

**Nivellierungseffektivität von selbstligierenden und konventionellen  
Brackets bei kombinierter Zahnfehlstellung**

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

Magali Fansa  
aus Bergisch-Gladbach

2009

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. Christian Wirtz

Tag der Mündlichen Prüfung: 14.09.2009

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.....	8
1.2.1 Nivellierung.....	8
1.2.2 In der Nivellierungsphase auftretende Kräfte.....	9
1.2.3 Konventionelle und selbstligierende Bracketsysteme im Vergleich .....	9
1.2.3.1 Materialeigenschaften .....	9
1.2.3.2 Reibung .....	11
1.2.3.3 Kräfte.....	13
1.2.3.4 Torque .....	14
1.2.3.5 Einfluss der Ligierungstechnik auf den Zeitaufwand .....	15
1.2.3.6 Oralhygienische Aspekte, Tragekomfort des Patienten, Ästhetik.....	16
1.2.3.7 Klinische Anwendung und Ergebnisse .....	16
1.2.4 Drahtsysteme.....	17
1.2.4.1 Eigenschaften von Stahldrähten.....	18
1.2.4.2 Eigenschaften von Nickel-Titan-Drähten .....	20
1.2.4.3 Nivellierungsbögen im Vergleich .....	28
2. Fragestellung und Ziel der vorliegenden Untersuchung .....	30
3. Material und Methode .....	31
3.1 Auswahl der Brackets.....	31
3.2 Auswahl der Drahtbögen.....	32
3.3 Messungen der Nivellierungseffektivität mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System.....	33
3.3.1 Versuchsaufbau.....	33
3.3.2 Versuchsdurchführung.....	36
3.3.3 Datenaufbereitung .....	38
3.3.4 Statistik.....	39

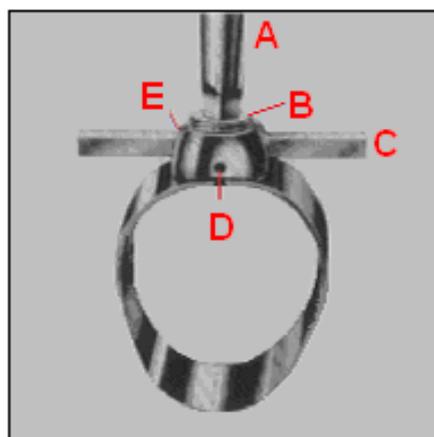
4. Ergebnisse.....	40
4.1 Untersuchte Parameter vorgestellt am Beispiel des Biostarter-12 .....	40
4.2 Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung bei den verschiedenen Drahtbögen.....	48
4.3 Maximalkräfte bei der Korrektur der kombinierten Fehlstellung bei den verschiedenen Drahtbögen .....	53
4.4 Torquebewegung als Nebenwirkung bei den verschiedenen Drahtbögen.....	57
4.5 Ergebnisse der statistischen Auswertung.....	60
5. Diskussion .....	62
5.1 Diskussion der Methodik .....	62
5.1.1 Simulationsmessungen mit dem OMSS .....	62
5.1.2 Verwendete Materialien .....	63
5.2 Diskussion der Ergebnisse im Vergleich zur Literatur .....	65
5.2.1 Diskussion der Nivellierungsergebnisse .....	65
5.2.2 Diskussion der Kraftergebnisse .....	68
5.2.3 Diskussion der Torqueergebnisse .....	71
5.2.4 Diskussion der Statistikergebnisse.....	72
5.3 Schlussbetrachtung und klinische Auswirkungen.....	72
6. Zusammenfassung .....	74
7. Anhang .....	75
8. Literaturverzeichnis.....	88
9. Danksagung.....	96

## 1. Einleitung und Literaturübersicht

### 1.1 Einleitung

Kieferorthopädie ist die Lehre von der Erkennung, Verhütung und Behandlung von Dysgnathien. Im Rahmen der Behandlungsmaßnahmen unterscheidet man im Wesentlichen dentoalveoläre, skelettale und funktionskieferorthopädische Korrekturen. Um diese orofazialen Veränderungen durchführen zu können, kommen verschiedene kieferorthopädische Geräte zum Einsatz. Man unterscheidet extra- und intraorale Geräte. Bei den intraoralen Geräten muss man die herausnehmbaren von den festsitzenden Apparaturen der Multiband-Bracket-Technik abgrenzen [Kahl-Nieke, 2001].

