlicher Drahtqualitäten und Bracketsysteme auf die Kraftsysteme bei der simulierten Zahnbewegung zu untersuchen, da die Materialauswahl entscheidenden Einfluss auf den Verlauf einer kieferorthopädischen Behandlung hat. Die Simulation der bogengeführten Zahnbewegung wurde in dieser Untersuchung mit Hilfe des OMSS durchgeführt. Durch den Sensor können die am Bracket wirkenden Kraftsysteme gemessen werden, die daraus resultierende Zahnbewegung berechnet und im 3D-Raum ausgeführt werden. Bisher ist man mit derartigen experimentellen Versuchsmethoden lediglich in der Lage näherungsweise relevante Ergebnisse zu ermitteln, die Aufschluss über den generellen Verlauf einer klinischen Behandlung geben. Begründet wird dies durch die noch unzureichende Kenntnis über die unter kieferorthopädischer Therapie herrschende intraorale Situation, wie z.B. parodontale Reaktionen und Druckverhältnisse, aber auch der genaue Einfluss der Weich-/Hartgewebe, interdentaler Kontakte, der Okklusion und Kaufunktion können in der Simulation bisher noch nicht berücksichtigt werden. Dies sind grundlegende Komponenten, die bisher nicht aktiv zu beeinflussen sind, um daraus resultierende Messfehler vermeiden zu können.

Trotz dieser Einschränkungen nehmen experimentelle Simulationen eine wichtige Rolle in wissenschaftlichen Arbeiten ein, da man in der Lage ist, nicht nur statische, sondern auch die dynamischen Kraftsysteme mit allen Kraft-, Drehmoment-, Translations- und Rotationskomponenten im 3D-Raum aufzuzeichnen und diese beliebig zu reproduzieren (Drescher et al., 1991).

5.2.2 Verwendeten Materialien

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Einfluss qualitativ verschiedener NiTi-Drähte in Kombination mit einem selbstligierenden und einem konventionellen Bracketsystem auf die initiale Zahnbewegung vergleichend betrachtet. Das Zusammenspiel von Bracket und Drahtbogen ist für die Zahnbewegung bzw. Fehlstellungskorrektur entscheidend. Selbstligierenden Brackets werden durch die Hersteller viele Vorteile in der kieferorthopädischen Therapie im Vergleich zu konventionellen Brackets zugesprochen. Es

existieren bereits Studien, die diesen Vergleich untersuchen, jedoch werden Ergebnisse oftmals zu stark verallgemeinert, ein Unterschied zwischen aktiven und passiven selbstligierenden Brackets oder der verschiedenen Ligierungsmöglichkeiten des konventionellen Brackets wird nicht berücksichtigt. In der vorliegenden Studie wurden das passive selbstligierende Carriere-Bracket (ODS, Deutschland) und das konventionelle Freedom-Bracket (ODS, Deutschland) mit Gummiligaturen untersucht. Die gewonnenen Ergebnisse lassen sich damit nicht auf aktive selbstligierende Brackets oder drahtligierte konventionelle Brackets projizieren. Da die gesamte Zahnbewegung simuliert und deren Komplexität analysiert wurde, wurde sich lediglich auf zwei Bracket-systeme und drei NiTi-Drahttypen beschränkt. Slotbreiten und Drahtdurchmesser wurden identisch gewählt. Trotz der überschaubaren Materialauswahl lassen die zahlreichen Simulationen mit den verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen bzgl. der unterschiedlichen Zahnfehlstellungen an Zahn 32, 33, 34 eine Aussage über einen generellen Trend im Verhalten passiver selbstligierender und konventioneller Brackets und NiTi-Drähte zu. Heutzutage wird der Markt jedoch durch das vielfältige Angebot an selbstligierenden Brackets und verschiedener (NiTi)-Nivellierungsdrähte regelrecht überflutet, so dass man, um eine möglichst allgemeingültige Aussage im Vergleich zu konventionellen Brackets treffen zu können, das Spektrum dieser Untersuchung sicherlich noch breiter hätte wählen können. Kritisch zu betrachten ist, dass mehrere Kunststoffmodelle der UK-Patientensituation gefertigt wurden, die jeweils per Hand, ohne Schablone, mit den Brackets beklebt wurden. Minimale Abweichungen der Bracketpositionierung lassen sich somit nicht vermeiden und können Parameter, wie das Drehmoment, beeinflussen. Des Weiteren sind herstellungsbedingte Fehler, vor allem in der Drahtbogenproduktion, nicht kalkulierbar. Diese können sich entscheidend auf das pseudoelastische Verhalten auswirken, wenn z.B. die Umwandlungstemperatur des Drahtes nicht im Bereich der Körpertemperatur liegt. Auch eine unzureichende Auslenkung des NiTi-Drahtes während der Simulation kann das pseudoelastische Verhalten gänzlich unterbinden. Für weitere Untersuchungen sollten diese Überlegungen Berücksichtigung finden.

