

**Nivellierungseffektivität und initiale Kraftsysteme  
verschiedener Bracket/Drahtbogen-Kombinationen  
bei kombinierter Zahnfehlstellung**

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

Sue Holtmann  
aus Hattingen

2012

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. Henrik Dommisch

Tag der Mündlichen Prüfung: 16.05.2012

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



## Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Literaturübersicht .....	7
1.1 Einleitung.....	7
1.2 Literaturübersicht.....	9
1.2.1 Nivellierung und deren Einflussfaktoren .....	9
1.2.1.1 Reibung .....	9
1.2.1.2 Kräfte .....	10
1.2.1.3 Bracketdesign und Ligatursysteme.....	11
1.2.1.4 Drahtlegierung und Drahtdimension .....	13
1.2.2 Materialtechnische Grundlagen verschiedener Drahtbogensysteme ..	15
1.2.2.1 Nickel-Titan-Draht.....	16
1.2.2.2 Edelstahl Draht.....	19
1.2.3 Konventionelle und selbstligierende Bracketsysteme im Vergleich.....	20
1.2.3.1 Materialeigenschaften .....	20
1.2.3.2 Klinische Erfahrungen und Vorteile bei der Behandlung mit den verschiedenen Bracketsystemen .....	22
2. Fragestellung und Ziel der vorliegenden Untersuchung .....	24
3. Material und Methode .....	26
3.1 Auswahl der Brackets.....	26
3.2 Auswahl der Drahtbögen.....	27
3.3 Messung der Nivellierungseffektivität mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS).....	28
3.3.1 Versuchsaufbau.....	28
3.3.2 Versuchsdurchführung .....	32
3.3.3 Datenauswertung .....	35
3.3.4 Statistik .....	35

4. Ergebnisse .....	37
4.1 Untersuchte Parameter vorgestellt am Beispiel des Orthonol-12- Drahtbogens in Kombination mit dem Time3-Bracket.....	37
4.2 Untersuchte Parameter im Vergleich mit den verschiedenen Bracket- systemen vorgestellt am Beispiel des Orthonol-12-Drahtbogens .....	39
4.3 Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung im Vergleich mit den verschiedenen Drahtbögen .....	42
4.3.1 Gummiligatur .....	42
4.3.2 Stahlligatur.....	46
4.4 Maximalkräfte bei der Korrektur der kombinierten Fehlstellung bei den verschiedenen Drahtbögen .....	49
4.4.1 Gummiligatur .....	50
4.4.2 Stahlligatur.....	53
4.5 Ergebnisse der statistischen Auswertung .....	57
5. Diskussion.....	59
5.1 Diskussion der Methodik .....	59
5.1.1 Simulationsmessung mit dem OMSS .....	59
5.1.2 Verwendete Materialien.....	60
5.2 Diskussion der Ergebnisse im Vergleich zur Literatur.....	61
5.2.1 Diskussion der Nivellierungsergebnisse.....	61
5.2.2 Diskussion der Kraftergebnisse.....	65
6. Zusammenfassung .....	68
7. Anhang .....	70
8. Literaturverzeichnis.....	78
9. Danksagung.....	88

## 1. Einleitung und Literaturübersicht

### 1.1 Einleitung

Die Kieferorthopädie, ein Teilgebiet der Zahnheilkunde, ist die Lehre von der Erkennung, Verhütung und Behandlung von Dysgnathien [Kahl-Nieke, 2001]. Ziel der Kieferorthopädie ist es, durch interdisziplinäres Arbeiten sowie durch den individuellen Einsatz kieferorthopädischer Apparaturen alle Abweichungen, die sich im Verlauf einer unregelmäßigen Entwicklung des Kauorgans ergeben können, zu beheben. Dabei stellen dentoalveoläre-, skelettale- und funktionskieferorthopädische Korrekturen wesentliche Behandlungsmaßnahmen dar [Kahl-Nieke, 2001].



**Abb. 1:** Beispiel einer klinischen Multibandbehandlung. Die Apparatur besteht aus Brackets, die direkt auf den Zahnschmelz geklebt werden und aus Drahtbögen, die zur Führung der Zähne in die Brackets eingegliedert werden. Im Beispiel werden selbstligierende Brackets verwendet, die den Draht mit einem speziellen Verschlussmechanismus im Bracketslot verankern.

Bei den kieferorthopädischen Behandlungsmethoden wird allgemein zwischen herausnehmbaren und festsitzenden Apparaturen unterschieden. Nicht jede Zahnfehlstellung lässt sich mit herausnehmbaren Apparaturen korrigieren, da bei dieser Behandlungsmethode nur kippende und keine körperlichen Zahnbewegungen möglich sind. Festsitzende Multiband-Apparaturen (Abb. 1) finden ihren Einsatz bei ausgeprägten Zahn- und Kieferfehlstellungen und erzielen erhebliche Verbesserungen. Die „Straight-Wire-

Technik“, welche 1970 von *Andrews* entwickelt wurde, stellt eine der heute angewandten Techniken dar [Andrews, 1976]. Hierbei wird im Gegensatz zur „Edgewise-Technik“ mit geraden Bögen gearbeitet, da die Informationen für die Idealposition der Zähne im Bracket statt im Bogen enthalten sind. Nach einer weiteren Studie von *Andrews* [1972] wurde die Behandlung mit einer Multiband-Apparatur in verschiedene Phasen eingeteilt. Es wird zwischen der ersten, der Nivellierungsphase der Behandlung, der Führungs-, Kontraktions-, Justierungs- sowie der Retentionsphase unterschieden, wobei in der letzten Phase das Behandlungsziel bereits erreicht ist und Art sowie Umfang dieser Abschlussbehandlung abhängig von der Ausgangssituation und vom individuellen Entwicklungsstand des Patienten variieren können.

Im Rahmen einer experimentellen *in-vitro*-Untersuchung mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS) wird in der vorliegenden Arbeit näher auf die Nivellierungsphase eingegangen, deren Ziel es ist, in der Anfangsphase einer kieferorthopädischen Behandlung horizontale und vertikale Niveauunterschiede innerhalb eines Zahnbogens auszugleichen sowie einzelne Zahnrotationen zu kontrollieren [Diedrich, 2000]. Es wurden sechs verschiedene Bracketssysteme in Kombination mit vier verschiedenen Drahtbögen auf ihre Nivellierungseffektivität untersucht. Dabei standen drei selbstligierende sowie drei konventionelle Bracketssysteme, die alle, mit einziger Ausnahme der selbstligierenden Brackets, sowohl mit einer elastischen Ligatur, als auch mit einer Stahlligatur ligiert wurden, im direkten Vergleich.

Ein weiterer wichtiger Parameter bei der Therapie mit der Multibandtechnik ist eine möglichst kleine, auf einem Niveau bleibende, Kraftabgabe während der Korrektur der Zahnfehlstellung, um so mögliche Schädigungen im parodontalen Halteapparat vermeiden zu können. Aus diesem Aspekt ist die Untersuchung und der Vergleich der während der Nivellierungsphase auftretenden initialen Kraftmaxima bei den verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen, ebenfalls Gegenstand dieser Arbeit.

## **1.2 Literaturübersicht**

Die im Vorangegangenen angesprochene kieferorthopädische Behandlung mithilfe der Multibandtechnik birgt potenzielle Vor- und Nachteile, deren Ausprägung in Abhängigkeit der unterschiedlich verwendeten Materialkombinationen Gegenstand dieser Arbeit sind. Zur Grundlegung der unten ausgeführten Fragestellungen wird im Folgenden zunächst eine literaturbasierte Übersicht relevanter Materialien und physikalischer Phänomene geboten.

Im Anschluss daran werden Material und Methode der erfolgten Untersuchungen dargelegt.

### **1.2.1 Nivellierung und deren Einflussfaktoren**

Während der Nivellierungsphase überträgt der einligierte Drahtbogen seine Kraft über das Bracket auf den zu bewegenden Zahn und erreicht über einen Zeitraum von zwei bis vier Monaten einen dreidimensionalen Ausgleich der unterschiedlichen Slotdifferenzen. Nach einer Studie von *Schumacher et al.* [1992] ist die Nivellierung somit eine Voraussetzung für eine bogengeführte Zahnbewegung. Viele Faktoren, wie Bracketdesign, Ligatur, Drahtmaterial oder Drahtdimension können die auftretenden Kraftsysteme während der Nivellierungskorrektur beeinflussen und sich infolgedessen positiv oder negativ auf die Nivellierungseffektivität auswirken. Auf diese Faktoren soll im Anschluss näher eingegangen werden.

#### **1.2.1.1 Reibung**

Reibung (Friktion) entsteht, wenn sich ein Gegenstand tangential unter Berührung eines anderen Gegenstandes bewegt. Sie ist direkt abhängig von der Kraft, mit der die beiden Flächen aneinandergedrückt werden [Cacciafesta et al., 2003; Kajdas et al., 1990; Read-Ward et al., 1997]. Man unterscheidet hierbei zwischen der Haftreibung und der

Gleitreibung. Die Haftreibung entspricht der statischen Reibung und ist diejenige Kraft, die benötigt wird, um einen Körper in Bewegung zu setzen. Die Gleitreibung wird dagegen als dynamische Reibung bezeichnet und entspricht der Kraft, die aufgebracht werden muss, um die Bewegung aufrecht zu erhalten.

Während der Nivellierungsphase bewegt sich das Bracket entlang des Führungsbogens. Dies verursacht stets eine Reibungskraft zwischen Bogen und Bracket sowie zwischen Bogen und Ligatur. Folglich ist nach einer Untersuchung von *Schumacher et al.* [1992] die während der bogengeführten Zahnbewegung auftretende Reibung ein wesentlicher Faktor, der das Kraftsystem, die Form und auch die Effektivität der Bewegung beeinflussen kann. Jedoch ist die Größe und klinische Auswirkung dieser Reibungskraft weitgehend unbekannt [Andreasen und Quevedo, 1970; Frank et al., 1980; Stoner, 1960; Tidy, 1989]. Grund dafür ist der schwer zu ermittelnde Reibungsverlust und die zum Teil mangelnde Leistungsfähigkeit von Messapparaturen, um die für jeden Zahn individuelle Kraftgröße realistisch kontrollieren zu können [Proffit, 1993; Stoner, 1960]. Der Kraftverlust durch Friktion kann während der Nivellierungskorrektur 50% und mehr erreichen [Bourauel et al., 2007; Drescher et al., 1989] und reduziert somit die für die Zahnbewegung verfügbare Kraft. Um diese Reibungskraft überwinden zu können, muss demzufolge mit steigender Friktion eine proportional höhere Nivellierungskraft aufgebracht werden [Andreasen und Quevedo, 1970].

### 1.2.1.2 Kräfte

Um bei der Korrektur einer Zahnfehlstellung eine effektive Nivellierung zu erzielen, ist es notwendig, eine entsprechende Kraft auf den Zahn und das umliegende Gewebe auszuüben. Da bei der bogengeführten Zahnbewegung die entstehende Reibung diese Kraft reduziert und dadurch der gewünschten Zahnbewegung entgegenwirkt, muss genügend Kraft appliziert werden, um diese Reibungskraft überwinden zu können und ein möglichst klinisch effizientes Ergebnis zu erhalten [Schumacher et al., 1992]. Jedoch ist zu beachten, dass die zur Wirkung kommenden Kraftsysteme den physiologischen Bereich nicht überschreiten sollten. Ein zu hoher parodontaler Druck kann Belastungs-

schäden am Zahn und am Halteapparat verursachen, die sich langfristig als Wurzelresorptionen und Gingivarezessionen diagnostizieren lassen.

Nach einer Untersuchung von *Reitan* [1957] sind individuelle Kraftgrößen für verschiedene Zähne und Bewegungen zu unterscheiden. Dabei sollten die verwendeten Kräfte nicht zu Spannungen auf der Wurzeloberfläche führen, die größer als  $1 \text{ N/cm}^2$  sind. Für die körperliche Bewegung empfiehlt *Reitan* [1957] bei kleinen Zähnen Kräfte zwischen  $0,4 \text{ N}$  und  $0,5 \text{ N}$  sowie  $1,5 \text{ N}$  bei großen Zähnen. Weiterhin gibt *Reitan* [1957] für Wurzelbewegungen kleiner Zähne  $0,5 \text{ N}$  sowie  $1,2\text{-}1,5 \text{ N}$  bei großen Zähnen und für die Extrusion Kraftwerte von  $0,3\text{-}0,5 \text{ N}$  an. Es ist daher wünschenswert, dass geringe kontinuierliche Kräfte sowie eine gewebeschonende Kraftentfaltung während einer kieferorthopädischen Multibandbehandlung zum Einsatz kommen. Grundsätzlich ist für die optimale klinische Anwendung festsitzender Apparaturen die Kenntnis über verschiedene Faktoren, die während der Korrektur einer Zahnfehlstellung diese Kraftsysteme beeinflussen können, ein wichtiger Aspekt. Hierzu zählen Drahtbogentyp, Bracketbreite, Zahnbogenform, Zahnposition, Kippungsgrad sowie Ligierungsart [Pandis et al., 2008]. Aus diesem Spektrum sind für die hier unternommenen Untersuchungen insbesondere die Aspekte des Drahtbogentyps, der Bracketbreite sowie der Ligierungsart relevant und werden aus diesem Grund im Folgenden näher betrachtet.

### **1.2.1.3 Bracketdesign und Ligatursysteme**

Während der Korrektur einer Zahnfehlstellung mit einer Multiband-Apparatur können Angulation und Bracketbreite den Erfolg der Nivellierung wesentlich beeinflussen. Vor allem in der Nivellierungsphase, in der ein dreidimensionaler Ausgleich der Slotdifferenzen stattfindet, ist die Winkelproblematik zwischen Bracketslot und Drahtbogen ein häufig diskutiertes Thema. *Andreasen* und *Quevedo* [1970] befassten sich in ihrer *in-vitro*-Studie mit der Bracketbreite, Drahtstärke sowie Angulation des Bracketslots zum Drahtverlauf und kamen dabei zu dem Ergebnis, dass bei einer bogengeführten Zahnbewegung die Friktion mit zunehmender Angulation steigt. Zu dem gleichen Ergebnis gelangten auch *Frank* [1979] sowie *Frank* und *Nikolai* [1980] bei ihren Untersuchungen.

Unter vergleichbaren Versuchsbedingungen ergaben sich ebenfalls hohe Reibungswerte mit steigender Angulation im Bracketslot.

Auch die Wahl der Bracketbreite kann Einfluss auf den Winkelkonflikt nehmen und diesen sogar verstärken. Eine Reihe von Wissenschaftlern kamen nach Auswertung ihrer Messreihen zu dem Schluss, dass die Verwendung schmaler Brackets schneller zu einer Angulation zwischen Bracket und Draht führt als die Verwendung von breiten Brackets, wodurch es wiederum zu einem Anstieg der Friktionswerte mit resultierenden Kraftverlusten kommt [Bednar et al., 1991; Drescher et al., 1989, 1990; Schumacher et al., 1999; Segner und Odegaard, 1992; Tidy und Orth, 1989]. Eine ältere Untersuchung von *Frank* und *Nikolai* [1980] konnte diese These jedoch nicht bestätigen und sie gelangten zum gegenteiligen Ergebnis.

Das große Angebot der unzähligen Bracketsysteme mit den verschiedenen Ligierungsvorgängen macht dem Kieferorthopäden die Entscheidung, welches der Systeme die Zahnfehlstellung während der Nivellierungsphase am erfolgreichsten korrigiert, nicht gerade einfacher. *Schumacher et al.* [1992] und *Schwartz* [2002] kamen in ihren Studien zu der Erkenntnis, dass die Ligatur große Auswirkung auf die Friktion und somit auch auf die Effektivität der Zahnstellungskorrektur hat.



**Abb. 2:** Selbstligierendes Time3-Bracket mit einer in das Bracket integrierten Verschlussklappe, welche die Draht- oder elastische Ligatur ersetzt.



**Abb. 3:** Konventionelles Victory Series-Bracket mit vier Flügeln zur Befestigung von Draht- und elastischer Ligatur.

In der Literatur konnten bei einem Vergleich der Messwerte zwischen Stahl- und elastischen Ligaturen deutlich höhere Friktionswerte und eine schlechtere Nivellierungskorrektur mit den gummiligierten konventionellen Bracketsystemen nachgewiesen werden [Berger, 1990; Shivapuja et al., 1994]. Jedoch ist zu beachten, dass bei diesen Messreihen die Stahlligaturen durch eine Rückrotation um ca. 90-180 Grad gelockert wurden und somit nach Untersuchungen von *Schumacher et al.* [1990] dadurch weniger friktionsauslösend sind. Andere Untersuchungen, bei denen die Stahlligaturen nicht ‚entschärft‘ wurden, ließen im Vergleich zu den gummiligierten konventionellen Bracketsystemen höhere Friktionswerte beim Einsatz von Stahlligaturen erkennen [Schumacher et al., 1990; Riley et al., 1979].

Um den Problemen mit den verschiedenen Ligaturmaterialien entgegenzuwirken, wurden die selbstligierenden Bracketsysteme entwickelt. In der Literatur werden diese Brackets gegenüber den konventionellen Systemen oft kontrovers diskutiert. *Harradine* [2003] sah bei den selbstligierenden Bracketsystemen zahlreiche Vorteile gegenüber den konventionellen Brackets. Vor allem der positive Aspekt geringerer Reibungswerte zwischen Bracket und Drahtbogen von Beginn der Nivellierungsphase an wurde in zahlreichen Studien hervorgehoben [Cacciafesta et al., 2003; Kapur et al., 1998; Pizzoni et al., 1998; Read-Ward et al., 1997; Shivapuja et al., 1994; Sims et al., 1993; Thomas et al., 1998; Thorstenson et al., 2001]. Dagegen gab es auch eine Reihe von Untersuchungen, die anderer Auffassung waren [Bednar et al., 1991; Berger, 2000; Redlich et al., 2003; Tidy, 1989]. Die Bezeichnung ‚Zero-Friction-Brackets‘ im Zusammenhang mit den selbstligierenden Brackets konnte noch nicht ausreichend nachgewiesen werden [Bourauel et al., 2007]. Dies wurde durch eine Untersuchung von *Drescher et al.* [1989] bestätigt, die besagt, dass unabhängig vom Bracket- und Ligatursystem bei der bogengeführten Zahnbewegung stets mit einem Reibungsverlust von 50% zu rechnen ist.

#### **1.2.1.4 Drahtlegierung und Drahtdimension**

Die Nivellierungsphase, als erste Phase einer kieferorthopädischen Multibandbehandlung, erfordert den Einsatz eines leichten Bogens, der durch seine Kraftabgabe auf

die Zähne einen horizontalen sowie vertikalen Niveaueausgleich schaffen soll. Die Anforderungen an dieses Bogenmaterial sind sehr hoch, da die Kraftabgabe möglichst kontinuierlich auf einem niedrigen Niveau erfolgen soll, um so Schädigungen im parodontalen Halteapparat zu verhindern [Oltjen et al., 1997; Walters et al., 1981]. Dazu sollte der Nivellierungsbogen eine möglichst hohe Elastizität aufweisen. Damit die auf den Draht wirkende normale Kaukraft den Drahtbogen nicht plastisch deformiert oder durchbricht, ist zusätzlich eine gewisse Härte des Führungsbogens notwendig [Kusy und Stevens, 1987]. Sowohl der geflochtene Stahldraht, als auch der superelastische Nickel-Titan-Draht können diesen Anforderungen gerecht werden und sind in der Nivellierungsphase eine gute Wahl. Verseilte Drahtbögen bauen durch die Reduktion des Drahtdurchmessers weniger Kraft auf als monofile Drahtbögen. Die Nickel-Titan-Drähte sind aufgrund ihrer pseudoelastischen Eigenschaften besonders für die Nivellierung des Zahnbogens geeignet.

Die beim Einsatz eines Führungsbogens auftretenden Kraftsysteme werden durch zahlreiche Parameter wie Drahtdimension, -querschnitt sowie Legierungseigenschaften beeinflusst. In den vorliegenden Studien von *Andreasen* [1980], *Andreasen et al.* [1984], *Kusy* und *Stevens* [1987] sowie *West et al.* [1995] konnten markante Unterschiede zwischen den Drahtbögen bezüglich der Nivellierungseffektivität festgestellt werden. *Schumacher et al.* [1992] konnten in ihren Untersuchungen jedoch keine Präferenz für einen speziellen Bogentyp aussprechen.

Eine Vielzahl von Autoren wiesen nach, dass mit zunehmenden Drahtbogen-dimensionen auch die Friktion ansteigt [Andreasen und Quevedo, 1970; Bednar et al., 1991; Cacciafesta et al., 2003; Drescher et al., 1989; Dowing et al., 1994; Frank und Nicolai, 1980; Jost-Brinkmann und Miethke, 1991; Read-Ward et al., 1997; Riley et al., 1979; Tecco et al., 2004]. *Segner* und *Odegaard* [1992] hingegen gelangten zum gegenteiligen Ergebnis und stellten keinen relevanten Einfluss der Bogendimension auf den Erfolg der Zahnbewegung fest.

Ein weiterer wichtiger Parameter, der sich stark auf die Friktion auswirkt, lässt sich bei der Wahl der Drahtbogenform erkennen [Ogata et al., 1996; Vaughan et al., 1995].

Rechteckige Führungsbögen haben den Vorteil, dass sie in der Nivellierungsphase die eingestellte Zahnposition besser halten, als runde Drahtbögen [Schumacher et al., 1991] und eine gute dreidimensionale Kontrolle ausüben [Garner et al., 1986]. Jedoch weisen die rechteckigen Drähte vergleichsweise höhere Friktionswerte auf [Ogata et al., 1996; Pizzoni et al., 1998; Vaughan et al., 1995].

Die Nivellierungseffektivität hängt ebenfalls von der verwendeten Drahtlegierung ab. Je nach Drahtbogentyp können Reibungsverluste den Erfolg der Stellungskorrektur beeinflussen. Die am häufigsten verwendeten Drahtbögen in der Kieferorthopädie beinhalten Legierungen aus Stahl, Kobalt-Chrom,  $\beta$ -Titan sowie Nickel-Titan. *Drescher et al.* [1989, 1990] stellten einen Zusammenhang zwischen der Oberflächengüte der Drahtbögen und deren Reibungsverhalten fest. Je rauer die Oberfläche eines Drahtbogens ist, desto höher sind die entstehenden Friktionswerte [Drescher et al., 1989, 1990; Schumacher et al., 1990]. Nach einer Studie von *Hartel et al.* [1992] wiesen Drähte aus einer Stahllegierung die glatteste Oberfläche auf. Eine Reihe von Messergebnissen bestätigten diese These bezüglich der vergleichsweise besseren Reibungseigenschaften und entsprechend kleineren Friktionswerte [Drescher et al., 1989, 1990; Garner, 1986; Frank und Nikolai, 1980; Kusy und Whitley, 1990; Schumacher et al., 1991]. *Kusy und Stevens* [1987] ordneten die verschiedenen Drahtbögen nach ansteigender Rauigkeit: Stahldraht mit der glattesten Oberfläche, gefolgt von  $\beta$ -Titan-Draht. Dem Nickel-Titan-Draht konnte bei diesem Vergleich die raueste Oberfläche zugesprochen werden.

### 1.2.2 Materialtechnische Grundlagen verschiedener Drahtbogensysteme

Ein idealer orthodontischer Drahtbogen sollte über folgende Eigenschaften verfügen:

- Für eine gute Kontrolle über die Zahnbewegung ist eine **hohe Dehngrenze** erstrebenswert. Sie erlaubt eine große Aktivierung, ohne den Drahtbogen dabei plastisch zu verformen.

- Ein **kleiner Elastizitätsmodul** (E-Modul) erlaubt für eine kontrollierte Zahn-  
bewegung unter reduzierter Kraftabgabe den Einsatz von Drähten mit großem  
Querschnitt. Je kleiner ein E-Modul, desto leichter lässt sich ein Draht elastisch  
verformen.
- Eine **hohe Duktilität** eignet sich für die Herstellung von Federelementen und  
das Einbringen von Aktivierungsbiegungen.