Wenn körperliche Bewegungen der Zähne indiziert sind, ist der Einsatz festsitzender Apparaturen notwendig, da diese Bewegungen mit herausnehmbaren Apparaturen nicht möglich sind. Anfang des vorigen Jahrhunderts wurde von Angle das erste Multibandsystem entwickelt. Seitdem folgten viele Techniken mit dem Ziel, die an den Zähnen angreifenden Kräfte zu reduzieren und so Überlastungsschäden und Wurzelresorptionen zu vermeiden [Kahl-Nieke, 2001]. Durch die Einführung von selbstligierenden Brackets in Form des Russel-Attachment (Abbildung 1) im Jahre 1935 sollte sich außerdem die Behandlungszeit verkürzen.



- A: Schraube
- B: Schraubenmutter
- C: Drahtbogen im Slot
- D: Durchgehendes Loch im vertikalen Teil der Verankerung
- E: Slot

**Abb. 1:** Das Russel-Attachment: die erste Form der selbstligierenden Brackets. Statt Draht- oder Gummiligaturen wurde der Bogen mit Hilfe von Schrauben im Slot gehalten, was eine Beschleunigung des Einligierungsprozesses bewirken sollte [Stolzenberg, 1935]. Die mit Buchstaben gekennzeichneten Elemente des Russel-Attachments sind in der Legende rechts erläutert.

Inzwischen liegt ein so vielfältiges Angebot selbstligierender Brackets vor, dass dem Kieferorthopäden die Wahl des „richtigen“ Bracketsystems schwer fällt. Zahlreiche zu diesem Thema veröffentlichte Studien versuchen, dem Behandler diese Entscheidung zu erleichtern.

Im Rahmen einer experimentellen Untersuchung wurden in der vorliegenden Arbeit zehn verschiedene Bracketsysteme auf ihre Nivellierungseffektivität untersucht und miteinander verglichen. Die untersuchte Nivellierungsaufgabe bestand in der Korrektur einer kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung). Dabei wurden neun selbstligierende Brackets in die Untersuchung miteinbezogen. Ein konventionelles Bracketsystem diente als Referenzmaterial. Die Messungen wurden an zwei verschiedenen Drahtlegierungen sowie an unterschiedlichen Drahtdimensionen durchgeführt. Mit Hilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS) wurde über die Korrektur einer Fehlstellung die Nivellierungseffektivität der verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen ermittelt. Außerdem wurden in dieser Studie die in der Nivellierungsphase auftretende Kraft und die Torquebewegung untersucht.

## **1.2 Literaturübersicht**

### **1.2.1 Nivellierung**

Die Nivellierung, als erste Phase einer Multiband-Behandlung, dient dem Ziel, in horizontaler und vertikaler Ebene einen Idealbogen zu erreichen. Diese Phase kann zwischen zwei und vier Monate dauern. Das Grundkonzept der Nivellierungsmechanik beruht auf dem Prinzip des *straight arch*, der die vorhandenen Slotdifferenzen dreidimensional ausgleicht und die Voraussetzungen für eine bogengeführte Zahnbewegung schafft [Schumacher et al., 1992].

## 1.2.2 In der Nivellierungsphase auftretende Kräfte

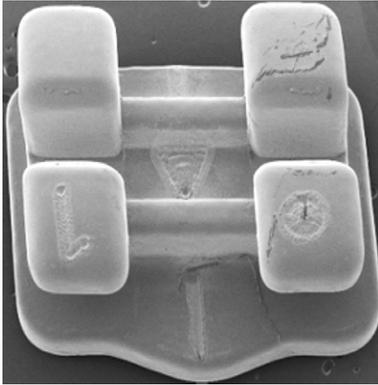
Die Beurteilung der in der Nivellierungsphase hervorgerufenen Kraftsysteme kann die Behandlungseffizienz steigern und unerwünschte Zahnbewegungen verhindern. Bei Einsatz eines Nivellierungsbogens sollte jedem Kliniker die Gefahr einer zu großen Kraftanwendung sowie die Möglichkeit der plastischen Bogendeformation mit deren Folgen bewusst sein. Allerdings sollte man nicht übersehen, dass, auch wenn die Kraftreduktion einen positiven Aspekt darstellt, die klinische Effizienz durch die Reibung des Drahtes im Bracket-Ligaturen-Komplex deutlich reduziert wird [Schumacher et al., 1992].