5.3 Schlussbetrachtung und klinische Auswirkung

Bei dem in dieser Arbeit untersuchten passiven selbstligierenden und konventionellen Bracketsystem ließ sich kein markanter Unterschied in Bezug auf die während der Nivellierungsphase auftretenden Kraftsysteme und die daraus resultierende Zahnbewegung feststellen. Demnach sind Kraft, Drehmoment, Translation und Rotationsbewegungen nicht von der Einligierungsart abhängig. Die Auswertung der Messergebnisse der drei qualitativ verschiedenen NiTi-Bögen ergab, dass die Wahl des Drahtbogens eine entscheidende Rolle für Kraft- und Drehmomententstehung in der Nivellierungsphase spielt. Auf die resultierende Zahnbewegung, in Form von Translation und Rotation, hat der Drahtbogen jedoch keinen primären Einfluss. Bezogen auf die in dieser Studie vorliegenden Zahnfehlstellungen fallen die Ergebnisse des EuroArch-Drahtbogens auf; er erzielt durchweg die niedrigsten Kraft- und Drehmomentwerte, die im Bereich der empfohlenen physiologischen Werte liegen; die Korrekturbewegung fällt geringfügig kleiner aus, als bei den anderen Drahtbögen.

Die eingangs gestellten Fragen lassen sich somit wie folgt beantworten:

Die unterschiedlichen Drahtqualitäten haben Einfluss auf das entstehende Kraftsystem. Die Zahnbewegung fällt zwar bei geringeren Kräften/Drehmomenten geringfügig kleiner aus, wird jedoch nicht von der Drahtwahl entscheidend beeinflusst.

Das passiv selbstligierende Carrierebracket verhält sich im Vergleich zum konventionellen Bracket nahezu identisch, keinem dieser beiden Systeme ist für den klinischen Einsatz ein Vorteil zuzusprechen. Auffällig ist, dass das Carrierebracket im Bewegungsverlauf mit allen Drahtkombinationen sehr ähnliche Ergebnisse erzielt, wohingegen das Freedombracket variierende Ergebnisse aufweist. Dies wirkt sich jedoch nicht entscheidend auf das Ausmaß der Fehlstellungskorrektur aus. Für den Kliniker bedeutet dies, dass trotz des weiter steigenden Angebotes an Bracketsystemen keine Schwierigkeit bzgl. der korrekten Materialauswahl zu erwarten ist. Es ließe sich stärker auf Patientenwünsche eingehen; die kleinere Bracketgestaltung der selbstligierenden Brackets kann als angenehmer und ästhetisch ansprechender empfunden werden. Da die Compliance des Patienten im Rahmen einer

kieferorthopädischen Behandlung äußerst wichtig ist, stellt dies eine nicht unbedeutende Eigenschaft der selbstligierenden Brackets dar.

Es lässt sich keine Bracket-Bogen-Kombination identifizieren, die signifikant bessere Ergebnisse der gemessenen Parameter erzielt. Die zum Teil voneinander abweichenden Ergebnisse der Fehlstellungskorrektur verdeutlichen, dass die patientenindividuelle, initiale Zahnfehlstellung einen nicht unbedeutenden Einfluss auf die resultierende Zahnbewegung hat.