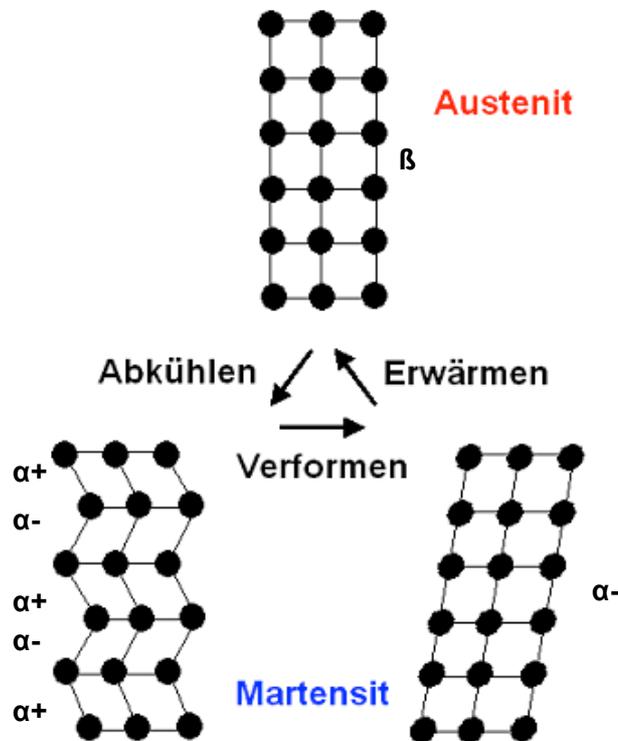
In der Kieferorthopädie können Drahtbögen aus verschiedenen Legierungen zum Einsatz kommen. Dabei wird je nach Anwendungsgebiet zwischen Edelstahl-, Kobalt-Chrom-, Nickel-Titan- und Titan-Molybdän-Legierungen unterschieden [Kahl-Nieke, 2001]. Das folgende Kapitel gewährt einen kurzen Einblick in die Materialeigenschaften der Nickel-Titan- und Edelstahldrähte.

### 1.2.2.1 Nickel-Titan-Drähte

Im Jahre 1971 wurde die Nickel-Titan-Legierung erstmals durch *Andreasen* und *Hillemann* in die kieferorthopädische Behandlung eingeführt und fand zunächst nur durch ihr hohes Rückstellvermögen und ihre geringe Steifigkeit Bedeutung bei der klinischen Anwendung [Andreasen und Morrow, 1978; Kusy, 1997; Lopez et al., 1979]. Die Nickel-Titan-Legierung wurde in den 70er Jahren durch eine Vielzahl von wissenschaftlichen Untersuchungen weiterentwickelt und erst im Jahre 1978 gelang es den Japanern, eine neue Nickel-Titan-Legierung zu erstellen, welche alle charakteristischen Eigenschaften einer Formgedächtnislegierung vereint. Der „Japanese-NiTi“ zeichnete sich durch ein hohes Rückstellvermögen, Shape-Memory-Effekt sowie Superelastizität aus [Bantleon et al., 1989; Miura et al., 1986]. In der heutigen Zeit gibt es eine große Auswahl an Nickel-Titan-Bögen, diese unterscheiden sich meist durch unterschiedliche Herstellungsprozesse bezüglich der Umwandlungstemperatur sowie Beimengung verschiedener Metalle [Drescher et al., 1990]. Diese Drahtbögen haben den Vorteil, dass sie während einer orthodontischen Zahnbewegung relativ geringe und kontinu-

ierliche Kräfte ausüben können und so die Behandlung wesentlich schonender und effektiver gestalten.

Die Nickel-Titan-Legierungen liegen abhängig von der Temperatur und der mechanischen Spannung in zwei verschiedenen Kristallstrukturen vor. Bei einer Mundtemperatur von 37° C liegen sie als Austenit vor und bei Raumtemperatur als Martensit [Stöckel, 1988]. Die Umwandlung zwischen diesen Phasen ist reversibel. Das Prinzip des Formgedächtnis- oder Memory-Effekts wird in nachfolgender Abbildung dargestellt.

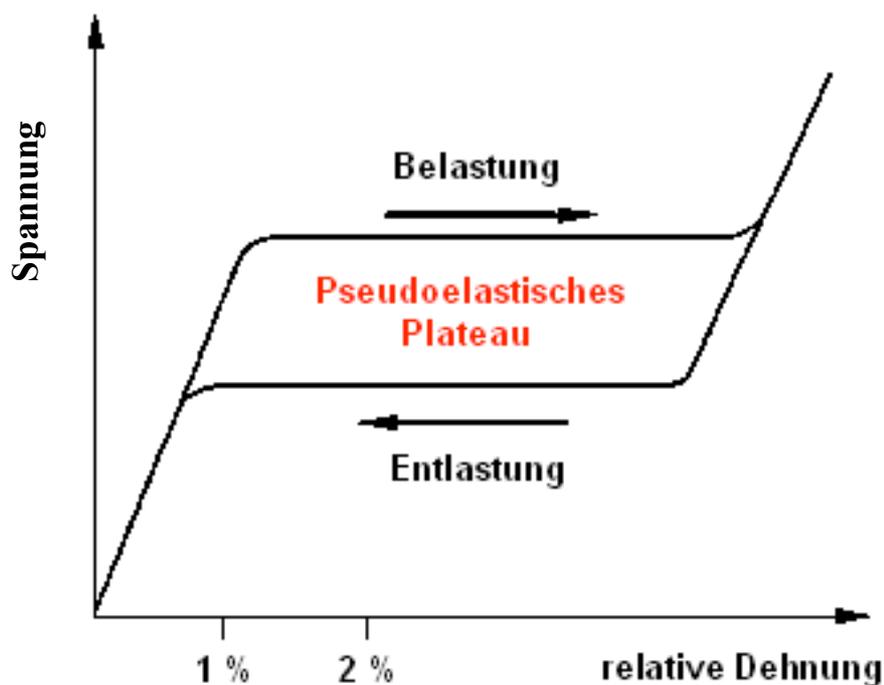


**Abb. 4:** Kristallographische Darstellung der Phasenumwandlung zwischen Hochtemperaturphase (Austenit) und Niedrigtemperaturphase (Martensit) [Fansa, 2009]. Durch Scherung des Austenitgitters bei Abkühlung entsteht der Martensit. Dieser wird plastisch deformiert. Die Martensitanteile α+ und α- klappen durch Scherbewegungen im Gitter um. Solange die Temperatur nicht erhöht wird, bleibt die Verformung erhalten. Erhitzt man die Probe jedoch, bildet sich der Austenit (β-Phase) und das Werkstück findet zu seiner alten Form zurück [Stöckel, 1988].

Bei einer Abkühlung wandelt sich die austenitische Kristallstruktur, die sich durch ihre hohe Festigkeit auszeichnet und eine kubisch-raumzentrierte Anordnung der Atome aufweist, in eine verzwilligte Martensitstruktur um. Solange der kritische Verformungsbereich nicht überschritten wird, wird die Formgedächtnislegierung zwar bleibend verformt, jedoch ist dieser Vorgang reversibel, da es hierbei nur zu einer Verschiebung des Kristallgitters kommt und nicht zu einer Versetzungsbewegung. Diese würde wiederum eine irreversible plastische Verformung zur Folge haben. Die Verformung bleibt stabil, solange keine Temperaturerhöhung stattfindet. In dieser Phase ist der Drahtbogen leicht verformbar. Bei Erwärmung der Legierung und Überschreitung der Umwandlungstemperatur ‚erinnert‘ sich das Metall an seine Ursprungsform und nimmt diese wieder ein. Eine anschließende Abkühlung führt zu keiner weiteren Formveränderung, sofern keine Kraft einwirkt, so dass hierbei von einem sogenannten ‚Einweg-Memory-Effekt‘ gesprochen werden kann [Drescher et al., 1990; Stöckel et al., 1988; Tautzenberger und Stöckel, 1986]. Nach einer Untersuchung von *Stöckel et al.* [1988] kann der Einwegeffekt beliebig oft wiederholt werden.

Die Umwandlung von Austenit in Martensit ist nicht nur temperaturabhängig, sie kann auch durch Anlegen einer mechanischen Spannung ausgelöst werden. Die zuerst austenitische Kristallstruktur wird mit zunehmender Belastung in ein Martensit umgewandelt. Bei einem Zugversuch kommt es zunächst zu einem linearen Anstieg zwischen Dehnung und Spannung (Abb. 5). Wird der Werkstoff über einen Grenzbereich hinaus gedehnt, führt dies zu einer spannungsinduzierten Martensitbildung. Es entsteht ein superelastisches oder auch als pseudoelastisch bezeichnetes Plateau. Dies hat den Vorteil, dass in diesem Bereich die in dem Drahtbogen erzeugte Spannung auch mit zunehmender Dehnung nahezu konstant bleibt [Bantleon et al., 1989; Groß, 1990]. Diese Eigenschaft macht sich die Kieferorthopädie gerade bei der Anwendung von Führungsbögen während der Nivellierungsphase zu Nutze, bei der eine möglichst gleichbleibende Kraft gewünscht ist. Dehnt man jedoch den Werkstoff über einen gewissen Punkt hinaus, verhält sich dieser wieder linear elastisch [Drescher et al., 1990] und kehrt bei Entlastung in seine Ausgangsform zurück [Stöckel et al., 1988].

Eine weitere Besonderheit dieser Legierung ist die Bildung einer Hysterese, die sich durch die zwei unterschiedlich hohen Plateaus im Spannungs/Dehnungs-Diagramm erkennen lässt und die dadurch entsteht, dass das pseudoelastische Plateau der Entlastung niedriger ist als das der Belastung. Dadurch ist die Rückstellkraft der Nickel-Titan-Legierung geringer, als die Kraft, die aufgewendet werden muss, um den Werkstoff zu verformen [Stöckel et al., 1988]. Dieses superelastische Verhalten zeigt sich allerdings nur im Umwandlungsbereich einer Legierung. Daher sollte die Umwandlungstemperatur eines Nickel-Titan-Drahtbogens für den kieferorthopädischen Einsatz knapp unterhalb der Mund- bzw. Körpertemperatur liegen.



**Abb. 5:** Schematisches Spannungs/Dehnungs-Diagramm einer Legierung mit pseudoelastischem Verhalten [Drescher et al., 1990]. Das Plateau und die Hysterese sind typisch für diese Legierung.

### 1.2.2.2 Edelstahl-Drähte

Da gewöhnlicher Stahl nicht ausreichend mundbeständig ist, wurde bereits 1920 von *Hauptmeyer* der Edelstahl in die Zahnmedizin eingeführt, der sich durch seine gute

Korrosionsbeständigkeit und Rückstelleigenschaften auszeichnete. Dieser fand ebenfalls in der Kieferorthopädie schnell Anklang und dient heutzutage der Herstellung von Brackets, Bändern, Schrauben und Drähten [Eichner und Kappert, 2005]. Edelstahl-drähte werden in unterschiedlichen Qualitäten angeboten. Dabei wird je nach Anwendungsgebiet zwischen weich, hart und federhart unterschieden. Der weiche Stahldraht zeichnet sich durch seine leichte Biegsamkeit aus, birgt jedoch die Gefahr sich im Mund schnell zu verformen. Für die Multibandtechnik stellen in der einleitenden Nivelierungsphase die verseilten Stahldrähte neben den Nickel-Titan-Drähten eine gute Alternative dar. Das Zusammenflechten mehrerer dünner Drähte führt zu einer Reduktion des Durchmessers der einzelnen Filamente, wodurch eine Kraftabnahme erzielt wird und gleichzeitig die Flexibilität erhalten bleibt [Kusy und Stevens, 1987].

### **1.2.3 Konventionelle und selbstligierende Bracketsysteme im Vergleich**

Die Effektivität einer Zahnbewegung kann bei der Multibandtechnik durch zahlreiche physikalische Hindernisse beeinflusst werden. Die Art des Brackets, des Drahtbogens oder der Ligatur bestimmen die Dauer und den Erfolg einer kieferorthopädischen Behandlung. Um diese Probleme zu minimieren, wurde das selbstligierende Bracket eingeführt, um mit Hilfe der neu erforschten Ligierungstechnik eine ‚friktionsfreie‘ Umgebung zu schaffen.

Aus Gründen der Übersicht wurde das Kapitel 1.2.3 in zwei Abschnitte unterteilt. Die folgenden Unterkapitel sollen einen Überblick über Vor- und Nachteile sowie materialtechnische Unterschiede der verschiedenen Bracketsysteme geben.

#### **1.2.3.1 Materialeigenschaften**

Selbstligierende Brackets besitzen, wie das konventionelle Bracket, eine der Zahnform angepasste gekrümmte Bracketbasis und einen Slot unterschiedlicher Ausdehnung zur Aufnahme des Drahtbogens. Anstelle der zur Befestigung von Draht-/Gummiligaturen

dienenden Flügel besitzt das selbstligierende Bracket entsprechende Verschlussmechanismen in Form von Clips, Klappen, Federn oder Schiebern, die den Draht im Slot halten. Selbstligierende Brackets wurden bereits 1935 in Form des ‚Russel-Attachments‘ eingeführt, mit dem Ziel, die Behandlungseffektivität zu verbessern sowie die Behandlungszeit durch das Wegfallen aufwendiger Ligierungstechniken zu verkürzen [Shivapuja et al., 1994; Stolzenberg, 1935, 1946; Turnbull und Birnie, 2007]. Das erste moderne selbstligierende Bracket aus den 70er Jahren war das passive Edgelock-Bracket, das als Verschluss eine starre labiale Gleitklappe besaß. Im Laufe der Jahre wurde die Gestaltung der verschiedenen Verschlussysteme weiterentwickelt und es entstanden viele verschiedene Bracketdesigns.



**Abb. 6:** Selbstligierendes Speed-Bracket mit einer in das Bracket integrierten Verschlussklappe, welche die Draht- oder elastische Ligatur ersetzt.



**Abb. 7:** Konventionelles Mini Taurus-Bracket mit vier Flügeln zur Befestigung von Draht- und elastischer Ligatur.

Grundsätzlich wird bei den selbstligierenden Brackets hinsichtlich der Arretierung des Bogens zwischen einem aktiven, aktiv-passiven sowie passiven Verschlussmechanismus unterschieden. 1980 wurde erstmals von *Hanson* das Speed-Bracket mit einem aktiven Verschlussystem eingeführt, wobei erste Prototypen bereits im Jahre 1976 entwickelt worden waren. Das heutige Speed-Bracket besitzt eine Haltefeder aus superelastischem Nitinol, wodurch gerade in der Nivellierungsphase das Ausrotieren sowie grundsätzliche bogengeführte Zahnbewegungen einfacher und ohne großen Aufwand erreicht werden können [Byloff, 2003]. Bei den aktiven Systemen drückt die Verschlussklappe beim Schließen schon ab einer geringen Drahtstärke den Draht auf

den Boden des Bracketslots. Dies soll eine kontrollierte Führung, Rotations- und Kippkontrolle garantieren. Bei einigen *in-vitro*-Untersuchungen ergaben sich jedoch schlechtere Gleiteigenschaften unter Verwendung aktiver Systeme als vergleichsweise mit den passiven Verschlussmechanismen [Thorstenson und Kusy, 2001, 2003]. Die passiven Systeme erlauben dem Bogen ein ungehindertes Gleiten durch den Bracketslot, was ein Vorteil bei der Nivellierung sein kann [Schumacher et al., 1990]. Erst unter dem Einsatz eines den Slot komplett ausfüllenden Drahtbogens können ligaturbedingte Friktionen entstehen. Als ein Nachteil bei den passiven selbstligierenden Brackets kann das vorhandene Spiel zwischen Drahtbogen und Slot gesehen werden. Dies erschwert die Kontrolle über die Zahnbewegung und kann sogar zu Torqueverlusten während der Korrektur einer Zahnfehlstellung führen [Badawi et al., 2008]. Bei aktiv-passiven Verschlussystemen entsteht erst ab einer mittleren Drahtbogengröße ein Kontakt zwischen Drahtbogen und Slotboden.

### **1.2.3.2 Klinische Erfahrungen und Vorteile bei der Behandlung mit den verschiedenen Bracketsystemen**

Die selbstligierenden Brackets werden heute im Vergleich zu den konventionellen mit zahlreichen Vorteilen bezüglich einer verbesserten Mundhygiene, Ästhetik, verkürzten Behandlungszeit, sowie einem angenehmeren Tragekomfort beworben [Harradine, 2003]. Eine schnellere und komfortable Behandlungszeit kann einen positiven Effekt auf die Compliance des Patienten ausüben und sich entscheidend auf den Erfolg der Therapie auswirken.

Die selbstligierenden Brackets sind kleiner als die konventionellen Systeme und haben eine abgerundete Form, wodurch mögliche Adaptionprobleme reduziert werden und das Tragen dieser festsitzenden Apparatur vom Patienten als angenehmer empfunden wird. Ein weiterer Vorteil des kleinen Bracketdesigns ist der ästhetische Aspekt. Nach einer Untersuchung von *Byloff* [2003] sind diese Brackets weniger auffällig und werden vom Patienten dadurch schneller toleriert.

Die geringe Größe und das Fehlen von Ligaturen erlauben im Vergleich zu den konventionellen Brackets eine wesentlich effektivere Reinigung mit der Zahnbürste

[Shivapuja und Berger, 1994]. Bei den konventionellen Brackets können sich besonders in Kombination mit elastischen Ligaturen nach einiger Zeit nachweisbar Bakterien ansammeln, wodurch die Plaqueretention begünstigt wird und das Demineralisationsrisiko steigt.

Einige Studien haben gezeigt, dass die Verwendung von speziellen Instrumenten, um die Verschlussmechanismen der Brackets zu öffnen bzw. zu schließen, zu einem schnelleren Bogenwechsel mit den selbstligierenden Bracketsystemen führt, als mit den konventionellen Brackets [Harradine, 2003]. Laut *Voudouris et al.* [2003] nahm der Bogenwechsel sogar nur die Hälfte der Zeit in Anspruch. *Harradine* [2001] konnte in einer *in-vivo*-Studie darüberhinaus eine um vier Monate reduzierte Behandlungszeit nachweisen, die um vier Termine verkürzt war. Der beschleunigte Einligierungsprozess mit den selbstligierenden Verschlussystemen wurde von vielen anderen Autoren bestätigt [Maijar und Smith, 1990; Read-Ward et al., 1997; Shivapuja und Berger, 1994; Turnbull und Burnie, 2007]. Eine verkürzte Chair-Side sorgt für eine gute und zufriedene Mitarbeit des Patienten und unterstützt den Erfolg der kieferorthopädischen Behandlung.

Bezüglich der Therapieergebnisse unterscheiden sich jedoch die Meinungen einiger Autoren. Während *Pandis et al.* [2007] mit den selbstligierenden Brackets eine schnellere Korrektur einer Zahnfehlstellung erzielen, konnte bei der Untersuchung von *Harradine* [2001] die Zahnfehlstellung in der letzten Phase der Behandlung nicht ausreichend korrigiert werden. Viele Kieferorthopäden verwenden in der Praxis trotz o.g. Vorteile der selbstligierenden Brackets aus Kostengründen überwiegend die konventionellen Bracketsysteme. Ein weiterer diskutierter Nachteil ist das Fehlen von Flügeln an der Bracketoberfläche der selbstligierenden Brackets. Die Befestigung von Achterligaturen an den glatten Oberflächen kann zu Schwierigkeiten bei der klinischen Anwendung führen.

## 2. Fragestellung und Ziel der vorliegenden Untersuchung

Der vorangegangene Überblick hat gezeigt, dass im Rahmen der Behandlung multipler Zahnfehlstellungen mithilfe der Multibandtechnik insbesondere der initialen Nivellierungsphase besondere Bedeutung zukommt, da in dieser Phase wichtige Voraussetzungen für die zeiteffektive und patientenfreundliche Behandlung von Dysgnathien geschaffen werden können. Darüber hinaus stellte sich heraus, dass die Wahl angemessenen Materials eine entscheidende, wenngleich in der Forschung unterschiedlich bewertete Rolle bei der Vermeidung behandlungsinduzierter Schädigungen besonders des parodontalen Halteapparates zukommt. Die im Voraus beschriebenen möglichen Varianten von Materialkombinationen stehen hierbei in Wechselwirkung mit biologischen und physikalischen Faktoren, die in Kombination sowohl den Behandlungserfolg als auch die Effektivität der Korrektur einer Zahnfehlstellung determinieren. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde aufgrund des Ergebnisspektrums vorausgehender wissenschaftlicher Untersuchungen die Effektivität verschiedener Bracket/Drahtbogen-Kombinationen während der Nivellierungsphase untersucht. Wie bereits erwähnt, ist während dieser Phase die Kenntnis über die wirkenden orthodontischen Kräfte ein wichtiger Faktor, um möglichst zahn- und gewebeschonend arbeiten zu können. Die zur Wirkung kommenden Kraftsysteme sollten so gewählt werden, dass sie bei möglichst geringer Therapiezeit so effektiv wie möglich sind. Dabei stellen Bracketdesign, Drahtmaterial und Ligaturart wichtige Parameter dar, die das Kraftsystem und damit die Nivellierungseffektivität beeinflussen.

Ziel dieser *in-vitro*-Untersuchung war es, die Bracket/Drahtbogen-Kombinationen hinsichtlich ihrer unterschiedlichen Ligatursysteme miteinander zu vergleichen und festzustellen, ob sich die konventionellen Bracketsysteme mit der elastischen- oder der Stahlligatur bei der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung anders verhalten, als die in der Literatur oft kontrovers diskutierten selbstligierenden Brackets.

Ein besonderes Augenmerk wurde auf folgende Fragen gelegt:

- Welche der Bracket/Drahtbogen-Kombinationen erzielen die effektivste Nivellierungskorrektur?
- Weisen die selbstligierenden Brackets eine höhere Nivellierungseffektivität auf als konventionelle Brackets?
- Mit welchem der untersuchten Ligatursysteme kann eine kombinierte Zahnfehlstellung am erfolgreichsten korrigiert werden? Gibt es markante Unterschiede zwischen den einzelnen Systemen?
- Welche Kräfte werden mit den verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen während der Nivellierungskorrektur erzeugt?

### 3. Material und Methode

Für die Simulation einer vordefinierten, kombinierten Zahnfehlstellung in einem Replika-Frasaco-Modell wurde das Orthodontische Mess- und Simulations-System (OMSS) verwendet. Bei der *in-vitro*-Untersuchung wurden jeweils die initialen Kraftsysteme sowie die in der Simulation erreichte Zahnstellungskorrektur ermittelt. Im folgenden Abschnitt werden zunächst die ausgewählten Bracketsysteme und Drahtbögen vorgestellt. Anschließend werden Aufbau und Funktionsprinzip des OMSS erläutert.

#### 3.1 Auswahl der Brackets

Die Messung der Nivellierungseffektivität wurde an insgesamt sechs Frontzahn-Brackets im 0.018 inch-Slot System (0,46 mm) durchgeführt. Dabei handelte es sich um drei konventionelle sowie um drei selbstligierende Brackets. Für jede Bracket/Drahtbogen-Kombination wurden vier Einzelmessungen durchgeführt. Die jeweiligen Bracketsysteme und deren Eigenschaften sind in Tabelle 1 dargestellt.

Konventionelle Brackets	Design und Material	Hersteller
Mini Taurus	Metall Injection Molding	Rocky Mountain Orthodontics, Denver, USA
Synergy	Metall Injection Molding	Rocky Mountain Orthodontics, Denver, USA
Victory Series	Metall Injection Molding	3M Unitek, Monrovia, California, USA
Selbstligierende Brackets	Design und Material	Hersteller
Speed	Stahl, NiTi-Clip aktiv	Srite Industries, Cambridge, Ontario, Kanada
Smart Clip	Stahl, NiTi-Clip passiv	3M Unitek, Monrovia, California, USA
Time 3	Metall Inj. Molding, aktiv	American Orthodontics, Sheboygan, USA

**Tab. 1:** Zusammenstellung der drei konventionellen sowie der drei selbstligierenden untersuchten Bracketsysteme.

### 3.2 Auswahl der Drahtbögen

Für die Nivellierungsmessungen wurden sechs Bracketsysteme mit vier unterschiedlichen Drahtbögen verwendet. Nach jeder Messung eines Brackets wurde ein neuer Drahtbogen einligiert. Für die konventionellen Brackets wurden Gummi- sowie Stahl-ligaturen verwendet. Tabelle 2 zeigt die untersuchten Drahtbögen und deren Eigenschaften sowie die Ligaturen für die konventionellen Brackets.