*Schumacher et al.* [1992] konnten bei der Untersuchung der Effektivität verschiedener Nivellierungsbögen bei großem vertikalen Niveauunterschied (Infraokklusion von 2 mm) sehr hohe initiale Kräfte von bis zu 3,8 N messen. Diese Kräfte mussten als klinisch bedenklich bezeichnet werden. Die Reibungskräfte, die durch das Gleiten des Bogens während der Nivellierung auftreten, bestimmen die Kraftgröße, die den Zahnhalteapparat des Zahnes belastet. Wenn die Reibung groß ist, wird ein Teil der Kraft, die durch den Bogen generiert wird, für die Überwindung der Reibung benutzt und geht so verloren. So kann nur der restliche Anteil der generierten Kraft an den Zahn geführt werden und die Bewegung einleiten. Geringere Reibung bedeutet also einen geringeren Verlust an Kraft. Bei niedriger Reibung kann demnach ein Nivellierungsbogen viel effizienter eingesetzt werden [Matarese et al., 2008].

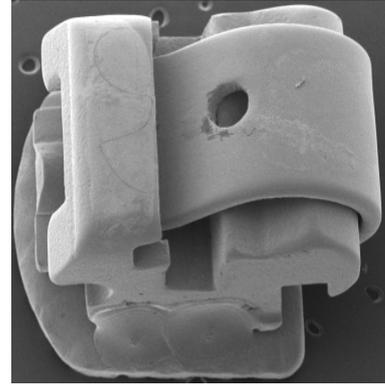
## 1.2.3 Konventionelle und selbstligierende Bracketssysteme im Vergleich

### 1.2.3.1 Materialeigenschaften

Das konventionelle Bracket (oder Edgewise-Bracket) besitzt eine der Zahnform angepasste Krümmung, einen Schlitz (Slot) unterschiedlicher Ausdehnung sowie Flügel (Abbildung 2). Der Schlitz dient der Aufnahme des Bogens und die Flügel der Befestigung von Draht- oder Gummiligaturen.



**Abb. 2:** Konventionelles Bracket (Discovery®-Dentaurum) mit vier Flügeln zur Befestigung von Draht- oder Gummiligaturen.



**Abb. 3:** Selbstligierendes Bracket (Speed™-Strite) mit einer in das Bracket integrierten Verschlussklappe, welche anstelle der Draht- oder Gummiligaturen den Drahtbogen im Slot hält.

Das selbstligierende Bracket ist ähnlich aufgebaut, jedoch wird zum Verschließen statt Draht- oder Gummiligaturen eine in das Bracket integrierte Verschlussklappe verwendet (Abbildung 3). Diese Bracketart existiert schon seit geraumer Zeit. Sie wurde von Stolzenberg 1935 in Form des Russel-Attachment (siehe Abbildung 1) eingeführt, durch das eine bis zu 50%-ige Senkung der Behandlungszeit erreicht werden sollte. Die Attachmentsränder waren abgerundet, so dass es nicht zu einer Verletzung im Wangenbereich kommen konnte. Auch war das Attachment so konstruiert, dass sich keine Essensreste zwischen Attachment und Band einlagern konnten [Stolzenberg, 1935, 1946].

Viele selbstligierende Bracketsysteme wurden seitdem patentiert, jedoch kamen nur wenige auf den Markt. Speed™-Brackets existieren z.B. schon seit 1976, Time®-Brackets seit 1994, In-Ovation®-Brackets seit 1997 und Damon2™-Brackets seit 1999. Seit der Jahrhundertwende kamen noch weitere 13 Bracketsysteme hinzu. Im Jahr 2004 wurden z.B. die Opal®-Brackets und 2005 die Quick®-Brackets entwickelt. Selbstligierende Brackets kann man in zwei Hauptgruppen unterteilen: aktive (z.B. In-Ovation, Speed, Time) und passive Systeme (z.B. Damon, Opal). Ein aktives Bracketsystem ist durch seine elastische Haltefeder, die gegen den Bogen drückt, charakterisiert (Abbildung 4). Dagegen drückt die Haltefeder beim passiven System nicht gegen den Bogen. Ein starrer Verschlussmechanismus hält hier den Bogen im Slot (Abbildung 5).