6 Zusammenfassung

Die vorliegende Studie stellt die Verwendung eines selbstligierenden Bracket- und eines konventionellen Bracketsystems in der Nivellierungsphase in Kombination qualitativ verschiedener NiTi-Drähte einander gegenüber. NiTi-Drähte stellen heute eine der Standardmaterialien in der Therapieeinleitung unter Multibandversorgung dar, so dass diese auch für die vorliegende Studie Verwendung fanden. Der Einsatz selbstligierender Brackets wird noch immer im Vergleich zu den konventionellen Stahlbrackets kontrovers betrachtet. Im Rahmen dieser Untersuchung erfolgte eine Beschränkung auf den Vergleich des passiven selbstligierenden Carrierebrackets zu dem konventionellen Freedombracket mit Gummiligatur.

Die Simulation und Auswertung der Kraftsysteme bzw. Zahnbewegung erfolgte mit Hilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS), so dass Kräfte, Drehmomente, Translations- und Rotationsbewegungen im Detail simuliert und analysiert werden konnten. Aus den Ergebnissen geht hervor, dass Kraft- und Drehmomentkomponenten durch die Drahtqualität maßgeblich beeinflusst werden. Die Korrektur der Fehlstellung (Translation und Rotation) wird jedoch weder von der gewählten Drahtqualität, noch durch das Bracket, eindeutig beeinflusst. Faktoren, wie die Zahngattung und die individuell vorliegende initiale Zahnfehlstellung im Zahnbogen, scheinen hierbei die Ergebnisse entscheidend zu bestimmen. Damit spielt die Wahl des Bracketsystems eine untergeordnete Rolle, ein therapeutischer Vorteil ist selbstligierenden Brackets im Vergleich zu konventionellen Brackets nicht zuzusprechen.

Sehr hohe Kraftwerte von ca. 2,5 bis 3,3 N sind für beide Bracketsysteme an Zahn 32 in Kombination mit dem CopperNiTi aufgezeichnet worden, dies übersteigt den physiologischen Wert für einen Frontzahn. Am Eckzahn und Prämolaren sind durchschnittliche Werte von bis zu 2 N gemessen worden. Die geringsten Kraftwerte sind für beide Bracketsysteme mit 0,01 bis 0,1 N in Kombination mit dem EuroArch ermittelt worden; diese Kraftwerte sind vernachlässigbar klein und zu gering, um die auftretende Haftreibung zu überwinden und zu einer Zahnbewegung zu führen. Durchschnittlich bewegen sich die Kraftgrößen an allen Zahnfehlstellungen zwischen ca. 0,2 bis 2 N.

Das größte Drehmoment wurde an beiden Brackettypen mit 27 bis 34,5 Nmm an Zahn 32 in Kombination mit dem CopperNiTi aufgezeichnet. Durchschnittliche Werte liegen bei 15 bis 20 Nmm. Die größte translatorische Bewegung wurde in Kombination mit dem Lowcost-Produkt erzielt und betrug 2 bis 3 mm an Frontzahn und Prämolare. Durchschnittlich wurde eine Korrekturbewegung von ca. 0,25 bis 2 mm erzielt. Die geringste Bewegung wurde mit dem EuroArch gemessen. Die größte Zahnrotation von 12 bis 16 ° wurde an Zahn 32 in Kombination mit dem CopperNiTi und Lowcost-Produkt erzielt. Durchschnittlich betrug die Rotation 3 bis 10 °. Die geringste Korrektur wurde in Kombination mit dem EuroArch ermittelt und ist mit 0,05 bis 0,1 ° als unbedeutend zu betrachten.

Insgesamt sind die größten Werte für alle Messkomponenten an Zahn 32 gemessen worden, die geringsten an Zahn 34. Daraus wird ersichtlich, dass die Größe der Kraft und des Drehmoments das Ausmaß der Korrekturbewegung beeinflusst und diese Komponenten wiederum von der initialen Fehlstellung maßgeblich bestimmt werden.

7 Literaturverzeichnis

Andreasen GF. A clinical trial of alignment of teeth using 0.019 thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31°C and 45°C. Am J Orthod Dentofac Orthop 1980; 78: 528-537

Bantleon HP, Droschel H. Fronttorque mit Hilfe der Teilbogentechnik. Fortschri Kieferorthop 1988; 49: 203-212

Bednar JR, Gruendemann GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 1991; 100: 513-522

Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. J Biomed Eng 1992; 14: 371-378

Bourauel C, Drescher D, Nolte LP. Computergestützte Entwicklung kieferorthopädischer Behandlungselemente aus NiTi-Memory-Legierungen am Beispiel einer pseudoelastischen Retraktionsfeder. Fortschr Kieferorthop 1993; 54: 45-56

Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature changes on the mechanical properties of alloys near composition of NiTi. J Appl Physics 1963; 34: 1475-1484

Burtsone CJ. The mechanism of the segmented arch techniques. Angle Orthod 1966; 36: 99-120

Burstone, CJ; Koenig HA: Force systems from an ideal arch. Am J Orthod Dentofac Orthop 1974; 65: 270-289

Burstone, CJ; Qin, B; Morton, J: Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy. Am J Orthod Dentofac Orthop 1985; 87: 445-452

Diedrich P. Praxis der Zahnheilkunde – Kieferorthopädie (Band I-III). München-Jena: Urban und Fischer Verlag, 2000

Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989; 96: 397-404

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Materialtechnische Besonderheiten orthodontischer Nickel-Titan-Drähte. Fortschr Kieferorthop 1990; 51: 320-326

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Orthodontisches Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung. Fortschr Kieferorthop 1991; 52: 133-140

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Eine Pseudoelastische NiTi-Aufrichtefeder für Molaren- Entwurf, biomechanische Prüfung und klinische Anwendung. Fortschr Kieferorthop 1992; 53: 286-296

Fansa M. Nivellierungseffektivität von selbstligierenden und konventionellen Brackets bei kombinierter Zahnfehlstellung. Med Diss, Universität, Bonn 2009

Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Barbato E. Forces released during sliding mechanics with passiv self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofac Orthop 2008; 133: 87-90

Fuck LM, Wiechmann D, Drescher D. Initiale Kraftsysteme in der Anfangsphase der orthodontischen Therapie- ein Vergleich unterschiedlicher Nivellierungsbögen Fortschr Kieferorthop 2006; 67: 6-18

Gabersek G. Kraftsysteme in Abhängigkeit von der Zahnfehlstellung- Nivellierungsbögen im Vergleich. Med Diss, Universität Düsseldorf, 2007

Harradine NWT. Self-ligating brackets: where are we now? J Orthod 2003; 30: 262-273

Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod* 2004; 26: 435-441

Helm D, 2001: Formgedächtnislegierungen. <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:hebis:34-2007062718775> (Zugriffsdatum: 05.01.2012)

Hemingway R, Willimas RL, Hunt JA, Rudge SJ. The influence of bracket type on the force delivery of NiTi-archwires. *Eur J Orthod* 2001; 23: 233-241

Höse N. Reibungsverhalten und Nivellierungseffektivität selbstligierender Brackets im Vergleich zu Standard-Edgewise-Brackets. Med Diss, Universität Bonn, 2007

Jarabak JR, Fizzel JA. Technique and treatment with light-wire edgewise appliances. Vol. I and II. 2nd edition. St Louis: Mosby 1972

Jones ML, Staniford H, Chan C. Comparison of superelastic NiTi and multistranded stainless steel wires in initial alignment. *J Clin Orthod* 1990; 24: 611-613

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie: Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie. Deutscher Ärzte Verlag, 2009

Kurol J, Owmann-Moll P. Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents. *Angle Orthop* 1998; 68: 161-166

Kusy RP, Stevens LE. Triple-stranded stainless steel wires – evaluation of mechanical properties and comparison with titanium alloy alternatives. *Angle Orthod* 1987; 57: 18-32

Linge L, Dahm S. Praktische Aspekte von superelastischen Drahtbögen in der Edgewise-technik. *Fortschr Kieferorthop* 1994; 55: 324-329

Loftus BP, Artun J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999; 133: 708-715

Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, Cordasco G. Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008; 133: 708-715

Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986; 90: 1-10

Mohlin B, Müller H, Ödman J, Thilander B. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod* 1991; 13: 386-391

Morina, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Analyse des biomechanischen Verhaltens von kieferorthopädischen Brackets mit unterschiedlichen Verschlussmechanismen. *Biomed Tech* 2009 ; 54: 89-97

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Self-ligating brackets vs. conventional brackets in the treatment of mandibular crowding. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007; 132: 208-215 (Textvermerk: 2007 a)

Pandis N, Bourauel C, Eliades T. Changes in the stiffness of the ligating mechanism in retrieved active self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007; 132: 834-837 (Textvermerk: 2007 b)

Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bourauel C. Moments generated during simulated rotational correction with self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod* 2008; 78: 1030-1034 (Textvermerk: 2008 a)

Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bourauel C. Forces exerted by conventional and self-ligating brackets during simulated first- and second-order corrections. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008; 133: 738-742 (Textvermerk: 2008 b)

Pandis N, Eliades T, Bourauel C. Comparative assessment of forces generated during simulated alignment with self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod* 2009; 31: 590-595

Petzold V. Formgedächtnistechnik- Tiefbohren und Mikrofräsen von NiTi. Vulkan Verlag Essen, Diss Uni Dortmund 2006

Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br J Orthodont* 1997; 24: 309-317

Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1957; 43: 32-46

Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: Present and future. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007; 132: 216-222

Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Der Einfluss der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1990; 51: 106-116

Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Bogengeführte Zahnbewegung- Dynamik, Effektivität und Nebenwirkung. *Fortschr Kieferorthopädie* 1991; 52: 141-152

Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Deaktivierungsverhalten und Effektivität verschiedener orthodontischer Nivellierungsbögen- eine dynamische Analyse der Kraftsysteme. *Fortschr Kieferorthop* 1992; 53: 273-285

Scott P, DiBiase AT, Sherriff M, Cobourne MT. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: A randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008; 134: 470.e1-8.2008

Shih-Hsuan-Chen S, Greenlee GM, Kim JK, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010; 137: 726.e1-726.e18

Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 106: 472-480

Sims APT, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridget RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthodont* 1993; 15: 377-385

Stöckel D. Formgedächtnis und Pseudoelastizität von Nickel-Titan-Legierungen. *Metallwissenschaft und Technik*, 41. Jahrgang, Heft 5, 1987: 494-500

Stöckel D, Hornbogen E, Ritter F, Tautzenberger P. Formgedächtnislegierungen. In: Stöckel D. (Hrsg.): *Legierungen mit Formgedächtnis*. Böblingen: Expert-Verlag, 1988

Stolzenberg J. The Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod* 1935; 19: 837-840

Stolzenberg J. The efficiency of the Russell attachment. *Am J Orthod Oral Surg* 1946; 32: 572-582

Turnbull NR, Birnie DJ. Treatment efficiency of conventional vs self-ligating brackets: Effects of archwire size and material. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007; 131: 395-399

Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: Form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 111: 119-140

West AE, Jones ML, Newcombe RG. Multiflex versus superelastic: A randomized clinical trial of the tooth alignment ability of initial arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 108: 464-471

Yee JA, Türk T, Elekdag-Türk S, Cheng LL, Darendeliler MA: Rate of tooth movement under heavy and light continuous orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009; 136: 150.e1-150.e9

Winkler T. Vergleich superelastischer kieferorthopädischer Nivellierungsbögen in Relation zur Bracketbreite. *Med Diss, Universität Hamburg, 2000*

8 Danksagung

An dieser Stelle richte ich meinen Dank an die Menschen, die mich bei meiner Promotion in jeglicher Art und Weise unterstützt, gefördert und bestärkt haben.

Der größte Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. rer. nat. Christoph Bourauel, mir diese Arbeit ermöglicht zu haben. Unter seiner wissenschaftlichen Betreuung, der stetig freundlichen Unterstützung und Geduld bei der Erörterung mancher auftretender Problematiken habe ich mich stets gut aufgehoben gefühlt.

Dank an alle Mitarbeiter und Mitdoktoranden am Institut für die Unterstützung und Hilfestellung bei Fragen zur Promotion, vor allem computertechnischer Art und für nette Gespräche.

Bedanken möchte ich mich für die finanzielle Unterstützung der Heinrich-Menzel-Stiftung e.V., ohne die es nicht möglich gewesen wäre eine Auszeit nach dem Studium zu nehmen, die die intensive wissenschaftliche Bearbeitung und zügige Fertigstellung dieser Arbeit ermöglicht hat.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner lieben Mutter, die mir mit so viel Kraft eine enorme Stütze ist, wo doch der liebe Vater uns viel zu früh verlassen hat. Und ich danke meinem Bruder, der mir ebenso viel Gutes getan und ermöglicht hat und mit seiner (ärztlichen) Erfahrung in Form von Lob, Kritik, Idee und Herzenswärme der kleinen Schwester immer zur Seite steht.