Drahttypen	Durchmesser	Hersteller
<b>Edelstahl</b>		
Permachromer Stahlbogen	0,30 mm (0.012“), rund	3M Unitek, Monrovia, California, USA
<b>Koaxial-Stahl</b>		
Koaxial/Stahl-Draht	0,38 mm (0.155“), rund	Advanced Orthodontics, Näpflein GmbH, Düsseldorf, Germany
<b>Nickel-Titan</b>		
Orthonol	0,30 mm (0.012“), rund	Rocky Mountain Orthodontics, Denver, USA
Thermalloy	0,30 mm (0.012“), rund	Rocky Mountain Orthodontics, Denver, USA
Ligaturen	Durchmesser	Hersteller
<b>Edelstahl</b>		
Remanium	0,25 mm (0.010“), kurz	Dentaurum, Pforzheim, Germany
<b>Elastische Gummiligatur</b>		
Dentalastics	Ring-Innen Ø 1,3 mm	Dentaurum, Pforzheim, Germany

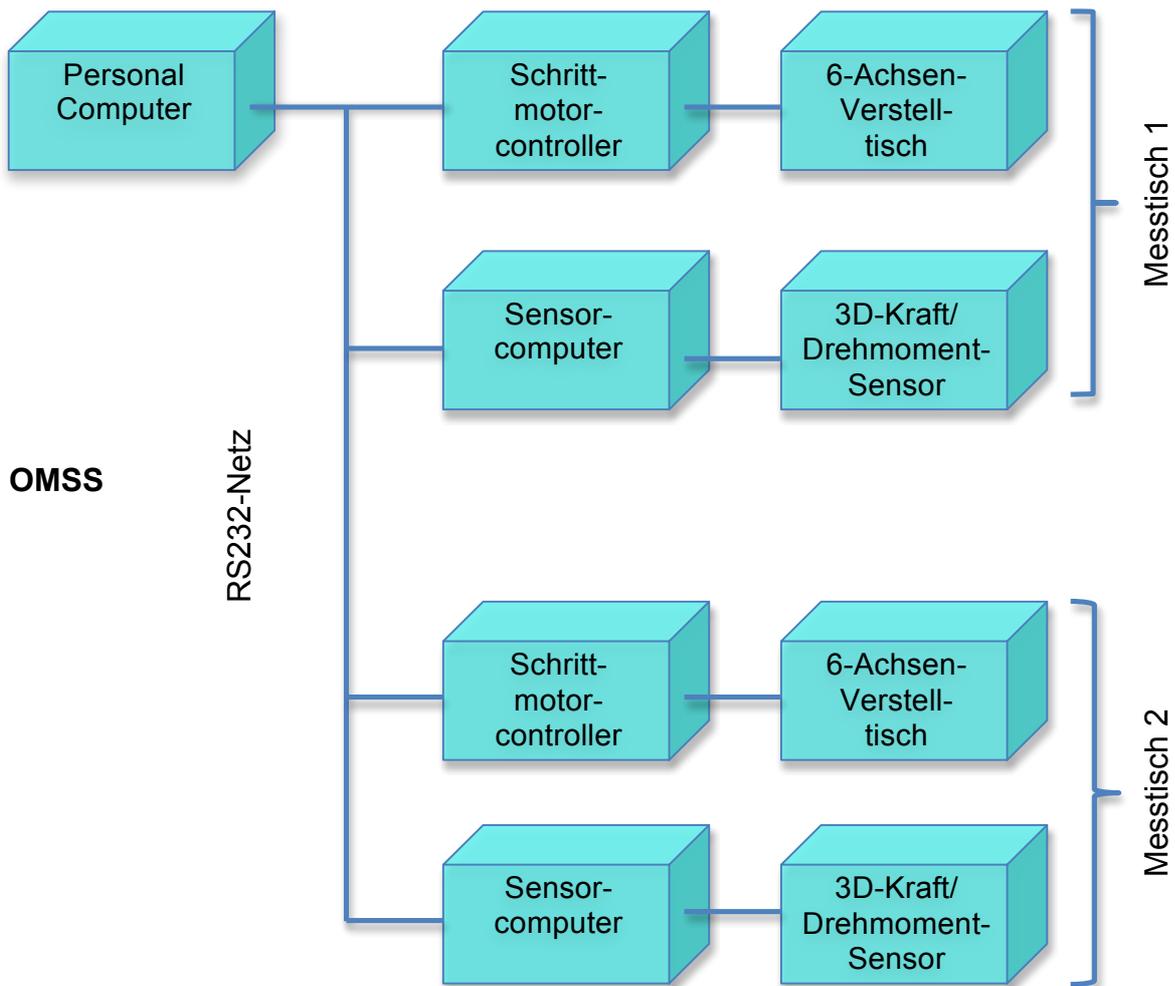
**Tab. 2:** Zusammenstellung der vier untersuchten Drahtbogentypen sowie der Ligaturen für die konventionellen Bracketsysteme.

### **3.3 Messung der Nivellierungseffektivität mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS)**

Das OMSS baut auf verschiedene Entwicklungsstufen auf. Von *Burstone et al.* [1976] und *Solonche et al.* [1977] wurde erstmals ein zweidimensionales, uniplanares Messsystem entwickelt. *Hershey et al.* [1981] arbeiteten an dem Kraft/Momenten-Aufnehmer weiter, jedoch konnten auch mit fortschreitender Entwicklung keine Kraftsysteme sowie räumliche Messungen gleichzeitig erfasst werden. Erst auf ein Patent von *Schmieder* wurde später ein Kraft/Momenten-Sensor konstruiert, der Kräfte und Drehmomente in allen drei Raumebenen simultan erfassen konnte und zusätzlich klein genug war, um in das OMSS problemlos integriert werden zu können. Schließlich wurde mit dem OMSS ein System entwickelt, das in der Lage ist, Zahnbewegungen möglichst klinisch realistisch zu simulieren, wobei alle Kräfte, Drehmomente, Translationen und Rotationen in allen drei Raumebenen vom Rechner gleichzeitig aufgezeichnet werden. So kann das auf den Zahn einwirkende Kraftsystem nicht nur eindimensional statisch ermittelt werden, wie es zum Beispiel bei den Messungen mit einer einfachen Kraftwaage der Fall ist, sondern es kann auch das dynamische Verhalten kieferorthopädischer Apparaturen untersucht werden. Demnach ist es mit Hilfe des OMSS möglich, reale Behandlungselemente zu untersuchen, deren mechanische Eigenschaften im Voraus noch nicht bekannt waren [Drescher et al., 1991].

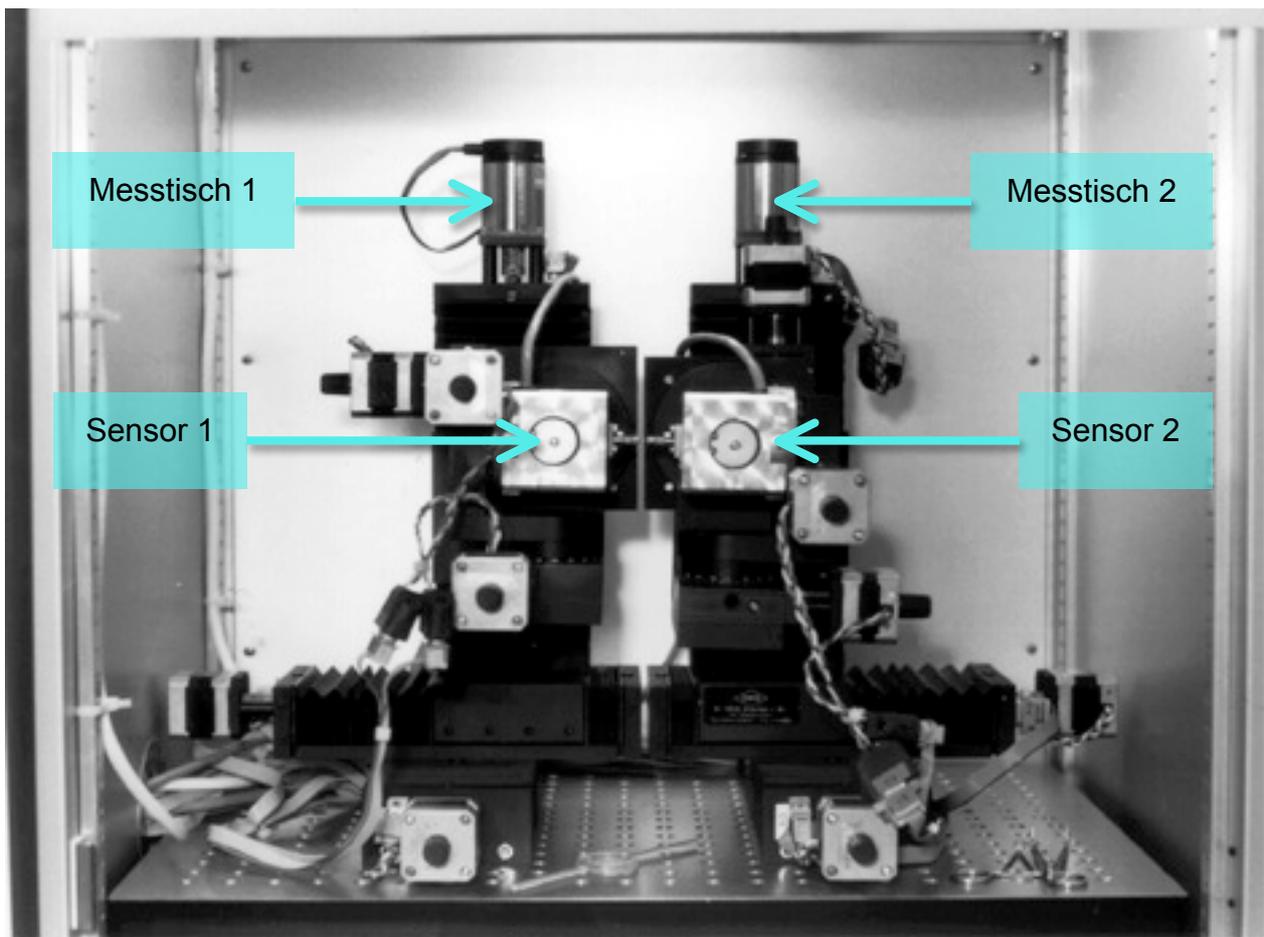
#### **3.3.1 Versuchsaufbau**

Wie bereits im vorangegangenen Abschnitt erläutert, wurden die Versuche mit Hilfe des OMSS durchgeführt. Ziel war es, die Nivellierungseffektivität verschiedener Bracket/Drahtbogen-Kombinationen mit diesem System zu erfassen und die durch kieferorthopädische Multiband-Apparaturen erzeugten Kräfte und Drehmomente simultan aufzuzeichnen.



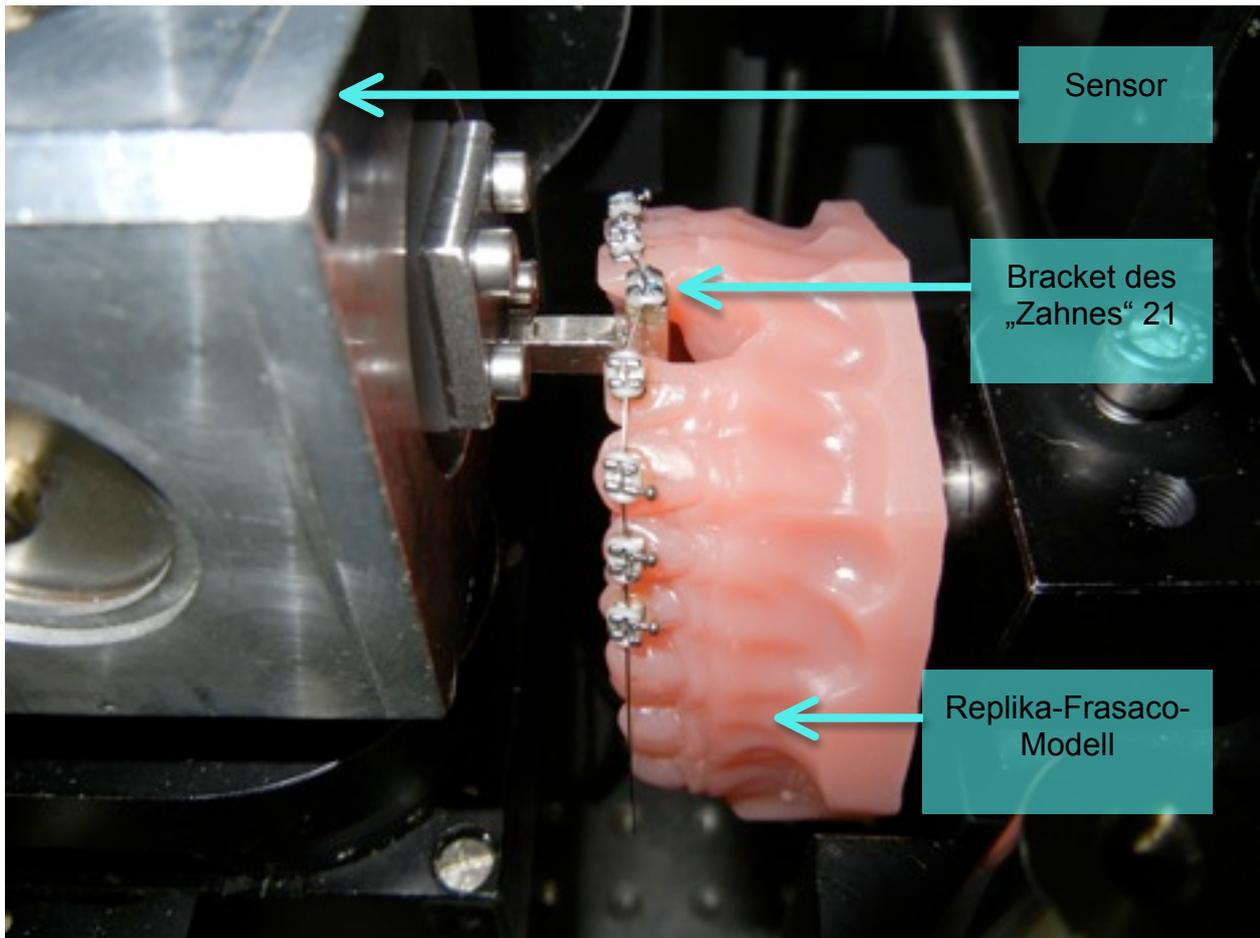
**Abb. 8:** Schematische Darstellung des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS) [Bourauel et al., 1992]. Das System besteht aus zwei Kraft/Momentensensoren, die Kräfte und Drehmomente in allen drei Raumebenen simultan messen können sowie aus zwei Positioniertischen und zwei Sechachsenschrittmotorsteuerungen, die den motorischen Teil des Systems bilden. Der Personal-Computer mit dem Messprogramm „OMSS“ dient zur Experimentsteuerung, Datenerfassung sowie Darstellung.

Abbildung 8 zeigt den schematischen Aufbau des OMSS. Aufbau und Funktionsweise dieses Systems wurden mehrfach in Veröffentlichungen beschrieben [Bourauel et al., 1992, 1993; Drescher et al., 1991; Schumacher et al., 1992]. Das OMSS besteht aus zwei Kraft/Momentensensoren, die Kräfte sowie Drehmomente simultan in allen drei Raumrichtungen erfassen können. Die einzelnen Kraft- und Drehmomentkomponenten werden von insgesamt 16 Dehnungsmesstreifen registriert und anschließend separiert, wobei ein digitaler Messvektor an einen übergeordneten Rechner weitergeleitet wird. Das System wird durch das auf dem Rechner ablaufende Programm „OMSS“ gesteuert.



**Abb. 9:** Mechanischer Aufbau des OMSS, eingebaut in einem Temperaturprüfschrank. Man erkennt die beiden Messtische und die Sensoren, mit denen alle Zahnbewegungen nachgefahren und entsprechend simuliert werden können.

Die zwei Positioniertische sind in Abbildung 9 dargestellt. Diese und die beiden Sechsbachsen-Schrittmotorsteuerungen bilden den motorischen Teil des Systems. Hiermit können alle Zahnbewegungen nachgefahren und entsprechend simuliert werden. Für die Messung der Nivellierungseffektivität in dieser Studie wurde nur ein Positioniertisch benötigt, da lediglich eine Zahnfehlstellung korrigiert werden musste. Das gesamte OMSS ist in einem Temperaturprüfschrank eingebaut, um Behandlungselemente mit temperaturabhängigen Eigenschaften, wie Nickel-Titan-Drahtbögen, optimal untersuchen zu können. Es können Temperaturen zwischen  $-20^{\circ}\text{C}$  und  $+60^{\circ}\text{C}$  erreicht werden. Um die klinische Situation bestmöglich bei der experimentellen Untersuchung zu simulieren, war bei den Messungen mit den Nickel-Titan-Drähten eine konstante Temperatur von  $37^{\circ}\text{C}$  notwendig.

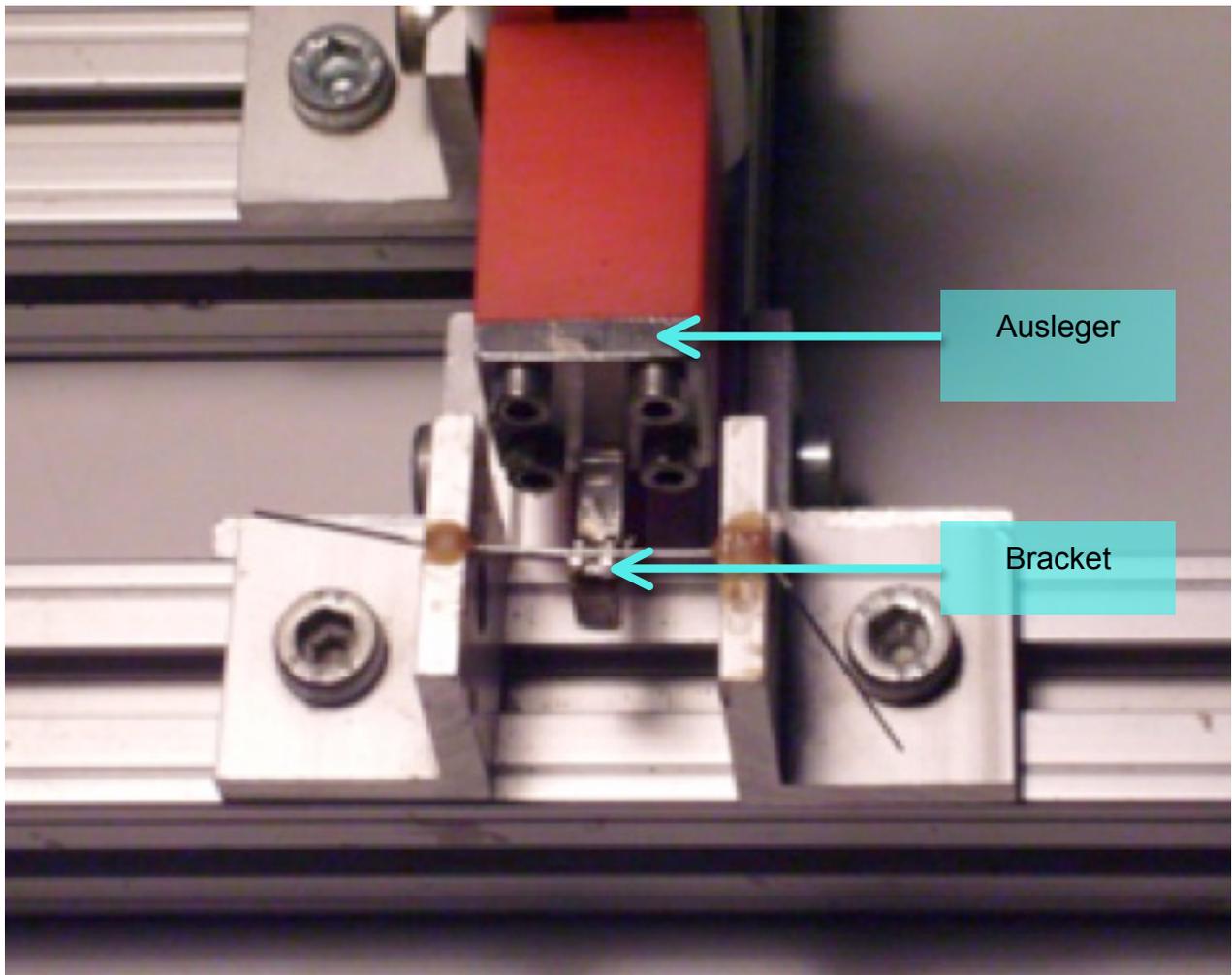


**Abb. 10:** Mechanischer Aufbau des OMSS mit eingestellter kombinierter Frontzahnfehlstellung (Infraokklusion von 2 mm und vestibuläre Verlagerung von 2 mm).

Zu Beginn einer Messreihe wurde für die Simulation ein Oberkiefer-Replika-Frasaco-Modell mit ausgespartem Zahn 21 in das OMSS eingeschraubt. Ein Bracket, das auf einen, auf dem Sensor festgeschraubten Ausleger geklebt wurde, konnte so den Platz des Frontzahnes einnehmen. Hierdurch konnte die gewünschte Zahnfehlstellung simuliert werden (Abb. 10). Die kombinierte Frontzahnfehlstellung bestand aus einer Infraokklusion von 2 mm sowie einer vestibulären Verlagerung von ebenfalls 2 mm. Alle anderen Zähne des Replika-Frasaco-Modells wurden, nach klinisch optimaler Ausrichtung, mit den jeweiligen Bracketsystemen beklebt, die in Tabelle 1 dargestellt worden sind.

### 3.3.2 Versuchsdurchführung

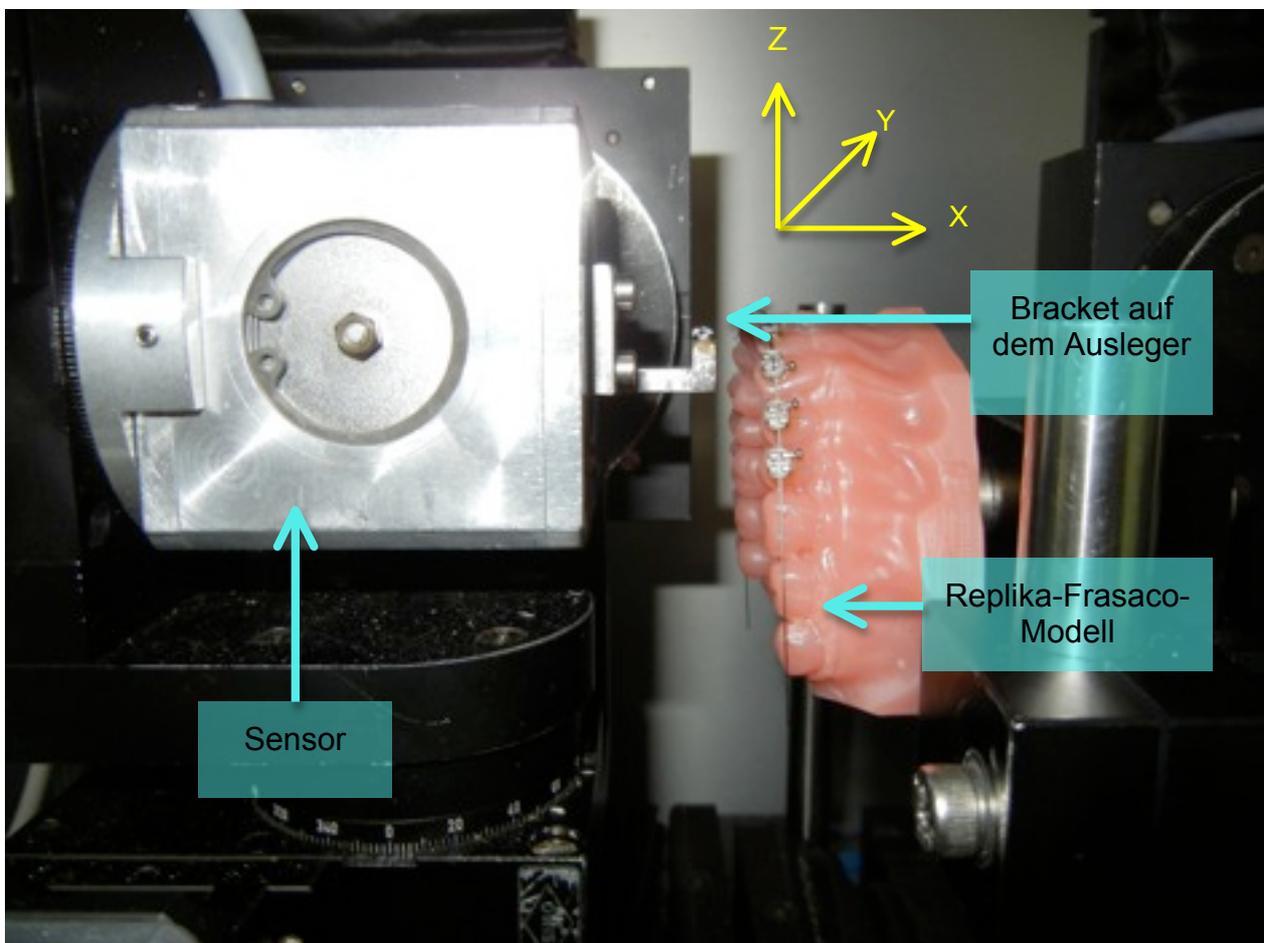
Die zentrale Ausrichtung des Brackets auf dem Ausleger erfolgte über einen entsprechenden Brackethalter (Abb. 11).