**Abb. 4:** Aktives selbstligierendes Bracket (In-Ovation®) mit elastischer Haltefeder.



**Abb. 5:** Passives selbstligierendes Bracket (Damon2™) mit starrer Verriegelungsklappe.

Für *Rinchuse und Miles* [2007] war das selbstligierende Bracketsystem aber nur als passiv zu bezeichnen, wenn die Zähne sich in allen 3 Dimensionen auf einem Idealbogen befanden und wenn ein unterdimensionierter Draht die Wände des Bracketslots nicht berührte. Das passive System kann Vorteile bei der Nivellierung haben. Das Gleiten der Zähne entlang des Bogens bewirkte nämlich eine effizientere Kontrolle eines bestimmten Bogens als mit einem aktiven System oder einer konventionellen Ligatur [Rinchuse und Miles, 2007].

### 1.2.3.2 Reibung

Unter Reibung bzw. Friktion versteht man die Kraft, die einer Bewegung entgegengesetzt ist, wenn ein Objekt sich tangential zu einem anderen bewegt [Rabinowicz, 1965]. Wenn eine Straight-Wire-Technik angewendet wird, beeinflusst die Reibung, die an der Bracket-Bogen-Berührungsfläche auftritt, in hohem Maße die auf den Zahn angewandte Kraft [Frank und Nikolai, 1980]. Der Kraftverlust durch Friktion bei Führung eines Zahnes am Drahtbogen kann 50% und mehr erreichen [Drescher et al., 1989]. Während der Nivellierungsphase ist eine niedrige Friktion erwünscht, sodass geringe Kräfte angewendet werden können [Thorstenson und Kusy, 2002].

*Schumacher et al.* [1990] wiesen darauf hin, dass die Reibung nicht von den Dimensionen der Bögen, sondern von der Einligierungsart abhängig ist. Insbesondere beim Nivelieren, also bei noch relativ leichten Bögen, scheint die Einligierungsart die Hauptursache für die Friktion zu sein [Schwartz, 2002].

Bezüglich der Reibung, die bei selbstligierenden und konventionellen Brackets zustande kommt, bestehen in der Literatur sehr unterschiedliche Auffassungen, die in den folgenden Abschnitten näher erläutert werden.

Im Allgemeinen weisen konventionelle Brackets hohe Friktionswerte auf. Dies erklärt sich dadurch, dass die Ligatur, ganz gleich, ob es sich um eine Draht- oder Gummiligatur handelt, eine Kraft hervorruft, die den Bogen gegen die Bracket-Basis drückt [Kusy, 2000]. Laut *Bednar et al.* [1991] sowie *Shivapuya und Berger* [1994] verursachen allerdings Drahtligaturen bei konventionellen Brackets eine geringere Friktion zwischen Bracket und Bogen als Gummiligaturen. Andere Autoren konnten dies nicht bestätigen: *Cacciafesta et al.* [2003] fanden in Bezug auf Haft- und Gleitreibung keine signifikanten Unterschiede zwischen elastischen und Stahldrahtligaturen. *Schumacher et al.* [1990] zeigten demgegenüber, dass die von Gummiligaturen erzeugte Friktion signifikant unter dem für Stahlligaturen ermittelten Wert liegen kann.

Das Reibungsverhalten selbstligierender Brackets wurde in zahlreichen Studien untersucht. Viele Arbeitsgruppen demonstrierten *in-vitro*, dass durch selbstligierende Brackets Zahnbewegungen friktionsärmer durchzuführen waren. *Thorstenson und Kusy* [2001] verglichen selbstligierende Brackets mit konventionellen Brackets unter Verwendung von Drahtligaturen. *Pizzoni et al.* [1998], *Thomas et al.* [1998] sowie *Voudouris* [1997] stellten extrem niedrige Friktionswerte bei selbstligierenden Damon-Brackets fest. *Berger* [1990], *Byloff* [2003], *Pizzoni et al.* [1998], *Shivapujja und Berger* [1994] sowie *Sims et al.* [1993] wiesen eine reduzierte Reibung der selbstligierenden Speed-Brackets im Vergleich zu konventionellen Brackets nach. Bei aktiven selbstligierenden Brackets beschrieben *Bourauel et al.* [2007] und *Byloff* [2003] höhere Friktionswerte im Vergleich zu passiven selbstligierenden Brackets.