**Abb. 11:** Das zu untersuchende Bracket wurde auf einen Ausleger bzw. Brackethalter geklebt. Der Draht diente dabei zur zentralen Ausrichtung des Brackets [Fansa, 2009].

Nach vollständiger Aushärtung des Klebers wurde der Ausleger im OMSS an den Sensor geschraubt. Im Anschluss erfolgte die Vorbereitung des Oberkiefer-Replika-Frasaco-Modells, welches bereits mit dem jeweiligen Bracketsystem klinisch fachgerecht beklebt worden war. Der für die Messreihe ausgewählte Drahtbogen wurde an dem Modell festligiert. Die selbstligierenden Brackets wurden mit Hilfe eines Ligierungs-

instrumentes geschlossen. Da nach einer Studie von *Schumacher et al.* [1990] durch das Festligieren einer Stahlligatur mit sehr hohen ligaturbedingten Friktionen zu rechnen ist, welche die angestrebte Zahnbewegung hemmen würde, wurde bei den Messungen mit den konventionellen Brackets in Kombination mit den Stahlligaturen eine bestimmte Einligierungsmethode angewandt: An dem zu bewegenden Zahn war es daher sinnvoll, durch eine Rückrotation des Ligaturenanfanges um zirka 90 bis 180 Grad, die Ligatur zu lösen bzw. zu ‚entschärfen‘.



**Abb. 12:** Einstellung des Sensors und des Replika-Frasaco-Modells im OMSS. Das eingezeichnete Koordinatensystem beschreibt die jeweilige Bewegungsrichtung, die das Bracket bei der Nivellierungskorrektur durchlaufen kann. Dabei entspricht die X-Achse der okkluso-apikalen Richtung, die Y-Achse der mesio-distalen Richtung und die Z-Achse der oro-vestibulären Richtung.

Abbildung 12 zeigt die Eingliederung des Replika-Frasaco-Modells in das OMSS. Die Zahnreihe wurde parallel zum Sensor ausgerichtet und das über den Ausleger am Sensor befestigte Bracket konnte über den ausgesparten Zahn in die Zahnreihe integriert und zunächst spannungsfrei einligiert werden. Dabei sollten auf den Drahtbogen möglichst keine Kräfte wirken. Die Ermittlung des Widerstandszentrums des Frontzahns folgte *Pederson et al.* [1990]. Entsprechend der typischen Geometrie des ersten Frontzahns wurden für die Position des Widerstandszentrums in bukkaler Ansicht ein vertikaler Abstand zum Bracket von 9 mm und in okklusaler Ansicht eine Distanz von 6 mm eingestellt. Werden die einzelnen Bewegungsrichtungen auf ein Koordinatensystem übertragen, so entspricht im vorliegenden Messaufbau die okkluso-apikale Richtung der X-Achse und die oro-vestibuläre Richtung der Z-Achse. Der Y-Achse wurde die mesio-distale Richtung zugeordnet (Abb. 12).

Über das computergesteuerte Programm „OMSS“ wurde im Anschluss die kombinierte Fehlstellung durch den Brackethalter (Zahn 21) ausgeführt. Die zu korrigierende Fehlstellung entsprach auf der X-Achse einer Infraokklusion von 2 mm und auf der Z-Achse einer vestibulären Verlagerung von ebenfalls 2 mm.

Die Aufgabe des OMSS bestand darin, die kombinierte Zahnfehlstellung so effektiv wie möglich zu korrigieren. Es wurden jeweils die initialen Kraftsysteme sowie die in der Simulation erreichte Zahnstellungskorrektur ermittelt. Dabei errechnete ein mathematisches Modell aus den gemessenen Kräften und Drehmomenten die resultierende Zahnbewegung. Hierbei wurden die Bewegungen in eine Vielzahl von kleinen Schritten aufgespalten und durch den Positioniertisch ausgeführt. Jede Messung erfasste maximal 200 Messzyklen. Wurde die Endposition mit weniger als 200 Zyklen erreicht oder unterschritten die Kräfte sowie Drehmomente einen Schwellenwert, brach der Bewegungsvorgang automatisch frühzeitig ab.

Für jede Bracket/Drahtbogen-Kombination wurden vier Brackets untersucht und jeweils vier Einzelmessungen durchgeführt um durch Wiederholung eventuelle Anwendungsfehler zu erkennen. Nach jeder zweiten Messung wurde der Drahtbogen sowie bei den konventionellen Brackets auch die Ligaturen gewechselt.

### 3.3.3 Datenauswertung

Mit dem OMSS konnten für jede Bracket/Drahtbogen-Kombination die einzelnen Messwerte für Kräfte, Drehmomente, Translation und für die Rotation in allen drei Raumrichtungen auf der X-, Y- und Z-Achse bestimmt und dargestellt werden. Die Auswertung der Daten sowie die Ermittlung der Nivellierungseffektivität und der Kraftmaxima erfolgte mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Excel.

Zunächst wurden die Maximalkräfte, die während der Korrektur der Zahnfehlstellung aufgetreten sind, bei initialer Fehlstellung gemittelt und deren Fehler bestimmt. Die Nivellierungseffektivität wurde sowohl für die Infraokklusion, als auch für die vestibuläre Verlagerung des Zahns ermittelt, da es sich um eine kombinierte Zahnfehlstellung handelte und jede Bewegungsrichtung separat betrachtet werden musste. Zur Berechnung ließ sich diese aus der erzielten Korrektur mit Hilfe der nachfolgenden Formel bestimmen. Für jede Bracket/Drahtbogen-Kombination wurden initiale Fehlstellung und erreichte Endposition zueinander ins Verhältnis gesetzt. Das Ergebnis wurde in Prozent angegeben, gemittelt sowie deren Fehler bestimmt.

Die Formel zu Berechnung der Nivellierungseffektivität lautet:

$$\text{Nivellierungseffektivität (in \%)} = (\text{AP}-\text{EE}) / \text{AP} \cdot 100,$$

mit AP = Ausgangsposition und EE = Erreichte Endposition.

### 3.3.4 Statistik

Die Auswertung der Daten erfolgte anhand eines Vergleiches der o.g. Gruppenmittelwerte. Ein Verfahren zum Vergleich von Mittelwerten stellte die Varianzanalyse (ANOVA) dar. Diese ist das wichtigste Verfahren zur Auswertung von Experimenten

[Backhaus et al., 2008]. Eine Grundvoraussetzung der ANOVA ist, dass die gemessenen Variablen einer univariaten Normalverteilung folgen [Girden, 1992]. Zur Überprüfung dieser Normalverteilung wurde der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest verwendet. Dieser Test prüft die Nullhypothese, dass die variablen Messwerte in der Grundgesamtheit normalverteilt sind. Im Rahmen dieser Untersuchung wiesen alle Messwerte eine Normalverteilung auf. Folglich wurden die Varianzen der Datensätze mittels ANOVA berechnet. Bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p < 0,01$  wurden die Differenzen als signifikant angesehen. Signifikante Unterschiede bei den Datensätzen wurden anhand eines Bonferroni-Post-Tests bestätigt. So konnten die Kraftmaxima und die Nivellierungseffektivitäten bezogen auf die verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen in ihrer unterschiedlichen Ergebnisqualität miteinander verglichen werden.

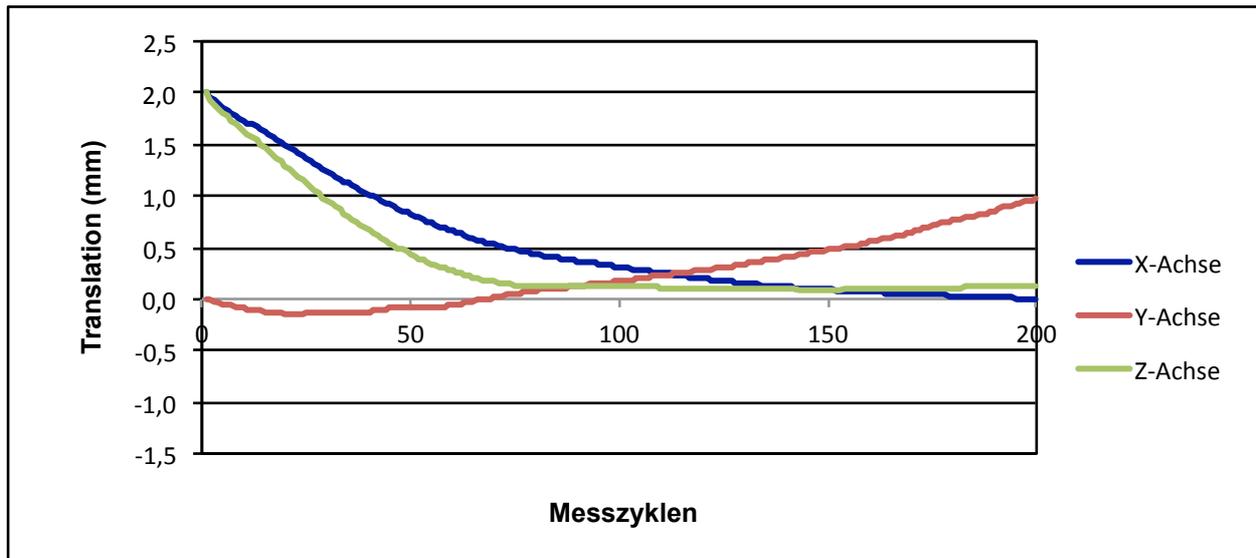
## 4. Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Nivellierungsmessungen vorgestellt und miteinander verglichen. Das Kapitel „Ergebnisse“ gliedert sich in drei Abschnitte. In Kapitel 4.1 soll anhand eines Beispiels ein Kurvendiagramm den Messablauf beschreiben und die dabei, in 200 Messzyklen ermittelten, Größen Translation und Kraft darstellen. In Kapitel 4.2 werden die Bracketsysteme anhand von Säulendiagrammen miteinander verglichen, dabei wird jede Zahnfehlstellung gesondert abgebildet. Es werden sowohl die Nivellierungseffektivität, als auch die dabei auftretenden Maximalkräfte beschrieben. Kapitel 4.3 und 4.4 geben unter Verwendung der verschiedenen Drahtbögen einen Überblick über die Ergebnisse der Korrektur der kombinierten Fehlstellung und der dabei entstandenen Kräfte, wobei Kapitel 4.3 die Nivellierungseffektivität und Kapitel 4.4 die Maximalkräfte veranschaulicht.

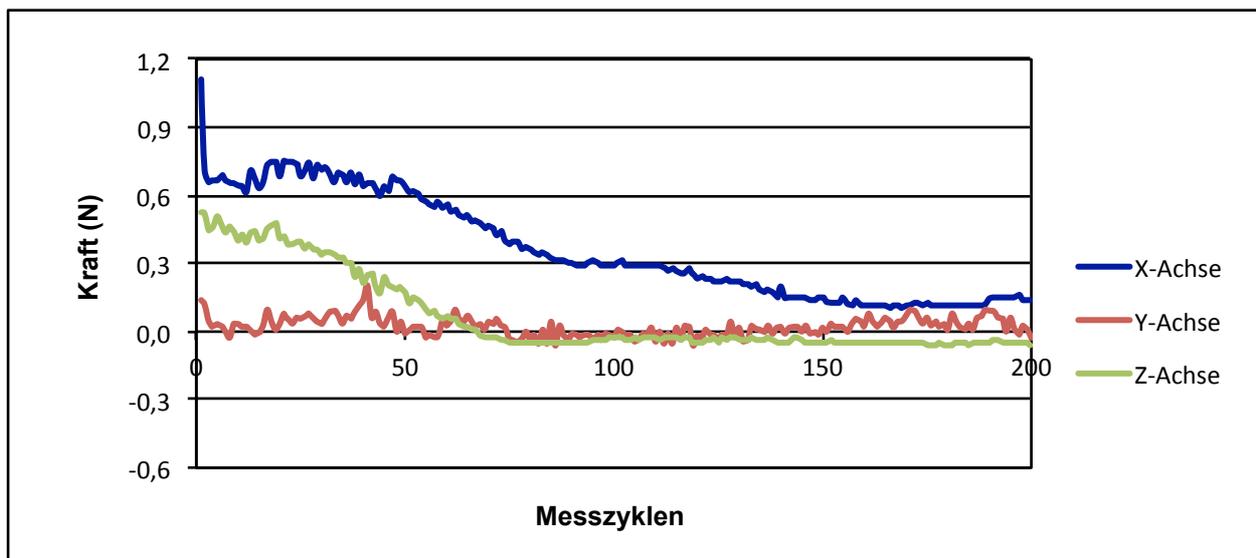
### 4.1 Untersuchte Parameter vorgestellt am Beispiel des Orthonol-12-Drahtbogens in Kombination mit dem Time3-Bracket

In den Abbildungen 13 und 14 werden die Veränderungen der verschiedenen Parameter am Beispiel Time3/Orthonol-12 während der Nivellierungskorrektur dargestellt.

Abbildung 13 beschreibt den Verlauf der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung während der Nivellierungsphase. Die Messung mit dem OMSS gliedert sich dabei in 200 Messzyklen. Bei dem vorliegenden Kurvendiagramm wird die okkluso-apikale Richtung durch die X-Achse und die oro-vestibuläre Richtung durch die Z-Achse beschrieben. Die Y-Achse kennzeichnet die mesio-distale Richtung. Die Zahnfehlstellung beträgt sowohl bei der Infraokklusion, als auch bei der vestibulären Verlagerung je 2 mm. Nach 200 Messzyklen ließ sich eine deutliche Korrektur der Fehlstellung erkennen. Die initiale Infraokklusion ( $x=2$  mm) wurde zu 100% korrigiert, das heißt, die Kurve erreichte auf der X-Achse den Wert 0. Dagegen näherte sich die Kurve der Y-Achse der Nulllinie nicht vollständig, entsprechend konnte die initiale Fehlstellung in vestibulärer Richtung ( $y=2$  mm) nur zu 94 % korrigiert werden. Folglich befand sich nach Abschluss des Messvorgangs der Zahn um 0,12 mm nach vestibulär verlagert.



**Abb. 13:** Verlauf der Translation bei der Kombination Time3/Orthonol-12 entlang der verschiedenen Achsen über insgesamt 200 Messzyklen. Die kombinierten Zahnfehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) wird während der Nivelierungsphase vollständig korrigiert. Dabei wird die okkluso-apikale Richtung durch die X-Achse und die oro-vestibuläre Richtung durch die Z-Achse beschrieben. Die Y-Achse kennzeichnet die mesio-distale Richtung. Die Zahnfehlstellung beträgt sowohl bei der Infraokklusion, als auch bei der vestibulären Verlagerung je 2 mm.

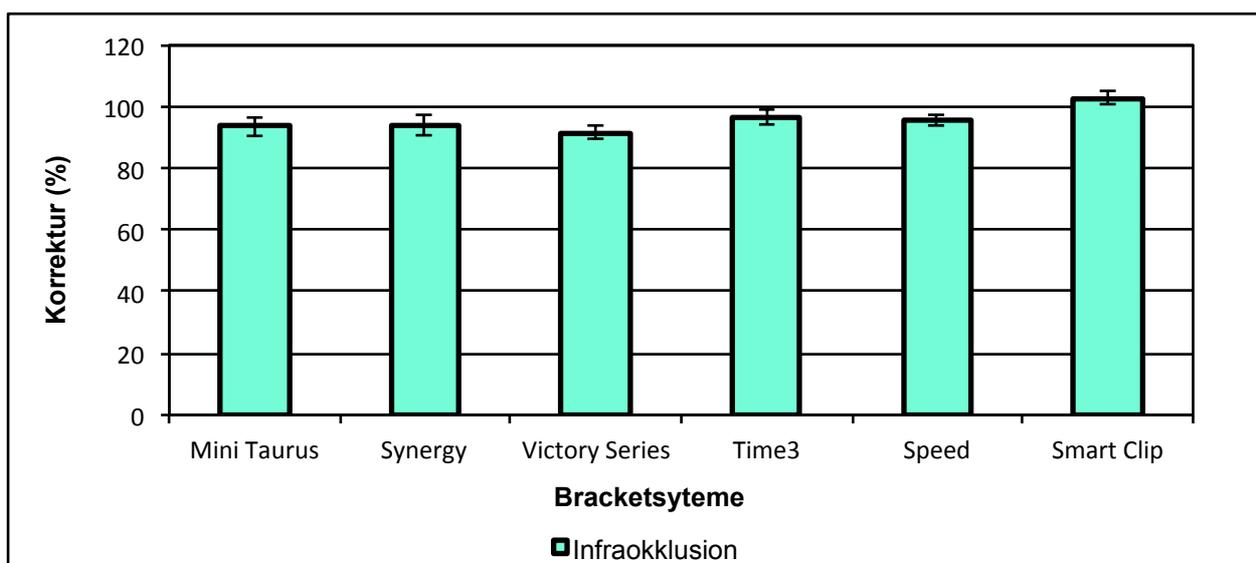


**Abb. 14:** Verlauf der Kräfte bei der Kombination Time3/Orthonol-12 entlang der verschiedenen Achsen über insgesamt 200 Messzyklen. Die Anfangskraft fällt während der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) auf Null ab.

Die Kräfte, die während der Nivellierungsphase auftraten, sind in der obigen Abbildung 14 dargestellt. Bei der Korrektur der Infraokklusion (X-Achse) erreichten die Kräfte anfangs Werte von bis zu 1,1 N. Schon beim zweiten Messzyklus flachte die Kurve deutlich auf einen Wert von 0,7 N ab und ließ im letzten Drittel der Messung nur noch geringe auf den Zahn einwirkende Kräfte erkennen. Bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung (Y-Achse) fielen die Werte der initialen Kräfte im Vergleich zur Korrektur der Infraokklusion um 50 % geringer aus. Ebenfalls war eine deutliche Abflachung der Kurve nach kurzer Zeit sichtbar. Schon nach 70 Messzyklen wurden die Kräfte auf bis zu 0,01 N reduziert.

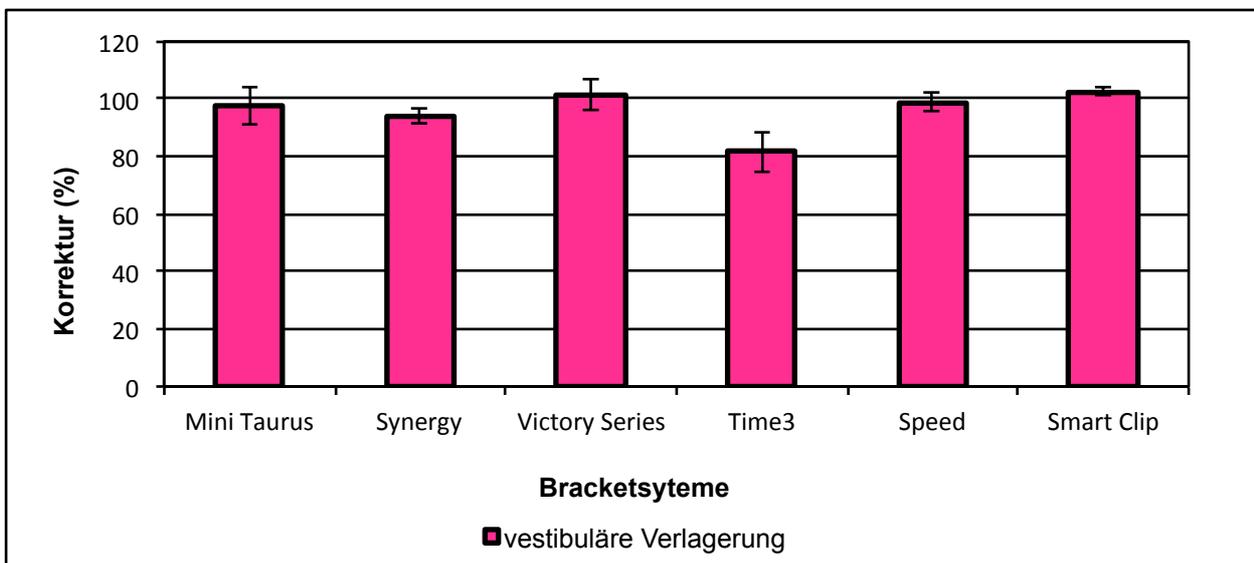
#### 4.2 Untersuchte Parameter im Vergleich mit den verschiedenen Bracketssystemen vorgestellt am Beispiel des Orthonol-12-Drahtbogens

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Nivellierungseffektivität der sechs untersuchten Bracketssysteme vorgestellt. Die Abbildungen 15 und 16 veranschaulichen graphisch die prozentuale Korrektur der eingestellten Infraokklusion sowie der vestibulären Verlagerung mit dem Orthonol-12-Drahtbogen. Die drei konventionellen Bracketssysteme waren mit einer Stahliligatur ligiert.



**Abb. 15:** Erzielte Korrektur der Infraokklusion mit dem Orthonol-12-Drahtbogen und der Stahliligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketssystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

Bei der Untersuchung der Nivellierungseffektivität am Beispiel des Orthonol-12-Drahtbogens zeigte das selbstligierende Time3-Bracket mit einer durchschnittlichen Korrektur der Infraokklusion von 97 % die besten Ergebnisse. Das Smart Clip-Bracket erzielte sogar mit 103 % eine Überkorrektur. Entsprechend befand sich der Zahn 21 nach der Fehlstellungskorrektur leicht nach inzisal verlagert. Im Allgemeinen lässt sich in Abbildung 15 ein sehr einheitliches Bild der sechs verschiedenen Bracketsysteme bei der Nivellierung der Infraokklusion erkennen. Die durchschnittlichen Korrekturwerte lagen zwischen 92 % und 103 %.

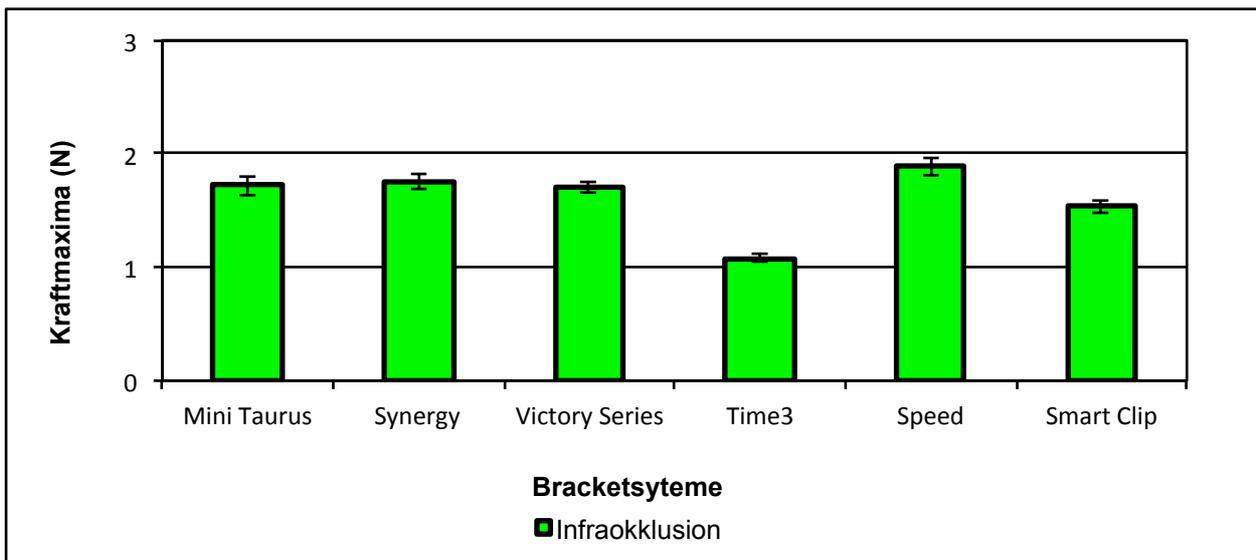


**Abb. 16:** Erzielte Korrektur der vestibulären Verlagerung mit dem Orthonol-12-Drahtbogen und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

Bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung variierten die durchschnittlichen Korrekturwerte zwischen 82 % und 103 % (Abb. 16). Das Time3-Bracket erzielte in Kombination mit dem Orthonol-12-Drahtbogen mit 82 % das schlechteste Ergebnis. Dabei ließ sich eine erhöhte Standardabweichung von 6,8 % feststellen. Bei dem Time3-Bracket ergab sich eine vergleichsweise effektivere Nivellierung bei der Korrektur der Infraokklusion, als bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung. Das höchste Ergebnis mit einer Nivellierungseffektivität von 99 % erzielte das selbstligierende Speed-Bracket. Bei Victory Series (102 %) und Smart Clip (103 %) kam es ebenfalls zu einer leichten

Überkorrektur, was zur Folge hatte, dass der Zahn am Ende der Translationsbewegung um ca. 0,1 mm nach palatinal verlagert war.