In der Literatur weisen demnach viele Untersuchungen auf geringere Reibungswerte für selbstligierende Brackets hin. Die Ergebnisse sind aber aufgrund unterschiedlicher Versuchsanordnungen nicht immer vergleichbar. Auch simulierten sie nicht unbedingt die dynamische Situation im Mund [Braun et al., 1999]. Versuche, die die klinische Situation stärker berücksichtigten, brachten andere Ergebnisse: *Loftus et al.* [1999] fanden heraus, dass die Reibung bei Damon-Brackets nicht signifikant geringer ist als die der konventionellen Brackets. *Bednar et al.* [1991] wiesen nach, dass Speed-Brackets nicht geringere Reibungswerte als konventionelle Brackets zeigten und erklärten sich diese Ergebnisse durch die reduzierte Breite des Brackets während der Translation.

Für *Harradine* [2003] deuteten allerdings die Ergebnisse vieler *in-vivo*-Studien und die klinische Erfahrung darauf hin, dass selbstligierende Brackets eine geringere Reibung als konventionelle Brackets in allen Richtungen der Zahnbewegung verursachen.

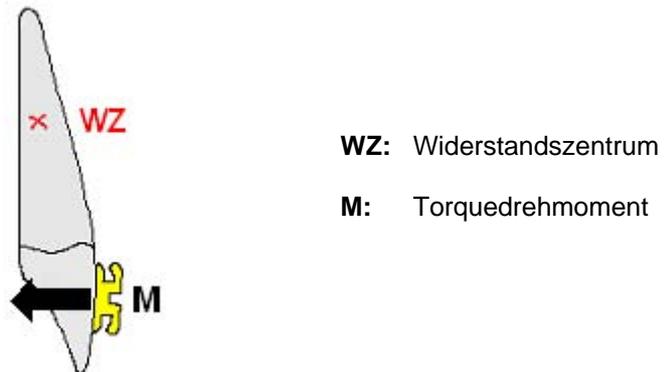
### 1.2.3.3 Kräfte

*Matarese et al.* [2008] stellten fest, dass die Verwendung von selbstligierenden Brackets nicht nur die Reibung während der Nivellierungsphase reduzierte, sondern auch die Effizienz der Bögen verbesserte und so den Einsatz niedrigerer Kräfte erlaubte. Auch bei weniger starren und kleiner dimensionierten Bögen konnten sie dies belegen. *Berger* [1990] sowie *Voudouris et al.* [2003] fanden ebenfalls, dass bei der Anwendung selbstligierender Brackets nur kleine Kräfte auftraten. Dagegen ergaben die Untersuchungen von *Pandis et al.* [2008], dass die von selbstligierenden Brackets generierten Kräfte kein eindeutiges Muster zeigten und von dem Bogen, der Richtung der Bewegung und dem Design der ligierenden Komponente abhingen.

Reduzierte Kräfte sind erwünscht, denn sie führen zu einer direkten Knochenresorption und dadurch zu einer schnelleren Zahnbewegung und schützen vor Wurzelresorption [Matarese et al., 2008]. Außerdem bedeuten reduzierte Kräfte auch geringeren Druckschmerz für den Patienten.

### 1.2.3.4 Torque

Mit Torque bezeichnet man in der Kieferorthopädie unter anderem die Winkelfehlstellung der Oberkieferfrontzähne in bukkolingualer Richtung [Rauch, 1959]. Zur Korrektur dieser Fehlstellung werden über Brackets mit Hilfe von unterschiedlich dimensionierten Drähten Torquedrehmomente auf die Zähne übertragen und somit die Bewegung der Zähne im Kieferknochen ausgelöst (Abbildung 6).



**Abb. 6:** Das Torquedrehmoment (M): es entsteht durch den exzentrischen Kraftangriff am Bracket. Somit kann z.B. die Winkelfehlstellung der Oberkieferfrontzähne in bukkolingualer Richtung korrigiert werden. Die in diesem Schema verwendeten Abkürzungen sind in der Legende rechts erläutert.