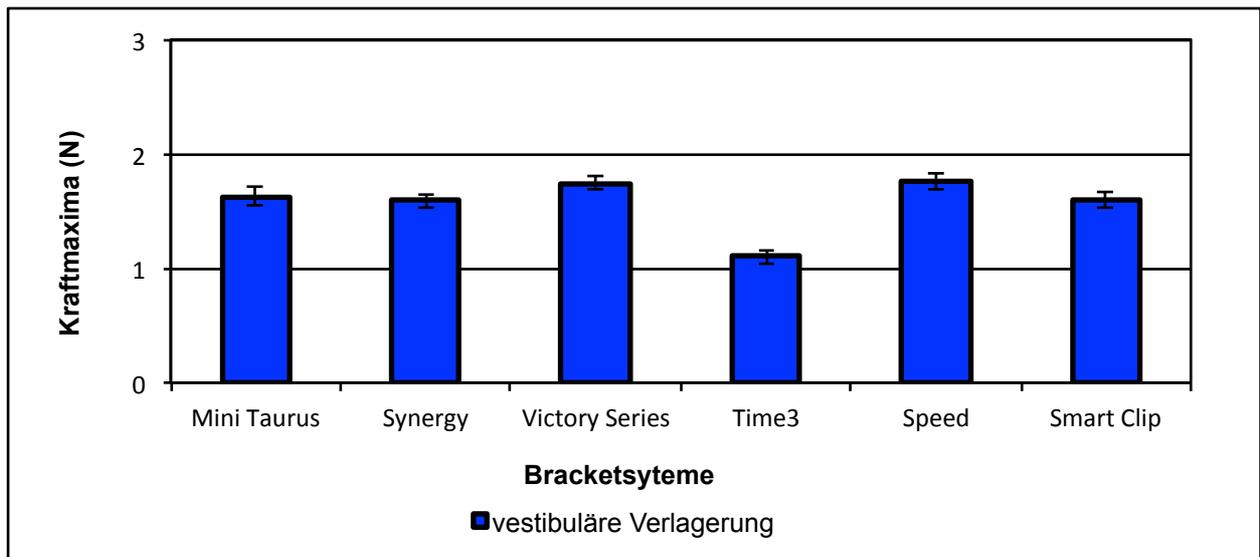
Die folgenden Abbildungen 17 und 18 stellen graphisch die Maximalkräfte dar, die während der Nivellierungsphase bei der Korrektur der Infraokklusion sowie der vestibulären Verlagerung auftraten. Die Y-Achse zeigt die ermittelten Kräfte in Newton.



**Abb. 17:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der Infraokklusion mit dem Orthonol-12-Drahtbogen und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

Bei der Korrektur der Infraokklusion wies das Time3-Bracket in Kombination mit dem Orthonol-12-Drahtbogen mit einem Kraftmaximum von 1,1 N den kleinsten Wert auf (Abb.17). Alle anderen Ergebnisse unterschieden sich nur gering voneinander, die Werte variierten dabei zwischen 1,7 N und 1,9 N.

Entsprechend der Infraokklusion zeigte das Time3-Bracket in Kombination mit dem Orthonol-12-Drahtbogen in Abbildung 18 auch bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung die geringsten Kräfte (1,2 N). Die anderen Ergebnisse der Kraftmaxima unterschieden sich bei den konventionellen, sowie bei den selbstligierenden Brackets nicht gravierend voneinander. Dabei ergaben sich Werte zwischen 1,6 N und 1,7 N.



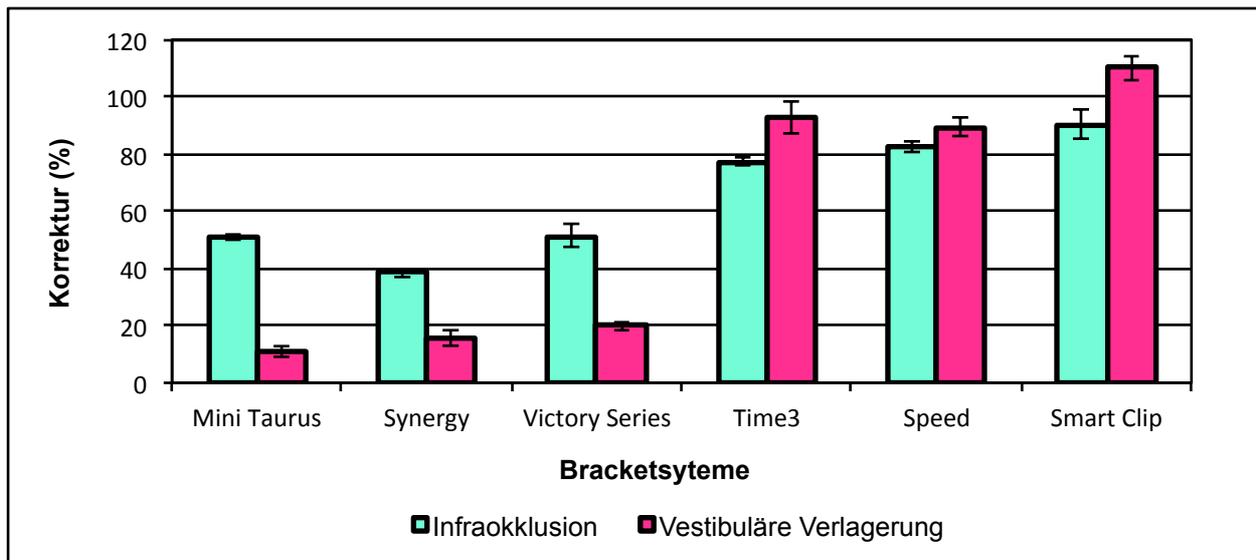
**Abb. 18:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der vestibulären Verlagerung mit dem Orthonol-12-Drahtbogen und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

### 4.3 Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung im Vergleich mit den verschiedenen Drahtbögen

In Kapitel 4.3 werden die Ergebnisse der Nivellierungsmessungen der verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen graphisch dargestellt und miteinander verglichen. Dabei geben die Säulendiagramme einen Überblick über den Erfolg der Korrektur in Bezug auf die jeweils zu korrigierende initiale Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung).

#### 4.3.1 Gummiligatur

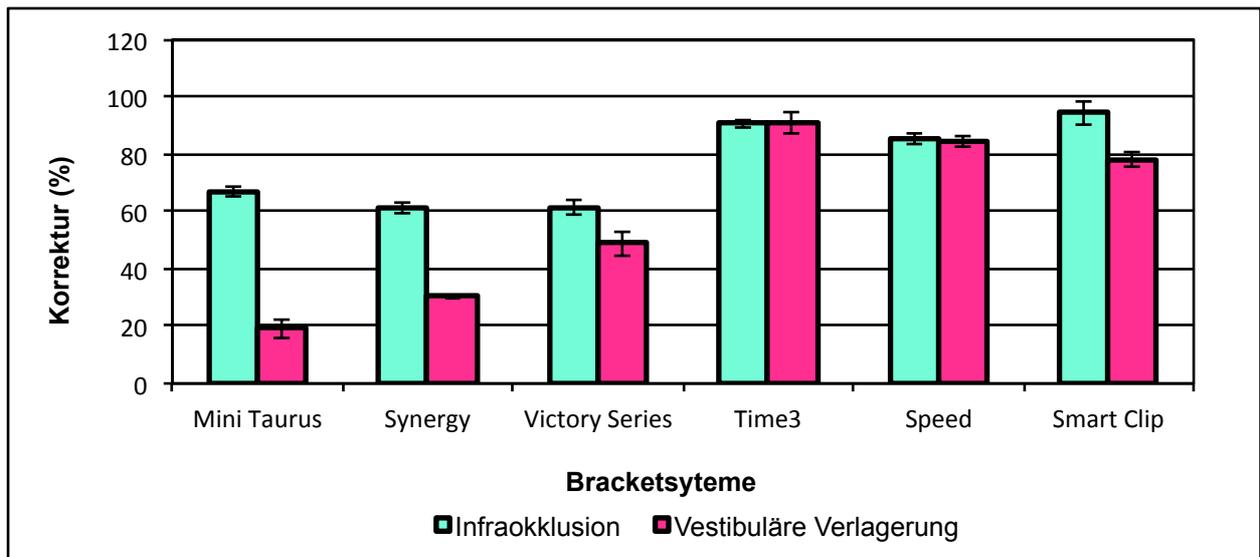
Die Abbildungen 19-22 stellen jeweils die erzielte Korrektur gegenüber. Zu beachten ist hierbei, dass die drei konventionellen Bracketsysteme mit einer Gummiligatur ligiert wurden.



**Abb. 19:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Koaxialdraht und der Gummiligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

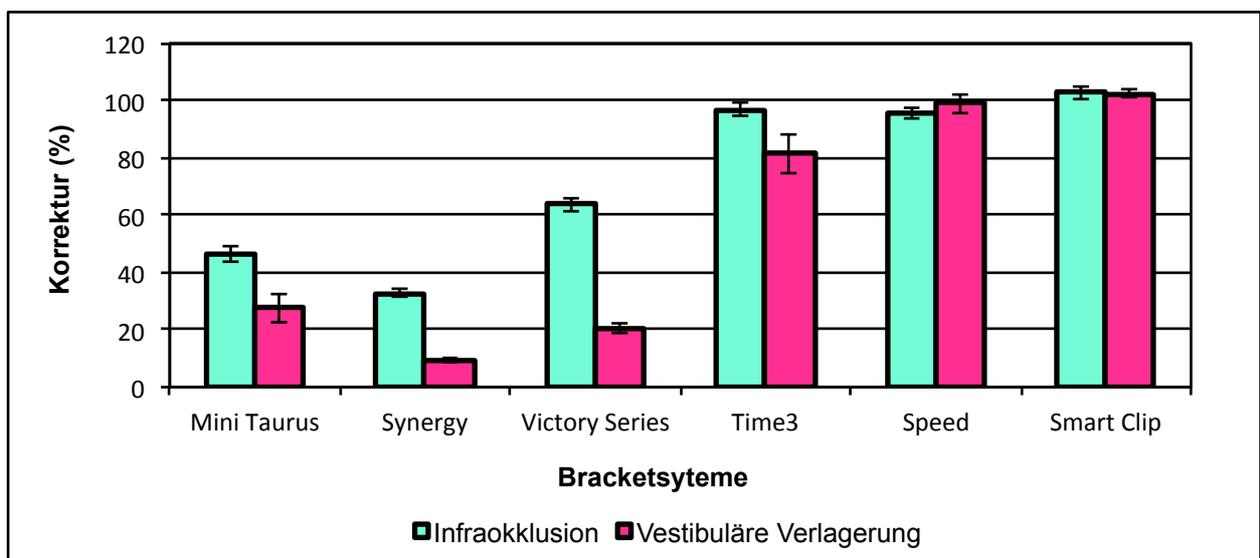
Unter Verwendung des Koaxial-15-Drahtbogens lässt sich in Abbildung 19 zwischen den konventionellen Bracketsystemen in Kombination mit den Gummiligaturen und den selbstligierenden Bracketsystemen ein deutlicher Unterschied bei der Nivellierungskorrektur erkennen. Die konventionellen Bracketsysteme erzielten merklich schlechtere Ergebnisse, als die drei selbstligierenden Bracketsysteme. Auffällig war, dass die vestibuläre Verlagerung mit den selbstligierenden Brackets bis zu 70 % erfolgreicher korrigiert wurde als mit den konventionellen Bracketsystemen. Bei dem selbstligierenden Smart Clip-Bracket kam es sogar zu einer Überkorrektur, demnach befand sich der initial vestibulär verlagerte Zahn nach der Nivellierungskorrektur in einer retrudierten Position.

Auch unter Verwendung des Stahl-12-Drahtbogens erzielten die selbstligierenden Bracketsysteme bessere Nivellierungsergebnisse, als die gummiligierten konventionellen Bracketsysteme, wie in Abbildung 20 dargestellt. In diesem Fall wurde die initiale Infraokklusion, mit durchschnittlich 30 % bei den konventionellen und durchschnittlich 81 % bei den selbstligierenden Bracketsystemen, effektiver korrigiert als die vestibuläre Fehlstellung aus der Anfangsposition heraus.



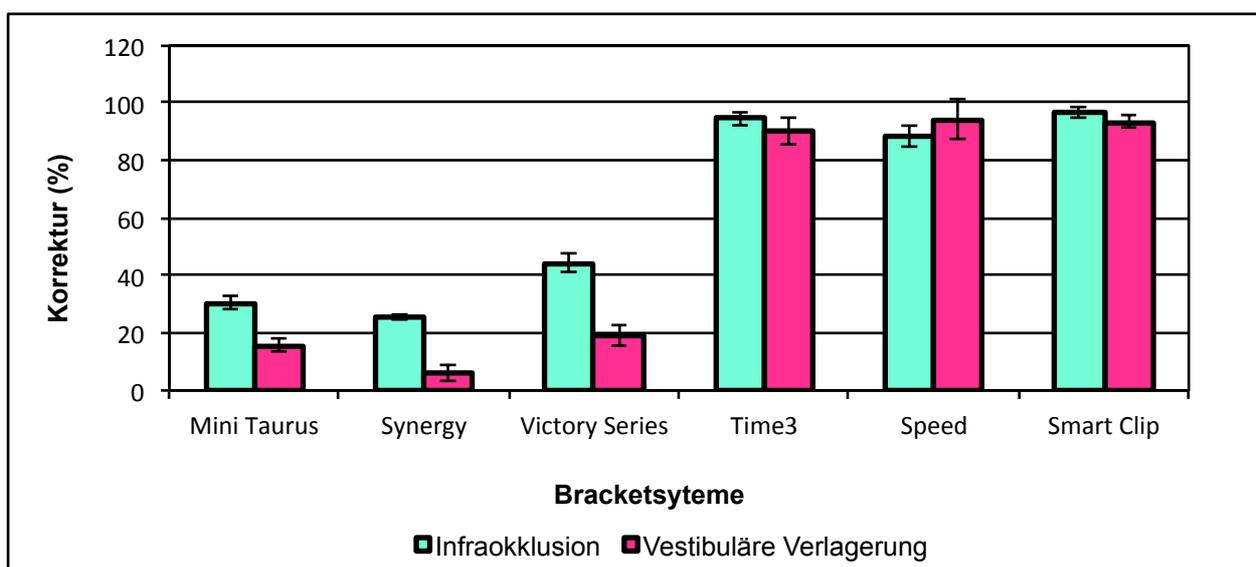
**Abb. 20:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Stahldraht und der Gummiligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

Bei der Nivellierungskorrektur mit dem Orthonol-12-Drahtbogen zeigten die Ergebnisse in Abbildung 21, dass der Erfolg der Korrektur auch in dieser Kombination hauptsächlich von der Wahl der Ligaturart abhängt.



**Abb. 21:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Orthonoldraht und der Gummiligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

Wieder erreichten die selbstligierenden Bracketsysteme deutlich bessere Ergebnisse als die konventionellen. Bei der Korrektur der Anfangsposition der Infraokklusion ergaben sich mit den konventionellen Bracketsystemen Werte zwischen 33 % und 64 % sowie mit den selbstligierenden Bracketsystemen Werte zwischen 97 % und 103 %. Die vestibuläre Fehlstellung wurde bei den konventionellen Brackets mit Ergebnissen zwischen 10 % und 28 % deutlich schlechter korrigiert. Die selbstligierenden Bracket-systeme erzielten vergleichsweise Korrekturwerte zwischen 82 % und 102 %.



**Abb. 22:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Thermalloydraht und der Gummiligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

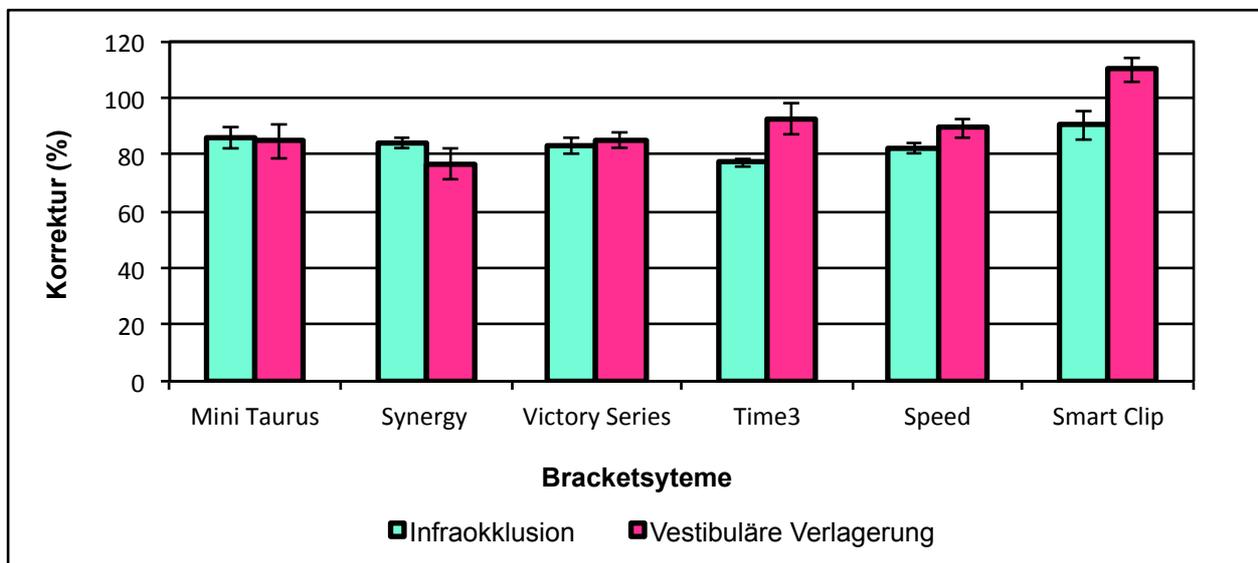
Beim Thermalloy-12-Drahtbogen, in Abbildung 22, korrigierten die selbstligierenden Bracketsysteme die kombinierte Zahnfehlstellung nahezu vollständig. Die konventionellen Bracketsysteme erreichten bei der Korrektur der Infraokklusion lediglich Ergebnisse bis zu 42 % sowie bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung Ergebnisse von maximal 20 %.

Insgesamt betrachtet erreichten bei allen untersuchten Drahtbögen die selbstligierenden Bracketsysteme bessere Korrekturen der kombinierten Zahnfehlstellung als vergleichs-

weise die konventionellen Bracketsysteme, die mit elastischen Ligaturen ligiert waren. Annähernd alle Bracket/Drahtbogen-Kombinationen bewirkten aus der Infraokklusion heraus eine effektivere Nivellierung als aus der vestibulären Verlagerung heraus. Die beste Nivellierungskorrektur der Infraokklusion und der vestibulären Verlagerung wurde mit den selbstligierenden Brackets in Kombination mit dem Orthonol-12-Drahtbogen erzielt. Bei den konventionellen Brackets in Verbindung mit der Gummiligatur ergaben sich bei der Korrektur der Infraokklusion sowie der vestibulären Verlagerung mit dem Stahl-12-Drahtbogen die höchsten Ergebnisse.

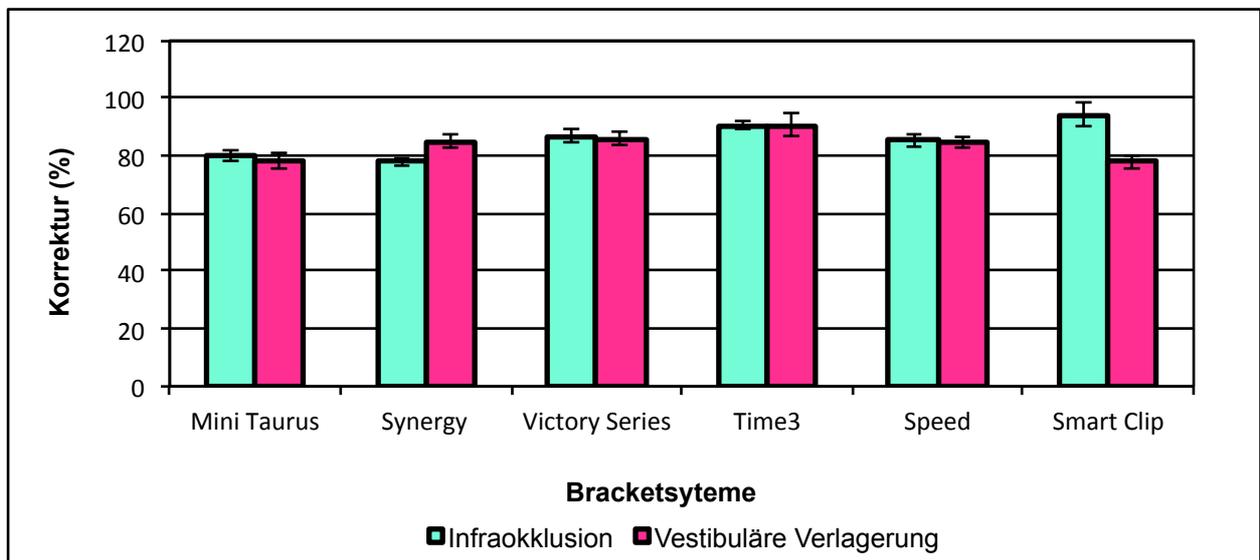
### 4.3.2 Stahlligatur

Die Abbildungen 23-26 stellen jeweils die erzielte Korrektur gegenüber. Zu beachten ist hierbei, dass die drei konventionellen Bracketsysteme nun mit einer Stahlligatur ligiert wurden.



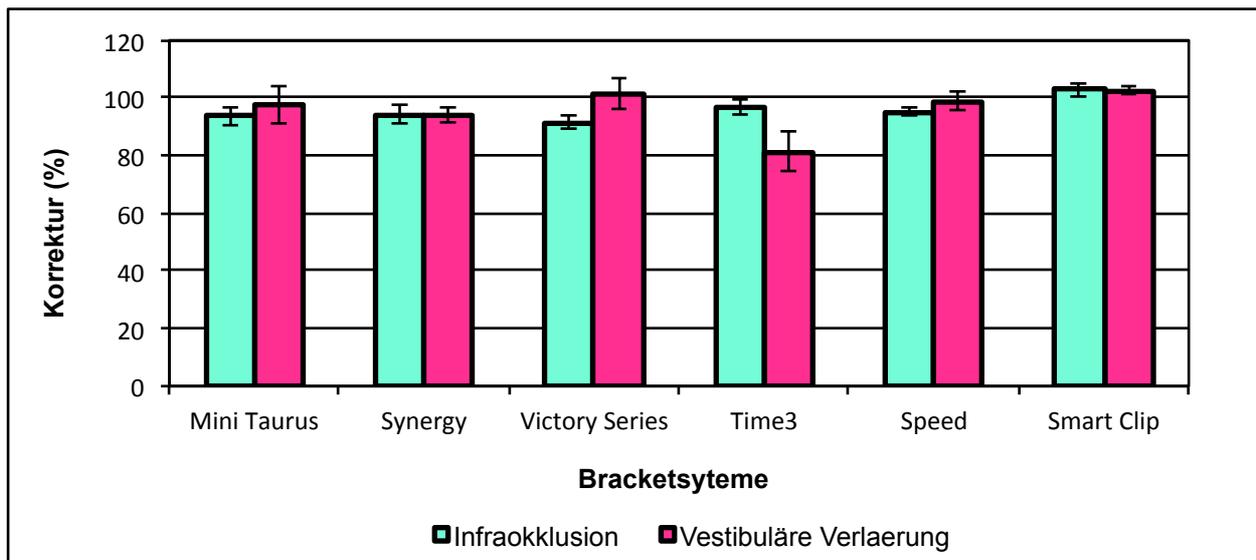
**Abb. 23:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Koaxialdraht und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

Bei der Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung mithilfe des Koaxial-15-Drahtbogens zeigten die untersuchten Bracketsysteme ein einheitliches Bild, wie in Abbildung 23 ersichtlich. Sowohl die selbstligierenden Brackets, als auch die mit Stahl ligierten konventionellen Bracketsysteme ließen in ihren Korrekturergebnissen keine großen Schwankungen zwischen den verschiedenen Ligatursystemen erkennen. Am Ende der Nivellierungsphase ergab sich eine Korrektur der Infraokklusion von durchschnittlich 81 % sowie der vestibulären Verlagerung von durchschnittlich 88 %. Lediglich mit dem Smart Clip-Bracket wurde bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung eine leichte Überkorrektur erreicht.