Das Torquedrehmoment an sich wird durch die Verwindung (das Torquen) eines Vierkantdrahtes im Slot erzeugt [Rauch, 1959]. Die Höhe des Torques hängt dabei auch von der Dicke des verwendeten Drahtes ab. Dickere Drähte liefern ein höheres Torquedrehmoment als dünnere Drähte. Jedoch erreicht selbst der größte Bogen nie die Dimensionen des Bracketslots. Deshalb geht ein Teil des produzierten Torques aufgrund des Spiels zwischen Bogen und Bracketslot verloren. Die Torquebewegung ist somit auch von den Slotdimensionen der Brackets abhängig [Badawi et al., 2008].

Die Torquebewegung, die im selbstligierenden Bracket programmiert ist, wird optimal auf den Zahn übertragen, da der Bogen durch den Schließmechanismus immer im Slot gehalten wird. Aktive selbstligierende Brackets bewirken einen größeren Torque als passive selbstligierende Brackets. Dies beruht auf dem aktiven Clip, der den Bogen in den Bracketslot drückt [Badawi et al., 2008].

### 1.2.3.5 Einfluss der Ligierungstechnik auf den Zeitaufwand

Auch wenn *Maijer und Smith* [1990] sowie *Shivapuja und Berger* [1994] bereits zeigen konnten, dass man beim Einligieren mit Gummiligaturen weniger Zeit benötigte als mit Drahtligaturen, konnten mit selbstligierenden Brackets noch bessere Ergebnisse erzielt werden. Das Beschleunigen des Einligierungsprozesses war nämlich der eigentliche Grund für die Entwicklung der selbstligierenden Brackets. Außerdem konnte auf eine Helferin für diesen Arbeitsschritt verzichtet werden, da das Angeben von Draht- oder Gummiligaturen bei selbstligierenden Brackets entfiel [Harradine, 2003].

Der beschleunigte Einligierungsprozess konnte von vielen anderen Autoren bestätigt werden. Laut *Turnbull und Birnie* [2007] konnte mit selbstligierenden Brackets zweimal so schnell einligiert werden wie mit konventionellen Brackets. Der zeitliche Unterschied wurde noch deutlicher bei dickeren Bögen, die in den späteren Phasen der Behandlung benutzt wurden. Ein viermal schnelleres Einligieren als mit konventionellen Brackets und Drahtligaturen konnte mit Speed-Brackets erreicht werden [Maijer und Smith, 1990]. *Pizzoni et al.* [1998], *Read-Ward et al.* [1997], *Shivapuya und Berger* [1994], *Sims et al.* [1993] sowie *Thomas et al.* [1998] kamen zu ähnlichen Ergebnissen, allerdings war der Zeitvorteil gegenüber einem Einligieren mit Gummiligaturen weniger beeindruckend. Laut *Voudouris et al.* [2003] konnte die Behandlungszeit beim Bogenwechsel um die Hälfte reduziert werden.

Klinisch stellte *Harradine* [2001] einen sehr geringen Zeitvorteil von 24 Sekunden beim jeweiligen Aus- und Einligieren eines Bogens fest. Auch konnte er eine um vier Monate reduzierte Behandlungszeit nachweisen und insgesamt vier Termine weniger zählen.

Neben der Beschleunigung des Einligierungsprozesses führte natürlich auch die verminderte Friktion bei selbstligierenden Brackets zu verkürzten Behandlungszeiten [Berger, 1994, 2000; Damon, 1998; Harradine und Birnie, 1996].

### 1.2.3.6 Oralhygienische Aspekte, Tragekomfort des Patienten, Ästhetik

Um eine gute Compliance des Patienten zu gewährleisten, müssen die für die Behandlung ausgewählten Materialien dem Patienten auch entgegenkommen, d.h. ihm die Möglichkeit geben, eine gute Mundhygiene zu betreiben und ihm so viele Verletzungen und Schmerzen wie möglich ersparen. Nach *Shivapuja und Berger* [1994] sowie *Voudouris et al.* [2003] war es durch selbstligierende Brackets möglich,

- ◆ eine bessere Mundhygiene durchzuführen und
- ◆ den Patientenkomfort durch das Nichtvorhandensein häufig störender Metallligaturen zu steigern.

Durch das kleine Bracketdesign war tatsächlich die Zahnreinigung einfacher und das Demineralisierungsrisiko geringer. Durch die fehlenden Gummiligaturen waren die selbstligierenden Brackets leichter zu reinigen. Insgesamt war der Hygienestatus selbstligierender Brackets deutlich besser, da der Bogen ohne Gummi- oder Drahtligaturen hielt. In diesen Ligaturen konnten sich nachweisbar nach einiger Zeit Bakterienstämme ansiedeln. Dabei sammelte sich eine höhere Plaquemenge in Draht- als in Gummiligaturen an [Harradine, 2003].

Das kleinere Design der selbstligierenden Brackets gegenüber den konventionellen Brackets führte ästhetisch zu einer weniger auffallenden Apparatur [Byloff, 2003], was auch die Compliance des Patienten begünstigte. Überraschend ist demgegenüber das Resultat der Studie von *Miles et al.* [2006], in der die Patienten die konventionellen Brackets schöner fanden als das selbstligierende Damon-2-Bracket. Zwar empfanden sie die Behandlung mit Damon-2 anfänglich als weniger schmerzhaft, aber offenbar schmerzhafter, als der zweite Bogen platziert wurde.

### 1.2.3.7 Klinische Anwendung und Ergebnisse

#### Aufnahme des Bogens im Bracketslot

Bezüglich der Aufnahme des Bogens besteht in der Literatur keine Einigkeit. *Taloumis et al.* [1997] waren der Ansicht, dass durch die Drahtligaturen die konventionellen Brackets

sicher einligiert wurden. Dagegen war es nach den Untersuchungen von *Kusy* [2000] bei konventionellen Brackets schwierig, den Drahtbogen einzuführen und ihn in Position zu halten.

## **Therapieergebnisse**

Auch bezüglich der Therapieergebnisse werden in der Literatur unterschiedliche Ansichten vertreten. Nach *Pandis et al.* [2007] konnten selbstligierende Brackets einen moderaten Zahnengstand 2,7 Mal schneller korrigieren als konventionelle Brackets. Bei einem extremen Engstand war der Unterschied nicht relevant.

Andererseits beschwerten sich viele Kieferorthopäden über Probleme in den letzten Phasen der Behandlung mit selbstligierenden Brackets, da eine perfekte Korrektur der Zahnfehlstellung nicht erzielt werden konnte [Harradine und Birnie, 1996]. Auch war die Kontrolle des Tips und Torques wegen des größeren Spielraums des Bogens im Slot von selbstligierenden Brackets schwierig auszuführen [Kusy, 2000; Thortenson und Kusy, 2002].

Das Nivellierungsverhalten selbstligierender und konventioneller Brackets wurde von *Höse* [2007] untersucht. Es wurde eine Fehlstellung von 2 mm Infraokklusion eingestellt, die korrigiert werden sollte. Aus den Ergebnissen dieser Untersuchung ließ sich keine Präferenz für ein bestimmtes Bracketsystem erkennen.

Da heutzutage die selbstligierenden Brackets immer noch teurer sind als die besten konventionellen Brackets, tendieren die meisten Kieferorthopäden noch zum konventionellem Einligieren, auch wenn sie damit gewisse, oben näher beschriebene Nachteile in Kauf nehmen müssen.

### **1.2.4 Drahtsysteme**

Drähte als aktive Elemente in der Multiband-Bracket-Technik üben Kräfte auf die Zähne aus und bewegen sie. In der Kieferorthopädie können Edelstahl-, Chrom-Kobalt-, Nickel-Titan- und Titan-Molybdän-Legierungen Anwendung finden [Kahl-Nieke, 2001].

Die Anforderungen an den Drahtbogen während der Nivellierungsphase sind eine hohe Elastizität und eine hohe Härte. Durch die hohe Elastizität können die Kräfte so niedrig wie möglich gehalten werden und durch die hohe Härte wird erreicht, dass normale Kaukräfte nicht den Draht plastisch deformieren oder brechen. Zunächst wurde versucht, mit Loops oder Federelementen diesen Anforderungen gerecht zu werden. Nachteile dabei waren aber die daraus resultierende mangelnde Mundhygiene, Gewebeerletzungen und eine längere Behandlungszeit. Eine weitere Methode war die Anwendung von verseilten Drähten. Eine dritte Möglichkeit bestand in der Verwendung einer Titanium-Legierung (Nickel-Titanium und Beta-Titanium) [Kusy und Stevens, 1987].