**Abb. 24:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Stahldraht und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

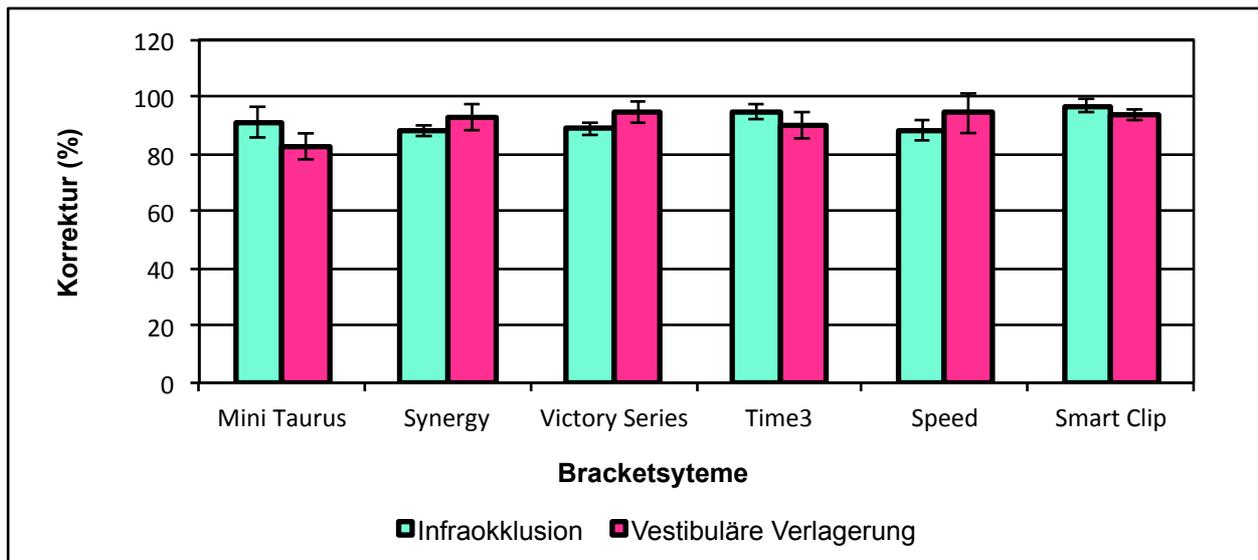
Auch bei der Nivellierungskorrektur mit dem Stahl-12-Drahtbogen (Abb. 24) ergaben sich keine großen Unterschiede zwischen den untersuchten Bracketsystemen. Die Korrektur der Infraokklusion wurde zu durchschnittlich 82 % und die Korrektur der vestibulären Verlagerung im Mittel zu 83 % erzielt.



**Abb. 25:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Orthonoldraht und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

In Abbildung 25 werden die Nivellierungserfolge der verschiedenen Bracketsysteme in Kombination mit dem Orthonol-12-Drahtbogen dargestellt. Unter allen Bracketsystemen ergaben sich durchschnittliche Korrekturergebnisse von 95 % bei der Nivellierung der initialen Infraokklusion, während die Korrektur der vestibulären Verlagerung bei durchschnittlich 98 % lag. Dabei erreichte das Time3-Bracket in dieser Konstellation bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung mit 80 % das schlechteste Nivellierungsergebnis.

Abbildung 26 zeigt in Kombination mit dem NiTi-Drahtbogen Thermalloy-12 ebenfalls ein sehr einheitliches Bild. Die Nivellierungseffektivität bei der Korrektur der Infraokklusion lag zwischen 89 % und 97 %. Bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung variierten die Werte zwischen 82 % und 95 %.



**Abb. 26:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung mit dem Thermalloydraht und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

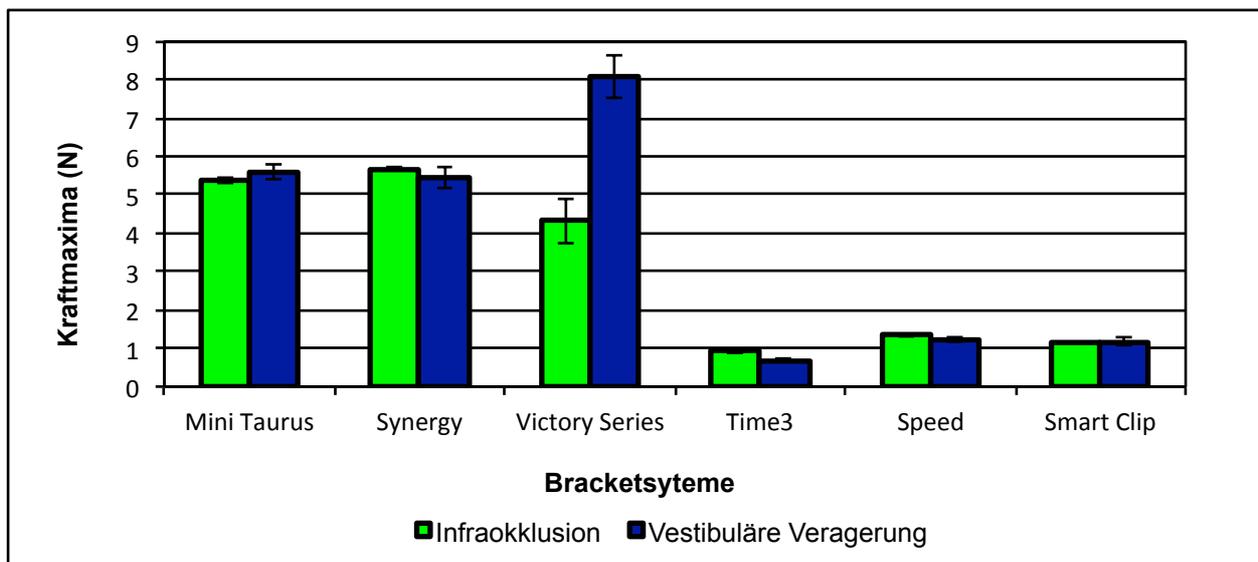
Schlussfolgernd lässt sich aus allen o.g. Ergebnissen des Kapitels 4.3 resümieren, dass die Nivellierungseffektivität stärker von der Art der Ligatur abhängt, als von der Auswahl der Drahtbögen. Im direkten Vergleich der selbstligierenden Bracketsysteme mit den konventionellen gummiligierten Systemen sowie den stahlligierten Bracketsystemen erreichten die Brackets mit der elastischen Ligatur die schlechtesten Ergebnisse. Dagegen zeigten die Nivellierungswerte der selbstligierenden und die der stahlligierten konventionellen Bracketsysteme bei der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung ein sehr einheitliches Bild. Sie erreichten im Mittel Korrekturwerte von durchschnittlich 93 %. In Kombination mit den beiden NiTi-Drahtbögen Thermalloy und Orthonol wurden die besten Nivellierungsergebnisse in dieser Untersuchung erreicht.

#### 4.4 Maximalkräfte bei der Korrektur der kombinierten Fehlstellung bei den verschiedenen Drahtbögen

Die folgenden Messergebnisse geben einen Überblick über die Maximalkräfte der verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen, die bei der Nivellierungskorrektur der kombinierten Zahnfehlstellung auftraten.

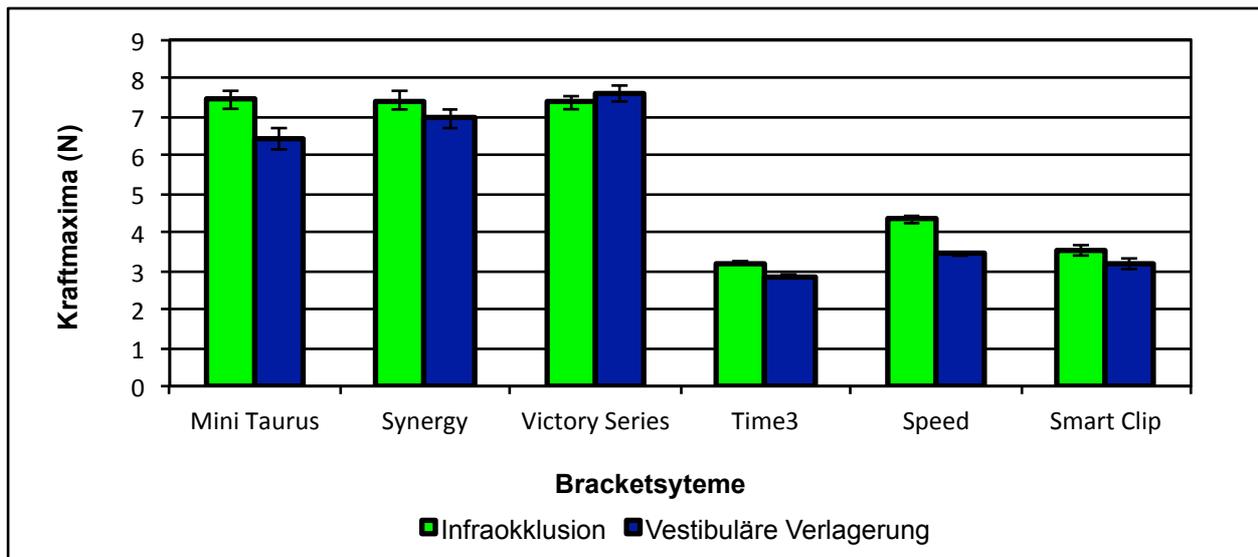
#### 4.4.1 Gummiligatur

Die Abbildungen 27-30 zeigen anhand von Säulendiagrammen die initialen Kräfte für jedes untersuchte Drahtbogensystem auf. Die drei konventionellen Bracketsysteme waren mit elastischen Ligaturen ligiert und wurden zum Vergleich mit den drei selbstligierenden Bracketsystemen jeweils in eine Graphik gesetzt.



**Abb. 27:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung mit dem Koaxialdraht und der Gummiligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

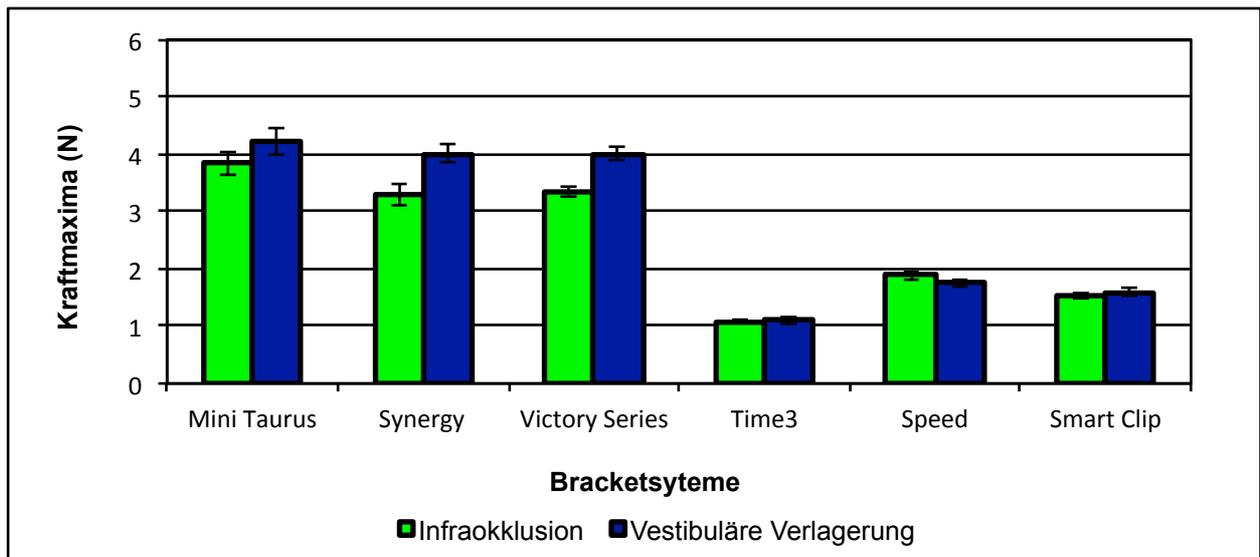
Ein deutlich differenziertes Bild bei den Ergebnissen der Kraftmaxima lässt sich in Abbildung 27 zwischen den gummiligierten konventionellen Bracketsystemen und den selbstligierenden Brackets unter Verwendung des Koaxial-15-Drahtbogens erkennen. Bei den konventionellen Bracketsystemen traten bei der Korrektur der Infraokklusion Kraftwerte zwischen 4,3 N und 5,6 N auf. Bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung kam es mit dem Victory Series-Bracket sogar zu einem extrem hohen Messergebnis von 8,0 N. Die Kraftergebnisse mit den selbstligierenden Brackets variierten dagegen durchschnittlich zwischen 0,6 N bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung mit dem Time3-Bracket und 1,3 N bei der Korrektur der Infraokklusion mit dem Speed-Bracket.



**Abb. 28:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung mit dem Stahldraht und der Gummiligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

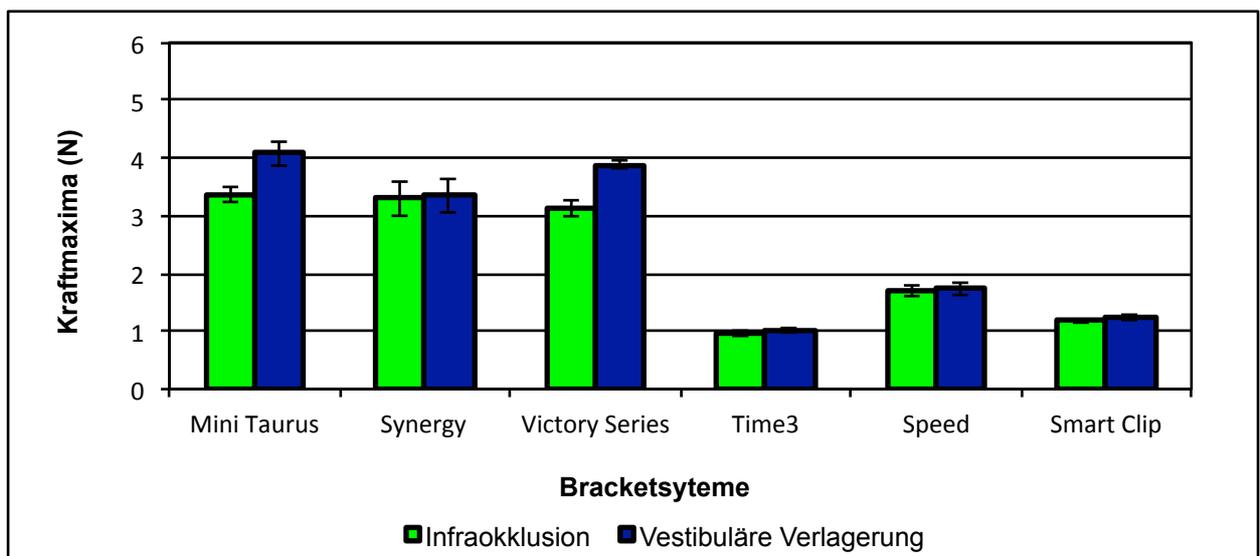
Extrem hohe initiale Kraftmaxima zeigten sich insgesamt bei der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung in Kombination mit dem Stahl-12-Drahtbogen in Abbildung 28. Auch bei dieser Messung ließen sich deutliche Unterschiede der beiden Ligaturarten bezogen auf die Kräfte feststellen. Bei der Korrektur der Anfangsposition der Infraokklusion lagen die Kraftergebnisse bei den gummiligierten konventionellen Bracketssystemen bei durchschnittlich 7,4 N, bei den selbstligierenden Bracketsystemen im Mittel bei 3,7 N. Der Ausgleich der vestibulären Verlagerung beinhaltete durchschnittliche Kraftmaxima von 7,0 N bei den konventionellen Brackets und von 3,1 N bei den selbstligierenden Bracketsystemen.

Im Vergleich zu den Messergebnissen bezüglich der initialen Kraftmaxima mit dem Koaxial- und Stahl-Drahtbogen aus Abbildung 27 und 28 ergaben sich in Kombination mit dem Orthonol-12-Drahtbogen, wie in Abbildung 29 dargestellt, insgesamt kleinere Kräfte bei der Nivellierungskorrektur der kombinierten Zahnfehlstellung. Die Kräfte variierten in Kombination mit den gummiligierten konventionellen Bracketsystemen bei der Korrektur der Infraokklusion zwischen 3,2 N und 3,8 N sowie bei der vestibulären Verlagerung zwischen 4,0 N und 4,2 N.



**Abb. 29:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung mit dem Orthonoldraht und der Gummiligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

Auch unter Verwendung des NiTi-Drahtbogens Orthonol fielen bei den selbstligierenden Bracketsystemen die initialen Kräfte im Mittel mit Werten zwischen 1,0 N und 1,9 N merklich kleiner aus, als die o.g. Werte der gummiligierten konventionellen Brackets.



**Abb. 30:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung mit dem Thermalloydraht und der Gummiligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

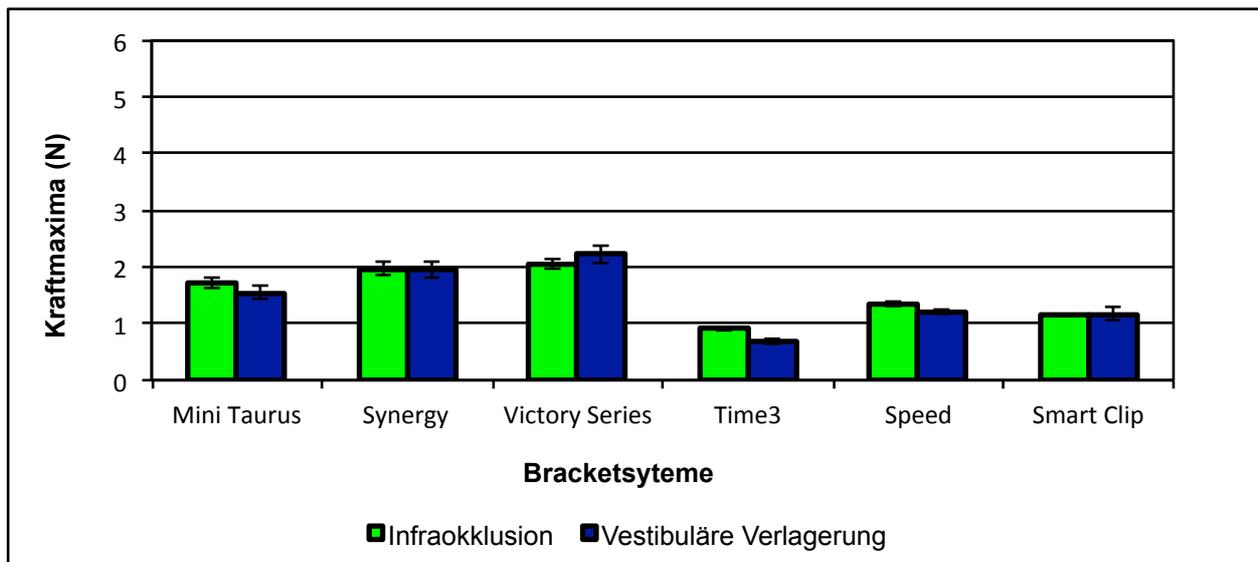
In Kombination mit dem Thermalloy-12-Drahtbogen (Abb. 30) verhielten sich die Kräfte abhängig von der Ligaturart ähnlich wie in Verbindung mit dem Orthonol-12-Drahtbogen. Während es bei den gummiligierten konventionellen Bracketsystemen zu Kraftmaxima von durchschnittlich 3,5 N kam, ergaben sich Werte von durchschnittlich 1,3 N mit den selbstligierenden Bracketsystemen.

Insgesamt ließ sich bei Betrachtung aller Ergebnisse aus den vorliegenden Abbildungen 27 bis 30 erkennen, dass sich die erzeugten initialen Kraftwerte, abhängig von den ausgewählten Ligatursystemen der untersuchten Bracket/Drahtbogen-Kombinationen, zum Teil stark voneinander unterscheiden. Wenngleich nicht so markant, differierten auch die vier Drahtbögen bei der Nivellierungskorrektur der kombinierten Zahnfehlstellung mit unterschiedlich großen initialen Kraftergebnissen. Insgesamt wurden bei der Messung sehr hohe Maximalkräfte erzeugt. In allen vier Graphiken ist erkennbar, dass das selbstligierende Time3-Bracket in Kombination mit den ausgewählten Drahtbögen, im Vergleich zu allen anderen Bracketsystemen den kleinsten Kraftwert erreichte. Dabei wurden die höchsten Ergebnisse mit dem Time3-Bracket und dem Koaxial-15-Drahtbogen erzeugt. Die Initialkräfte lagen in dieser Kombination im Mittel bei 0,9 N während die vestibuläre Verlagerung mit einem mittleren Kraftwert von 0,6 N korrigiert wurde.

#### **4.4.2 Stahlligatur**

Die Abbildungen 31-34 veranschaulichen anhand von Säulendiagrammen für jedes untersuchte Drahtbogensystem die initialen Kräfte, die während der gemeinsamen Korrektur der Infraokklusion und der vestibulären Verlagerung entstanden sind. Die drei konventionellen Bracketsysteme wurden mit Stahl ligiert und stehen im Vergleich zu den drei selbstligierenden Bracketsystemen.

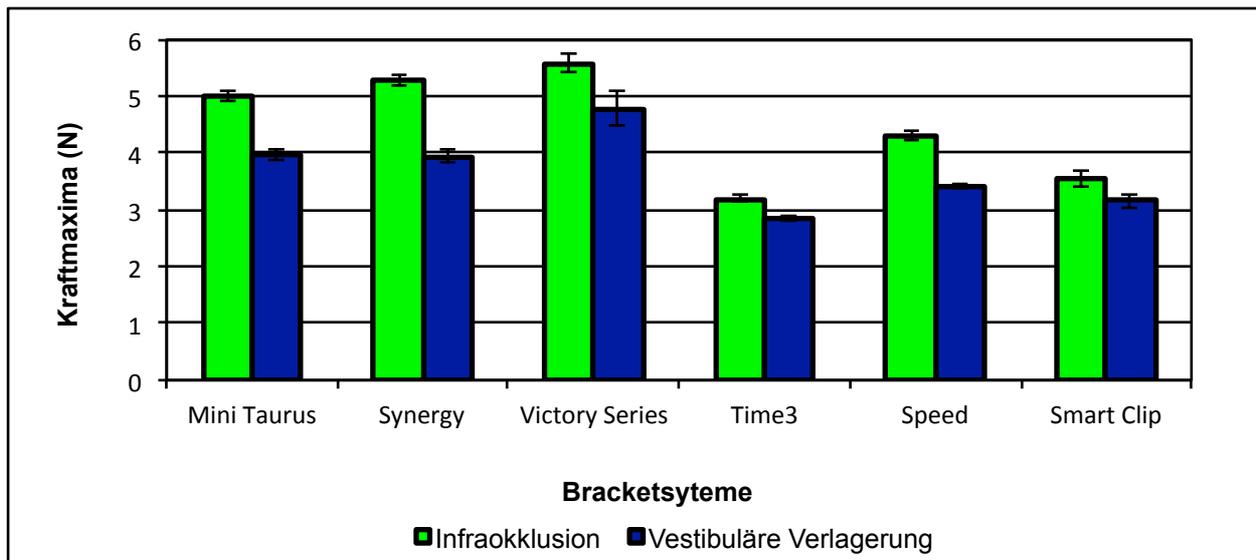
In Abbildung 31 zeigt sich im Gegensatz zu den gummiligierten konventionellen Bracketsystemen aus den Abbildungen 27 bis 30 nur ein geringer Kraftunterschied zwischen den selbstligierenden und den konventionellen mit Stahl ligierten Bracketsystemen unter Verwendung des Koaxial-15-Drahtbogens.



**Abb. 31:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung mit dem Koaxialdraht und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

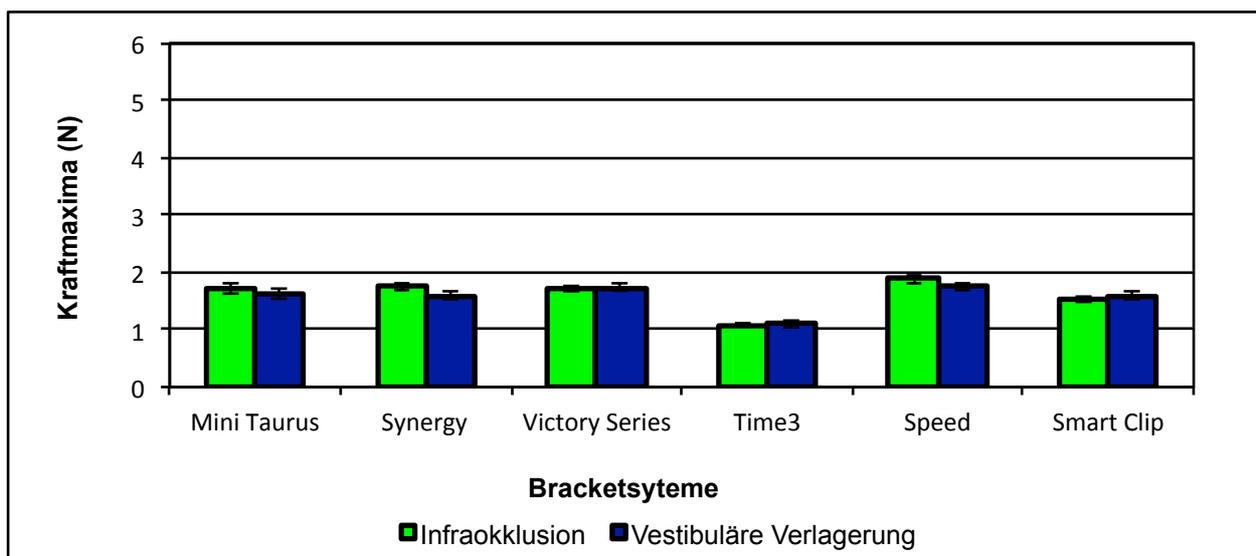
Die Kräfte, die während der Nivellierungsphase bei der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung aufgetreten sind, lagen bei den stahlligierten konventionellen Bracketssystemen im Durchschnitt zwischen 1,5 N und 2,2 N und fielen bei den selbstligierenden Bracketssystemen mit durchschnittlichen Werten von 0,6 N bis 1,3 N etwas kleiner aus.

Bei der Kombination mit dem Stahl-12-Drahtbogen ergaben sich, wie in Abbildung 32 dargestellt, insgesamt deutlich höhere Kraftwerte im Vergleich zu den anderen in diesem Abschnitt untersuchten Drahtbögen. Sie variierten bei den konventionellen, mit Stahl ligierten Bracketssystemen im Durchschnitt zwischen 3,9 N und 5,5 N sowie bei den selbstligierenden Bracketssystemen im Mittel zwischen 2,8 N und 4,3 N. Die Kräfte bei der Korrektur der Infraokklusion fielen dabei größer aus als bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung. Die selbstligierenden Brackets wiesen im Gegensatz zu den stahlligierten konventionellen Systemen kleinere Kraftwerte bei der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung auf.

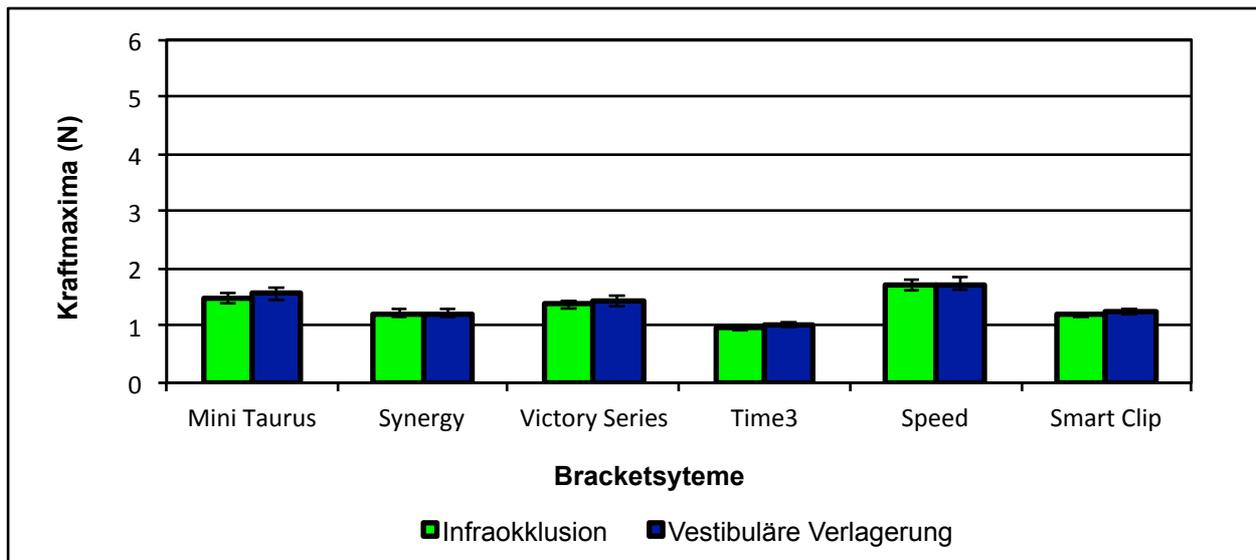


**Abb. 32:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung mit dem Stahldraht und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

Ein sehr einheitliches Bild zeigt sich in Abbildung 33 mit durchschnittlichen Kräfteergebnissen von 1,0 N bis 1,8 N. Das Time3-Bracket erreichte dabei in Kombination mit dem Orthonol-12-Drahtbogen die kleinsten Kräfte.



**Abb. 33:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung mit dem Orthonoldraht und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.



**Abb. 34:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung mit dem Thermalloydraht und der Stahlligatur in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 16 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

Auch in Abbildung 34, bei der Kombination mit dem Thermalloy-12-Drahtbogen, fielen die Kraftmaxima unabhängig von den untersuchten Bracketsystemen mit Werten von durchschnittlich 0,9 N und 1,7 N relativ ähnlich aus.

Bei einem Vergleich aller auf die Maximalkräfte bezogenen Ergebnisse aus den Abbildungen 27 bis 34, ließ sich bei allen vier untersuchten Drahtbögen ein Unterschied zwischen den drei Ligaturarten erkennen. Dabei zeigte die Kombination mit den konventionellen Bracketsystemen und der Gummiligatur die markantesten Unterschiede und verursachte die größten Kräfte. Stahlligierte konventionelle Bracketsysteme und selbstligierende Bracketsysteme unterschieden sich stark von den gummiligierten Systemen, untereinander jedoch nur geringfügig. Das kleinste Kraftergebnis während der Nivellierungsphase erzielte das selbstligierende Time3-Bracket sowohl bei der Korrektur der Infraokklusion als auch bei der Behebung der vestibulären Verlagerung. Dementsprechend ergaben sich bei dieser Untersuchung die kleinsten Kräfte in Kombination mit dem Time3-Bracket und dem Koaxial-15-Drahtbogen. Bei Betrachtung der vier Drahtbögen untereinander, wiesen die beiden NiTi-Drahtbögen im direkten Vergleich zum Stahl- und Koaxialdrahtbogen insgesamt die geringsten Nivellierungskräfte auf.

#### 4.5 Ergebnisse der statistischen Auswertung

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Varianzanalyse tabellarisch am Beispiel von zwei verschiedenen Drahtbögen dargestellt und erläutert.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	s	ns	s
SY-S						ns	s	ns	s
VS-S							ns	ns	ns
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 3:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der Infrakklusion beim Stahldraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketssystemen. Die verwendeten Abkürzungen für die jeweiligen Bracketssysteme werden in der unten stehenden Legende dieser Tabelle erläutert.

**MT-G:** Mini Taurus, Gummiligatur  
**SY-G:** Synergy, Gummiligatur  
**VS-G:** Victory Series, Gummiligatur

**MT-S:** Mini Taurus, Stahlligatur  
**SY-S:** Synergy, Stahlligatur  
**VS-S:** Victory Series, Stahlligatur

**T3:** Time3  
**Sp:** Speed  
**SC:** Smart Clip

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	ns	ns	ns
SY-S						ns	ns	ns	ns
VS-S							ns	ns	ns
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 4:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Thermalloydraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketssystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

Es zeigte sich, dass die Bracketsysteme, die mit dem gleichen Ligatursystem ligiert waren, sich nicht merklich voneinander unterschieden, unabhängig von ihrer Bauart. Stehen jedoch die verschiedenen Ligatursysteme in Anwendung auf die unterschiedlichen Bracketsysteme im direkten Vergleich, so stellt sich in bestimmten Bereichen ein signifikanter Unterschied heraus. Die Bracketsysteme wurden in Tabelle 3 und 4 blockweise nach Einligierungsart sortiert und farblich dargestellt. Die drei konventionellen Bracketsysteme, die mit der Gummiligatur ligiert waren (in Gelb hervorgehoben) wiesen keine signifikanten Unterschiede untereinander auf. Gleiches gilt für die in blau hervorgehobenen Bracketsysteme, ligiert mit einer Stahlligatur und die selbstligierenden Brackets (grün), innerhalb deren Gruppe sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zeigten. Im Gegensatz zu diesen gruppeninhärent ähnlichen Ergebnissen traten jedoch beim Vergleich der drei Gruppen untereinander deutlichere Unterschiede zu Tage: Sowohl bei der Korrektur der Infraokklusion mit dem Stahl-12-Drahtbogen (Tab. 3), als auch bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung mit dem Thermalloy-12-Drahtbogen (Tab. 4) war deutlich erkennbar, dass sich die jeweiligen Ligaturen intern nicht signifikant voneinander unterscheiden. Ferner ließ sich ein signifikanter Unterschied zwischen den gummiligierten Bracketsystemen im Vergleich zu den stahlligierten- und zu den selbstligierenden Bracketsystemen erkennen. Ein Vergleich der Bracketsysteme mit Stahlligaturen zu den selbstligierenden Brackets hingegen zeigte eine größere Ähnlichkeit der Messwerte als dies bei dem oben genannten Vergleich der stahlligierten und der selbstligierenden Systeme gegenüber den gummiligierten Systemen der Fall war. Demnach unterscheiden sich die stahlligierten Bracketsysteme nur manchmal signifikant von den selbstligierenden Systemen. Ein zentrales Ergebnis der Untersuchungen ist somit, dass die Eigenschaften der eingesetzten Systeme sich insbesondere unter Einsatz einer Gummiligatur signifikant verändern. Dies wird besonders in Tabelle 4 deutlich. Alle weiteren statistischen Ergebnisse werden im Anhang (Kapitel 7.) dargestellt.

## 5. Diskussion

Nachdem in den vorangegangenen Kapiteln die Ergebnisse der Studie qualitativ dargestellt und ausgewertet worden sind, werden im Rahmen dieses Kapitels die Methodik der Studie und die gewonnenen Erkenntnisse diskutiert. Besonderes Augenmerk wird hierbei auf Charakteristika von *in-vitro*-Messungen und ihre möglichen Implikationen für die Übertragbarkeit der Ergebnisse gelegt, bevor abschließend die Messwerte hinsichtlich ihrer Aussagen resümiert werden.

### 5.1 Diskussion der Methodik

Zur Vorbereitung dieser abschließenden Schlussfolgerungen wird im folgenden Kapitel zunächst erneut ein genauer Blick auf die Methoden geworfen, um Gesichtspunkte zu beleuchten, die sich bei der Durchführung der Untersuchung als kritisch erwiesen haben.

#### 5.1.1 Simulationsmessung mit dem OMSS

Die experimentelle Versuchsdurchführung wurde anhand einer *in-vitro*-Studie mit Hilfe des OMSS durchgeführt. Ziel dieser Untersuchung war es, für jede ausgewählte Bracket/Drahtbogen-Kombination die initialen Kraftsysteme sowie die in der Simulation erreichte Zahnstellungskorrektur zu ermitteln. Anders als in der Untersuchung von Höse [2007], bei der die Nivellierungseffektivität lediglich für eine einfache Zahnfehlstellung in der okkluso-apikalen Ebene durchgeführt wurde, untersuchte das vorliegende Experiment die Korrektur einer kombinierten Frontzahnfehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) während der Nivellierungsphase.

Die angenommene kombinierte Fehlstellung ist somit komplexer und dadurch womöglich wirklichkeitsnäher. Dennoch sollte bei der Einschätzung der getroffenen Aussagen bedacht werden, dass eine modellgebundene Untersuchung naturgemäß nur ein

unvollständiges Abbild der Wirklichkeit liefern kann. Dieses bietet keine absoluten Erkenntnisse, sondern Indikatoren für die Nutzbarkeit einzelner Materialkombinationen in der Praxis. Die bei der Verwendung von *in-vitro*-Studien stets gegebenen Einschränkungen der Übertragbarkeit sind in diesem Zusammenhang wie folgt ausgeprägt: Das anwendungsorientierte Messsystem bietet eine wirklichkeitsnahe Simulation der klinischen Situation. Jedoch konnte das parodontale Ligament durch das System noch nicht künstlich nachgeahmt werden. Die Position des Widerstandszentrums richtete sich bei der Versuchsdurchführung nach den Literaturangaben von *Pederson et al.* [1990], jedoch kann diese vorgegebene Position patientenabhängig variieren und von der Konstante abweichen. Andere Einflüsse, wie Kraftverteilung durch interdentale Kontakte, Mastikation und Weichteilfunktion, konnten bisher keine Berücksichtigung finden [Drescher et al., 1991].

Die durchgeführten Messungen sind demnach nur eingeschränkt mit den klinischen Gegebenheiten vergleichbar und sollten als Modell betrachtet werden, da sich im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung zusätzlich intraorale Interaktionen abspielen, die der Versuchsaufbau so nicht wiedergeben kann.

### **5.1.2 Verwendete Materialien**

Ein besonderes Augenmerk wurde bei der Untersuchung der Nivellierungseffektivität auf das Verhalten der verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen mit den unterschiedlichen Ligatursystemen gelegt. Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Messungen an insgesamt sechs Frontzahn-Brackets durchgeführt. Dabei handelte es sich um drei konventionelle sowie um drei selbstligierende Bracketsysteme, von denen zwei durch ein aktives und ein Bracket durch ein passives Verschlussystem den Drahtbogen im Slot hielten. Alle Brackets wurden, mit Ausnahme der selbstligierenden Brackets, mit zwei unterschiedlichen Ligaturen getestet, einer Stahl- und einer elastischen Gummiligatur.

Auch die für diese experimentelle Studie ausgewählten Drahtbögen unterschieden sich in ihren Eigenschaften. Für die Nivellierungsmessungen wurden vier verschiedene Drahtbögen mit Unterschieden in Legierungszusammensetzung (Koaxial-, Stahl- und Nickel-Titan-Legierung) und Durchmesser (rund, 0,012“ und 0,015“) in Betracht gezogen.

Um die Versuchsdurchführung möglichst realistisch an die klinische Situation anzupassen, wurden abweichend der Studie von *Fansa* [2009] für jede Bracket/Drahtbogen-Kombination verschiedene Replika-Frasaco-Modelle verwendet, die mit dem gleichen Bracketsystemen beklebt wurden, mit dem auch der zu untersuchende Zahn 21 bestückt wurde. Folglich gehörten alle Brackets eines Zahnbogens einem bestimmten Bracket-system an.

## **5.2 Diskussion der Ergebnisse im Vergleich zur Literatur**

Während einer orthodontischen Behandlung ist für die Korrektur einer Zahnfehlstellung die richtige Kraftgröße ausschlaggebend. Die folgende Diskussion bietet einen Überblick über das Verhalten verschiedener Bracket/Drahtbogen-Kombinationen während der Nivellierungsphase und die dabei auftretenden Kraftmaxima.

### **5.2.1 Diskussion der Nivellierungsergebnisse**

Die Nivellierung, als erste Phase einer Multibandbehandlung, hat die Aufgabe, die unterschiedlichen Slotdifferenzen dreidimensional auszugleichen, mit dem Ziel, in horizontaler sowie vertikaler Ebene einen Idealbogen zu schaffen [Schumacher et al., 1992]. Im Rahmen dieser Untersuchung wurde die Korrektur der initialen kombinierten Frontzahnfehlstellung im Wesentlichen von der Art der Ligatur sowie vom Ligierungsvorgang selbst beeinflusst. Ein einheitliches und zufriedenstellendes Bild mit Korrekturwerten bis zu 99 % zeigten die selbstligierenden sowie die konventionellen Bracketsysteme, die mit einer Stahlligatur versehen wurden. Bei allen untersuchten

Bracket/Drahtbogen-Kombinationen ergaben sich im Gegensatz dazu die schlechtesten Nivellierungsergebnisse in Kombination mit den elastischen Ligaturen.

Je nach Bracketsystem kommt es während der Nivellierungskorrektur zu unterschiedlich hohen Friktionswerten zwischen Drahtbogen und Bracketslot. Dabei spielen verschiedene Einflussfaktoren, wie Bracketdesign, Drahtmaterial, Drahtdimension und Ligatur eine wichtige Rolle [Bednar et al., 1991; Bourauel et al., 1992, 1998; Drescher et al., 1989, 1990; Frank, 1979; Frank und Nicolai, 1980; Schumacher et al., 1990, 1991, 1992, 1999; Tidy und Orth, 1989]. In einer Studie von *Schumacher et al.* [1992] zeigte sich, dass die Ligatur größere Auswirkungen auf die Friktion hat, als vergleichsweise die Drahtdimension. Diese Aussage wurde von *Schwartz* [2002], der die Einligierungsart als Hauptursache für die Entstehung von Friktion sieht, ebenfalls bestätigt. Werden diese Studien nun auf die vorliegende Arbeit übertragen, so könnte sich das voneinander abweichende Verhalten der Bracketsysteme bei der Nivellierungskorrektur durch die ligaturbedingte Friktion erklären. Da bei dieser wissenschaftlichen Untersuchung das Reibungsverhalten der verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen nicht Teil der Messreihe war, ist diese Begründung nur als mögliche Annahme anzusehen. Zukünftige Forschungen zur Erhärtung oder Widerlegung dieser These werden derzeit durchgeführt.

Bei einem Vergleich der Ergebnisse ergaben sich bei allen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen ähnliche Korrekturergebnisse, wenn dabei jedes Ligatursystem für sich betrachtet wird (siehe Abbildungen 19-26). Sowohl die initiale Infraokklusion, als auch die vestibuläre Verlagerung wurden durch die selbstligierenden Bracketsysteme mit Werten zwischen 77 % und 99 % erfolgreich nivelliert. Bei dem Smart Clip-Bracket in Kombination mit dem Koaxial-15- sowie dem Orthonol-12-Drahtbogen kam es sogar zu einer Überkorrektur der Zahnfehlstellung. Demnach befand sich der Zahn nach der Korrektur in einer retrudierten Position. Die Schlussfolgerungen von *Fansa* [2009] legen nahe, dass diese Überkorrektur durch eine während der Nivellierungsphase auftretende Torquebewegung zu erklären sein könnte.

Mit Nivellierungsergebnissen von durchschnittlich 92 % folgten auf die oben angesprochenen Systeme die konventionellen Brackets, die mit einer Stahlligatur den Draht im Bracketslot hielten. Die schlechtesten Ergebnisse wurden mit den gummiligierten konventionellen Bracketsystemen erzielt. Dabei bewirkten diese Bracketsysteme aus der Infraokklusion heraus mit Korrekturwerten zwischen 25 % und 67 % eine effektivere Nivellierung, als bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung.

Während teils nachgewiesen werden konnte, dass elastische Ligaturen zu stärkeren Friktionen führen als Stahlligaturen [Berger, 1990; Shivapuja et al., 1994], gab es auch eine Reihe von Untersuchungen die zum gegenteiligen Ergebnis gelangten [Schumacher et al., 1990; Riley et al., 1979]. Ein wesentlicher Parameter, der zu diesen kontroversen Darlegungen führte, lässt sich durch den, in den oben genannten Studien abweichenden Ligierungsvorgang mit den Stahlligaturen begründen. Stahlligaturen sind weniger friktionsauslösend als elastische Ligaturen, solange sie durch eine Rückrotation um zirka 90-180 Grad gelockert werden [Schumacher et al., 1990]. Im Rahmen dieser experimentellen Versuchsdurchführung wurde die Ligatur an dem zu bewegenden Zahn um eine ca. 90 Grad Rückrotation ‚entschärft‘, damit dies nicht zu einer Ligatur bedingten Friktion führt. Besonders in der Nivellierungsphase muss laut *Schumacher et al.* [1990] ein ungehindertes Durchgleiten des Drahtes durch den Bracketslot gewährleistet sein. Ein weiterer Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse bei den Gummiligaturen kann nach *Cacciafesta et al.* [2003] durch die differenzierten Versuchsdurchführungen gegeben sein. Anders als bei den *in-vitro*-Studien kommen elastische Ligaturen bei *in-vivo*-Studien mit Patientenspeichel in Kontakt, dies führt dann zu einer hydrolytischen Auflösung und zu einem Nachlassen der Spannung bei den elastischen Ligaturen.

Bei Betrachtung der Nivellierungseffektivität im Vergleich mit den verschiedenen Drahtbögen korrigierten die beiden NiTi-Drähte Thermalloy und Orthonol in Kombination mit den selbstligierenden Bracketsystemen die Zahnfehlstellung am erfolgreichsten. Die besten Ergebnisse, mit einer Korrektur von 96 % bezogen auf die initiale Infraokklusion sowie 99 % bezogen auf die vestibuläre Verlagerung, erzielte das passive Speed-Bracket in Kombination mit dem Orthonol-12-Drahtbogen. Die Korrektur der kombi-

nierten Fehlstellung führte somit zu besseren Ergebnissen mit den untersuchten passiven Bracket/Drahtbogen-Kombinationen, als mit den aktiven Bracketsystemen. Folglich kann die Studie von *Rinchuse und Miles* [2007] in dieser experimentellen Untersuchung bestätigt werden. Also zeigen passive Brackets im Vergleich zu aktiven durch das Gleiten der Zähne entlang des Bogens eine effizientere Bogenkontrolle und somit eine höhere Nivellierungseffektivität. Allerdings sind diese Unterschiede nach den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit nicht gravierend.

Auch die mit Stahlligatur versehenen konventionellen Bracketsysteme erreichten mit den NiTi-Drahtbögen, besonders unter Verwendung von Orthonol, im Vergleich zu den Stahl- und Koaxialdrahtbögen die besten Korrekturwerte. Wie bereits erwähnt ergaben sich auch bei der Betrachtung der verschiedenen Drahtbögen die geringsten Korrekturergebnisse mit den konventionellen Bracketsystemen in Kombination mit den elastischen Gummiligaturen. Besonders ineffektiv war die Nivellierung bei dieser Ligaturart im Zusammenhang mit den NiTi-Drahtbögen. Auch *Schumacher et al.* [1992] fanden heraus, dass durch den Einsatz von elastischen Ligaturen die Nivellierungseffektivität deutlich herabgesetzt werden kann und sich dies besonders in Kombination mit den NiTi-Bögen in Bezug auf den Nivellierungsvorgang auswirkte.

Zusammenfassend kann bemerkt werden, dass sich bei den selbstligierenden Bracket-systemen und den konventionellen mit Stahl ligierten Bracketsystemen bezogen auf die Ligaturart, ein sehr einheitliches Bild während der Nivellierungskorrektur zeigte. Würden in dieser Studie nur diese beiden Ligatursysteme isoliert betrachtet, wäre demnach die Nivellierungseffektivität stärker von der Wahl des Drahtbogens abhängig, als von der Art der Ligatur. Werden jedoch die konventionellen Bracketsysteme mit den Gummiligaturen mit in die Studie einbezogen, lassen sich markante Unterschiede bei den Ligatur-systemen erkennen: Die Bracketsysteme, die mit einer elastischen Ligatur ligiert wurden, korrigierten die Zahnfehlstellung zu fast 70 % ineffektiver als die übrigen untersuchen Systeme.

Hinsichtlich der Übertragbarkeit dieser Funde auf die reale klinische Situation sollte an dieser Stelle angemerkt werden, dass im Rahmen der vorliegenden Studie Produkte

eines einzelnen Fabrikanten zum Einsatz kamen. Wenngleich dies die Vergleichbarkeit der einzelnen Materialgruppen untereinander fördert, gilt zu bedenken, dass *Hofmann* und *Miethke* [1981] bei elastischen Ligaturen verschiedener Hersteller Unterschiede in Elastizität und Kräfteverhältnissen erkannten. Demnach ist im Interesse vertiefender Erforschung weitere Untersuchung der hier betrachteten Phänomene unter Verwendung unterschiedlicher Fabrikate wünschenswert.

### 5.2.2 Diskussion der Kraftergebnisse

Um bei einer kieferorthopädischen Behandlung mit einer Multiband-Apparatur möglichst zahn- und gewebeschonend arbeiten zu können, ist die Kenntnis über die wirkenden orthodontischen Kräfte ein wichtiger Faktor. Die zur Wirkung kommenden Kraftsysteme sollten so gewählt werden, dass sie in möglichst geringer Therapiezeit so effektiv wie möglich sind, ohne den Zahnhalteapparat zu schädigen. Als Anhaltspunkt zur Messung von orthodontisch wirkenden Kräften diente früher das Modell von *Schwarz* [1932], der die Kräfte in biologische Wirkungsgrade einteilte. Nach einer Studie von *Reitan* [1957] liegen die Richtwerte der Kräfte für die körperliche Bewegung eines kleinen Frontzahns bei 0,4-0,5 N und für große Frontzähne bei 1,5 N. In der vorliegenden Versuchsdurchführung erreichten die Kraftmaxima bei der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung sehr hohe Werte und lagen zum größten Teil deutlich oberhalb dieser Richtwerte. Entsprechend sind in der Literatur bei vergleichbaren Nivellierungsmessungen, die ebenfalls mit dem OMSS durchgeführt wurden, bedenklich hohe initiale Kräfte während der Stellungskorrektur nachgewiesen worden [Fansa, 2009; Höse, 2007; Schumacher et al., 1992]. In der vorliegenden Versuchsreihe variierten die Kraftmaxima abhängig von dem untersuchten Ligatursystem zwischen 0,6 N und 8,1 N und dürfen in diesen Größenverhältnissen unter keinen Umständen klinisch angewandt werden.

Mit einer Auslenkung von 2 mm Infraokklusion und 2 mm vestibulärer Verlagerung korrigierten die selbstligierenden Brackets die Frontzahnfehlstellung im Vergleich zu den untersuchten konventionellen Bracket/Drahtbogen-Systemen mit den geringsten initialen Kräften. Dabei erreichte das selbstligierende Time3-Bracket unabhängig vom Draht-

bogentypen die kleinsten Kraftmaxima und korrigierte in Kombination mit dem Koaxial-12-Drahtbogen die vestibuläre Verlagerung mit einer initialen Kraft von 0,6 N zu 93 %. Zwar wurde die Fehlstellung mit dem Speed-Bracket/Orthonol-Drahtbogenkomplex noch effektiver nivelliert, jedoch wurde dabei eine durchschnittliche Kraft von 1,8 N erzeugt. Vergleichsweise fielen die Maximalkräfte in Verbindung mit den konventionellen Bracketsystemen und der Stahlligatur bei den Koaxial- und Stahldrahtbögen um ca. 0,5-1,5 N höher aus als bei den selbstligierenden Brackets. In Kombination mit den NiTi-Drahtbögen Orthonol und Thermalloy zeigte sich mit Werten von durchschnittlich 1,6 N bei beiden Ligatursystemen ein sehr einheitliches Kraftbild. Übereinstimmend mit der Studie von *Berger* [1990] und *Matarese et al.* [2008] fielen die Maximalkräfte in Kombination mit den selbstligierenden Brackets kleiner aus, als mit den konventionellen Bracketsystemen, wenngleich in beiden Fällen ein anderer Messaufbau Anwendung fand als der oben beschriebene unter Verwendung des OMSS.

Die mit Gummiligaturen versehenen konventionellen Bracketsysteme erzeugten bei der Fehlstellungskorrektur extrem hohe initiale Kraftmaxima. Die Werte variierten abhängig vom jeweiligen Drahtbogentyp zwischen 3,1 N und 8 N. In einer Untersuchung von *Berger* [1990] und *Shivapuja et al.* [1994] führte die Anwendung von elastischen Ligaturen im Vergleich zu stahlligierten- oder selbstligierenden Brackets zu hohen Friktionswerten zwischen Bracket und Drahtbogen. In der Kieferorthopädie bedeutet dies nach einer Studie von *Kapur et al.* [1999], dass somit auch stärkere orthodontische Kräfte angewendet werden müssen, um diese Reibung überwinden zu können. In der vorliegenden Untersuchung fielen mit den NiTi-Drähten die Kräfte um ca. 4 N geringer aus, als in Kombination mit den Koaxial- und Stahldrahtbögen. Auch nach *West et al.* [1995] ergab sich in Kombination mit dem Niti-Draht eine bessere Nivellierung im Frontzahnbereich als mit einem anderen untersuchten Drahtbogen. Auffällig war, dass bei der Verwendung von elastischen Ligaturen nach der Nivellierungskorrektur der Drahtbogen häufig plastisch deformiert und unter extrem hohen Kräften die Zahnfehlstellung nur gering korrigiert wurde. Laut einer Untersuchung von *Schwarz et al.* [2007] kann die Berührung des Drahtes an der Kante des Bracketslots zu einer permanenten Deformation des Drahtbogens führen. Dieses Phänomen wird als

‚Notching‘ bezeichnet und verhindert eine weitere Bewegung entlang des Bogens, wodurch der Korrektoreffekt maßgeblich behindert wird.

Abschließend lässt sich hinsichtlich der Maximalkräfte während der Nivellierungskorrektur insgesamt eine starke Abhängigkeit von der Ligaturart und dem Ligierungsvorgang selbst erkennen (siehe Abbildungen 27-34). Ein weiterer wichtiger Parameter in diesem Zusammenhang ist die für das jeweilige Ligatursystem individuelle Drahtbogenwahl. Abhängig von den untersuchten Drahtbogentypen, die mit Ausnahme des Koaxial-15-Drahtbogens einen Durchmesser von 0,30 mm aufwiesen, ergaben sich bei der Korrektur der kombinierten Zahnfehlstellung unterschiedlich hohe Kräfte. Eine Erklärung hierfür ist laut *Drescher et al.* [1989] in der Oberflächenqualität des jeweiligen Drahtbogens und der damit verbundenen Friktion zu sehen. Es zeigte sich, dass die Bracketsysteme, die mit dem gleichen Drahtbogentyp und der gleichen Ligaturart ligiert wurden, sich bezüglich ihrer Kraftmaxima sehr ähnlich verhielten. In Übereinstimmung mit *Schumacher et al.* [1992] ergaben die vorliegenden Untersuchungen im Verlauf der Zahnbewegung initial sehr hohe Kräfte. Diese flachten jedoch direkt am Anfang des Messzyklus deutlich ab und wirkten somit nur kurzzeitig auf den zu nivellierenden Zahn. Insgesamt zeigten bei dieser Untersuchung die selbstligierenden Brackets vergleichsweise gute Nivellierungs- und Kraftergebnisse.

Schlussfolgernd ist anzumerken, dass das OMSS während einer Fehlstellungskorrektur mit einer kieferorthopädischen Multiband-Apparatur eine klinisch sehr realistische Beurteilung der wirkenden Kraftsysteme erlaubt. Dennoch können die gemessenen Werte nicht uneingeschränkt auf die Praxis übertragen werden und sollten in dieser Hinsicht als Anhalt für einen Vergleich der Bracket/Drahtbogen-Kombinationen dienen, als vielmehr die Kraftsysteme *in-vivo* zu quantifizieren. Zur Bestätigung oder Widerlegung dieser These ist es daher sinnvoll in einer weiteren Studie die Kraftverhältnisse unter Berücksichtigung physiologischer Faktoren, wie dem Zahnhalteapparat sowie interdentalen Kontakten, zu untersuchen.

## 6. Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurde die Nivellierungseffektivität einer vordefinierten kombinierten Frontzahnfehlstellung am Zahn 21 untersucht. Die Messungen wurden in einer *in-vitro*-Studie mit Hilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS) durchgeführt. Das System ist in der Lage, das dynamische Verhalten kieferorthopädischer Apparaturen möglichst klinisch realistisch zu simulieren und zu untersuchen, indem es, das auf das Bracket wirkende Kraftsystem in allen drei Raumebenen erfasst. Ziel dieser Untersuchung war es, für jede ausgewählte Bracket/Drahtbogen-Kombination die initialen Kraftsysteme sowie die in der Simulation erreichte Zahnstellungskorrektur zu ermitteln, um anhand der Messergebnisse die Grundlage für eine Aussage bezüglich vorteilhafter Kombinationen zu schaffen.

Besonders interessant bei den Nivellierungsergebnissen ist das unterschiedliche Verhalten der verschiedenen Ligatursysteme während der Zahnstellungskorrektur. Es standen drei konventionelle sowie drei selbstligierende Bracketsysteme miteinander im Vergleich. Alle Brackets wurden, mit Ausnahme der selbstligierenden Systeme, mit zwei verschiedenen Ligaturarten getestet, einer Stahlligatur und einer elastischen Gummiligatur. Zusätzlich wurden vier in ihrer Legierungszusammensetzung verschiedene Drahtbögen (Koaxial-, Stahl- sowie Nickel-Titan-Draht) verwendet, die alle, mit einziger Ausnahme des Koaxialdrahtbogens (0,38 mm), den gleichen Durchmesser von 0,30 mm hatten.

Initiale Kraftsysteme sowie erzielte Zahnbewegungen variierten stark bei den untersuchten Materialkombinationen. Dies zeigte sich besonders in Bezug auf die verschiedenen Ligatursysteme. Jedoch waren die erzeugten Kraftsysteme für die verschiedenen Kombinationen gut reproduzierbar. Gummiligierte konventionelle Brackets zeigten im Vergleich zu den stahlligierten oder selbstligierenden Bracketssystemen meist deutlich höhere Kräfte. Dementsprechend wiesen selbstligierende und stahlligierte konventionelle Bracketsysteme im direkten Vergleich häufig ein sehr einheitliches Bild auf. Die erzielte Zahnbewegung wurde stärker von der Einligierungsart beeinflusst als vom verwendeten Drahtbogentyp oder -durchmesser.

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass bei dieser Untersuchung den selbstligierenden sowie den konventionellen Bracketsystemen, die mit einer Stahlligatur ligiert wurden hinsichtlich ihrer Nivellierungseffektivität und bezüglich der dabei auftretenden, vergleichsweise kleinen, initialen Kräfte eine Präferenz auszusprechen ist. Jedoch lagen die zur Nivellierung applizierten initialen Kraftsysteme überwiegend nicht im physiologischen Bereich, keine Bracket/Drahtbogen-Kombination konnte sich durch kontinuierlich geringe Kräfte auszeichnen. Ein Vergleich der Bracketsysteme mit Stahlligaturen zu den selbstligierenden Brackets zeigte eine große Ähnlichkeit der Messwerte. Beide Systeme unterschieden sich überwiegend nicht signifikant voneinander. Hingegen ließ sich ein signifikanter Unterschied zwischen den gummiligierten Bracketssystemen im Vergleich zu den stahlligierten- sowie zu den selbstligierenden Bracketssystemen erkennen.

Für die Übertragbarkeit in die klinische Situation, hat die vorliegende Studie das für die Praxis relevante Ergebnis erbracht, dass bei der gegebenen Situation sowohl stahlligierten als auch selbstligierenden Brackets der Vorzug gegenüber elastischen Ligaturen zu geben ist.

## 7. Anhang

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	ns	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	ns	s	s	s
MT-S					ns	ns	ns	ns	ns
SY-S						ns	ns	ns	ns
VS-S							s	s	s
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 5:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der Infrakklusion beim Koaxialdraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	s	ns	s
SY-S						ns	s	ns	s
VS-S							ns	ns	ns
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 6:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der Infrakklusion beim Stahldraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		s	s	s	s	s	s	s	s
SY-G			s	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	ns	ns	s
SY-S						ns	ns	ns	ns
VS-S							ns	ns	s
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 7:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der Infrakklusion beim Orthonoldraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			s	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	ns	ns	ns
SY-S						ns	ns	ns	ns
VS-S							ns	ns	ns
T3								s	ns
Sp									s
SC									

**Tab. 8:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der Infrakklusion beim Thermalloydraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	ns	s	s	s
MT-S					ns	s	ns	ns	ns
SY-S						ns	ns	ns	ns
VS-S							s	ns	s
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 9:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Koaxialdraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracket-systemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		s	s	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	ns	ns	ns
SY-S						ns	ns	ns	ns
VS-S							ns	ns	ns
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 10:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Stahldraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketssystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		s	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	ns	ns	ns
SY-S						ns	ns	ns	ns
VS-S							s	ns	ns
T3								ns	s
Sp									ns
SC									

**Tab. 11:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Orthonoldraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracket-systemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	ns	ns	ns
SY-S						ns	ns	ns	ns
VS-S							ns	ns	ns
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 12:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Thermalloydraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracket-systemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	s	s	s	s	s	s	s
SY-G			s	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	s	ns	ns
SY-S						ns	s	ns	ns
VS-S							s	s	s
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 13:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der Infraokklusion beim Koaxialdraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	s	s	ns	s
SY-S						ns	s	s	s
VS-S							s	s	s
T3								s	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 14:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der Infraokklusion beim Stahldraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			s	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	s	ns	ns
SY-S						ns	s	ns	ns
VS-S							s	ns	ns
T3								s	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 15:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der Infraokklusion beim Orthonoldraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	ns	ns	ns
SY-S						ns	ns	s	ns
VS-S							ns	s	ns
T3								s	ns
Sp									s
SC									

**Tab. 16:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der Infraokklusion beim Thermalloydraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	ns	s	s	s
MT-S					ns	s	ns	ns	ns
SY-S						ns	ns	ns	ns
VS-S							s	ns	s
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 17:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Koaxialdraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	s	s	s	s	s	s	s
SY-G			s	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	s	s	ns	ns
SY-S						s	s	ns	ns
VS-S							s	s	s
T3								ns	ns
Sp									ns
SC									

**Tab. 18:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Stahldraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		ns	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	s	ns	ns
SY-S						ns	s	ns	ns
VS-S							s	ns	ns
T3								s	s
Sp									ns
SC									

**Tab. 19:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Orthonoldraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

	MT-G	SY-G	VS-G	MT-S	SY-S	VS-S	T3	Sp	SC
MT-G		s	ns	s	s	s	s	s	s
SY-G			ns	s	s	s	s	s	s
VS-G				s	s	s	s	s	s
MT-S					ns	ns	ns	ns	ns
SY-S						ns	ns	s	ns
VS-S							ns	ns	ns
T3								s	ns
Sp									s
SC									

**Tab. 20:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Thermalloydraht. Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ( $p < 0,01$ ) bzw. ns: nicht signifikante ( $p > 0,01$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Die Legende zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme ist in Tab. 3 aufgeführt.

## 8. Literaturverzeichnis

Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0,022 × 0,028 edgewise bracket in-vitro. J Biomech 1970; 3: 151-160

Andreasen GF, Hillemann TB. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc 1971; 82: 1373-1375

Andreasen GF, Morrow R: Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. Am J Orthod 1978; 73: 142-151

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 1980; 78: 528-537

Andreasen GF, Atha E, Fahl J. Arch leveling and alignment effectiveness of two types of wire: a qualitative study. Quint Int 1984; 15: 49-57

Andrews LF. The six keys to normal occlusion. Am J Orthod 1972; 62: 296-309

Andrews LF. The straight-wire-appliance explained and compared. J Clin Orthod 1976; 10: 174-195

Backhaus K, Erichson B, Plinke W, Weiber. Multivariate Analysemethoden: Eine Anwendungsorientierte Einführung, 12. Vollst. überarb. Aufl., Berlin: Springer, 2008.

Badawi HM, Toogood RW, Carey JPR, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 2008; 133: 721-728

Bantleon H, Droschl H, Pfeiffer K. Neue Drähte und deren Kraftabgabe- Konsequenzen für die kieferorthopädische Therapie. Fortschr Kieferorthop 1989; 50: 243-255

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

Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement : A comparative in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 97: 219-228

Berger JL. Self-ligation in the year 2000. *J Clin Orthodont* 2000; 34: 74-81

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

Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. *Eur J Orthodont* 1998; 20: 79-92

Bourauel C, Husmann P, Höse N, Keilig L, Jäger A. Die Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung. *Inf Orthod Kieferorthop* 2007; 39:18-26

Burstone CJ, Solonche DJ, Anderson ND, Papir DJ. A strain gauge transducer model for evaluation of clinical appliances in a two-tooth segment. *Am J Orthodont* 1976; 69: 591

Byloff FK. Das Speed-System® – eine Behandlungsphilosophie mit selbstligierenden Brackets. *Inf Orthod Kieferorthop* 2003; 35: 45-53

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Auricchio F. Friktion bei Edelstahl-, Kunststoff- und selbstligierenden Brackets mit unterschiedlichem Ligaturmaterial. Inf Orthod Kieferorthop 2003; 35: 113-119

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Kiersy C, Auricchio F: Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-arch-wire combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 124: 395-402

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

Downing A, McCabe JF, Gordon PH. A study of frictional forces between orthodontic brackets and arch-wires. Brit J Orthod 1994; 21: 349-357

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. Orthodontische Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung. Fortschr Kieferorthop 1991; 52: 133-140

Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Stuttgart-New York: Georg Thieme Verlag, 2005

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

Frank CA. An evaluation of frictional force generated between orthodontic bracket and arch wire. St. Louis University 1979

Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic brackets and archwire. Am J Orthod 1980; 78: 593-609

Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch-wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1986; 90: 199-203

Girden ER. ANOVA: Repeated Measures, Newbury Park: Sage, 1992.

Groß A. Superelastische Drahtlegierungen und ihre Einsatzmöglichkeiten in der Kieferorthopädie. Kieferorthopädische Mitteilungen 1990; 2: 47-56

Hanson GH. The SPEED system: A report on the development of a new edgewise appliance. Am J Orthod 1980; 78: 243-265

Harradine NWT. Self-ligating brackets and treatment efficiency. Clin Orthod Res 2001; 4: 220-227

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

Hartel A, Bourauel C, Drescher D, Schmuth GPF. Die Oberflächenrauheit orthodontischer Drähte – Eine laseroptische und profilometrische Untersuchung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992; 102: 1157-1160

Hauptmeyer F. Über die Verwendung von rostfreiem Edelstahl in der Zahnheilkunde. Dtsch Mschr Zahnheilk 1920; 38: 1-7

Hershey HG, Houghton CW, Burstone CJ. Unilateral face-bows: a theoretical and laboratory analysis. Am J Orthod 1981; 79: 229–249.

Hofmann T, Miethke RR. Das Kräfteverhalten elastischer Ligaturen. Am J Orthod Dentofac Orthop. Fortschr Kieferorthop 1981; 42: 296-304

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

Jost-Brinkmann PG, Miethke RR. Einfluss der physiologischen Zahnbeweglichkeit auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. Fortschr Kieferorthop 1991; 52: 102-109

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. München-Jena: Urban und Fischer Verlag, 2001

Kajdas C, Harvey SSK, Wilusz E. Encyclopedia of Tribology. Elsevier Science Publishers, Amsterdam 1990

Kapur R, Sinha PIK, Nanda RS. Frictional resistance of the Damon SL bracket. J Clin Orthod 1998; 32: 485-489

Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999; 116: 271-274

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

Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. J Biomech 1990; 23: 913-925

Kusy R. A review of contemporary archwires: Their Properties and characteristics. Angle Orthod 1997; 3: 197-207

Lopez I, Goldberg J, Burstone C. Bending characteristics of nitinol wire. Am J Orthod 1979; 75: 569-575

Maijer R, Smith DC. Time savings with self-ligating brackets. *J Clin Orthod* 1990; 24: 29-31

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

Oltjen, J, Duncanson M, Ghosh J, Nanda R, Currier F. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. *Angel Orthod* 1997; 67: 209-218

Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109: 535-542

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

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

Pedersen E, Andersen K, Gjessing PE. Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force systems. *Europ J Orthodont* 1990; 12: 272-280

Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Europ J Orthodont* 1998; 20: 283-291

Proffit WR. *Contemporary Orthodontics* 1993; 2: 55-60

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

Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. In-vitro study of frictional forces during sliding mechanics of „reduced-friction“ brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 2003; 124: 69-73

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

Riley JL, Garrett SG, Moon PC. Frictional force of ligated plastic and metal edgewise brackets. J Dens Res 1979; 58: A21

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

Schmieder L. Einrichtung zum Messen von Kräften und Momenten in verschiedenen Raumrichtungen. DE Patent P35 16 234.1.

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 Nebenwirkungen. Fortschr Kieferorthop 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

Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Der Einfluss des Bracketdesigns auf die Reibung zwischen Bracket und Führungsbogen. Fortschr Kieferorthop 1999; 60: 335-347

Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Inf J Orthodontia* 1932; 18: 331-352

Schwarz K, Crismani A, Strobi N, Bantleon HP. Praktischer Nutzen und klinische Relevanz des Binding-Effektes. *Inf. Orthod. Kieferorthop* 2007 39: 48-52

Schwartz ML. Vortrag AAO 2002, Philadelphia. *Pediatr Case Rev* 2002; 2: 1-2

Segner D, Odegaard J. Reibung bei der bogengeführten Distalisierung: Die Bedeutung des aufrichtenden Moments. *Kieferorthop Mitteilungen* 1992; 5: 19-30

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 preadjusted bracket employing two types of ligation. *Europ J Orthodont* 1993; 15: 377-385

Solonche DJ, Burstone CJ, Vanderby R. A device for determining the mechanical behavior of orthodontic appliances. *I.E.E.E. Transactions on Biomedical Engineering, BME*. 1977; 24: 538-539

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

Stoner MM. Force control in clinical practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1960; 46: 163-168

Tautzenberger P, Stöckel D. Anwendung von Formgedächtnislegierungen in der Technik. *Z f wirtsch Fertigung*. 1986; 81: 703-708

Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Torio D, D'Attilio M: Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod* 2004; 75: 1041-1045

Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of preadjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Europ J Orthodont* 1998; 20: 589-596

Thorstenson BS, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 120: 361-370

Thorstenson GA, Kusy RP: Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 73 2003; 73: 418-430

Tidy DC, Orth D. Frictional force in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96: 249-254

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, Kuflinec MM, Bantleon HP, Muhs S, Pescheck A. Selbstligierende Twin-Brackets (Teil I) - Ist weniger mehr? *Inf Orthod Kieferorthop* 2003; 35: 13-18

Vaughan JL, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107: 20-27

Walters N, Houston W, Stephens CD. The characterization of arch wires for initial alignment of irregular teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1981; 79: 373-389

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

## 9. Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich ganz besonders bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. C. Bourauel für die freundliche Überlassung des Themas und die stets hilfreiche und intensive Betreuung bedanken. Er war mir zu jeder Zeit ein engagierter und geduldiger Doktorvater, dem ich für seine motivierende und professionelle Anleitung sowie für wertvolle Verbesserungsvorschläge zutiefst dankbar bin.

Nicht minder großer Dank gilt Herrn Dr. rer. nat. Dipl.-Math. L. Keilig, der mir eine große Unterstützung vor allem bei Fragen der statistischen Auswertung war. Auch in Bezug auf computertechnische Belange danke ich ihm sehr für die immer freundliche Hilfestellung.

Nicht zuletzt bedanke ich mich zutiefst bei meinen Eltern und lieben Freunden, die mich sowohl bei meiner Promotion als auch während meiner Studienzeit in allen Belangen ermutigt und stets unterstützt haben.

Des Weiteren gebührt mein Dank den übrigen Mitarbeitern sowie den Mitdoktoranden der OMT für das angenehme Arbeitsklima und ihr freundliches Entgegenkommen während der Messung am OMSS.