#### **1.2.4.1 Eigenschaften von Stahldrähten**

Unter Stahl versteht man Legierungen aus Eisen und Kohlenstoff, mit einem Kohlenstoffgehalt von bis zu 1,7 Gewichts-Prozent, die ohne Nachbearbeitung schmiedbar sind. Eisen kann im kubisch-raumzentrierten und kubisch-flächenzentrierten Gitter vorkommen. Im Gegensatz zum kubisch-raumzentrierten Gitter ist Kohlenstoff im kubisch-flächenzentrierten Gitter gut löslich, wobei ein als Austenit bezeichneter Mischkristall entsteht. Bei Abkühlen des Austenits findet eine Gitterumwandlung statt. Erstarrt der Austenit jedoch rasch, entsteht ein verzerrtes Gitter, das eine nadelige Struktur aufweist und als Martensit bezeichnet wird [Eichner und Kappert, 2005].

Da gewöhnlicher Stahl nicht ausreichend mundbeständig ist, werden den Legierungen zur Verbesserung der Korrosionsbeständigkeit und der mechanischen Eigenschaften weitere Legierungsbestandteile zugegeben (z.B. Cr, Ni, Mo, V, Co). Hierdurch erhält man die sogenannten Edelstähle [Eichner und Kappert, 2005]. Durch Zulegieren von Chrom (18 Gew.%) erreicht man die Korrosionsbeständigkeit, durch Zusatz von Nickel (8-14 Gew.%) werden die Verarbeitungsmöglichkeiten verbessert. Der Kohlenstoffanteil dieser Legierungen liegt unter 0,1 Gew.% [Marxkors und Meiners, 1988].

Bei diesen Chrom-Nickel-Stählen handelt es sich um Abkömmlinge des 1912 bei Krupp entwickelten V2A-Edelstahls, der bereits in den zwanziger Jahren des 20. Jahrhundert unter der Bezeichnung Wipla (wie Platin) von *Hauptmeyer* [1920] in die Zahnheilkunde eingeführt wurde. Heutzutage werden Stähle in der allgemeinen Zahnheilkunde nur noch als Wurzelstifte benutzt. In der Kieferorthopädie haben sie allerdings von allen Drähten noch den größten Anwendungsbereich. Sie dienen der Herstellung von Brackets, Bändern, Schrauben und Drähten [Eichner und Kappert, 2005].

Das Martensit-Gefüge ist die Ursache für die hohe Härte und die Sprödigkeit von Stählen. Je höher der Kohlenstoffgehalt des Martensits ist, desto höher ist die Härte. Durch Erwärmen des Stahls auf Temperaturen zwischen 230 und 350 °C („Anlassen“) kann der Martensit umgewandelt und die Sprödigkeit, je nach Anlasstemperatur, gezielt vermindert werden. Dieser Effekt kann auch unbeabsichtigt auftreten infolge wärmeerzeugender Bearbeitungsvorgänge, was zu einem unerwünschten Weichwerden des Stahls führt [Eichner und Kappert, 2005].

Die Chrom-Nickel-Stähle können weich, hart oder federhart sein. Nach den Untersuchungen von *Mahler und Goodwin* [1967] sind adäquate Zahnbewegungen mit allen drei Drahtqualitäten möglich, wenn die Behandlung entsprechend sorgfältig erfolgt. Weiche Drähte lassen sich leichter formen, doch ist auch die Gefahr der Verformung im Mund größer. Ist der Bereich zwischen der Elastizitätsgrenze und dem Bruch, also die plastische Verformbarkeit, klein, wie bei federharter Qualität, so muss beim Biegen sehr vorsichtig vorgegangen werden. Oft bricht der Bogen bei einer der nachfolgenden Korrekturen oder sogar schon früher. Sehr günstig wirkt sich das sogenannte „stress relief“ (Vergütung, 850 bis 1000°C für 3 Minuten) aus, da die Elastizitätsgrenze besonders bei weichen Materialien dadurch erhöht wird [Schmuth, 1973].

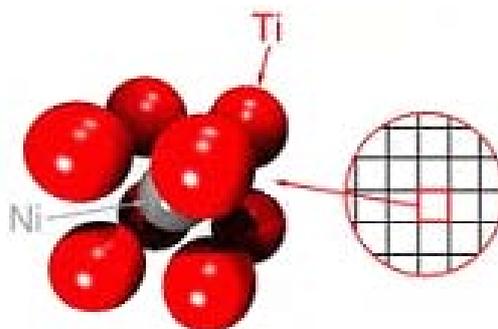
Neben dem Bracketsystem (siehe Kapitel 2.3.3) spielt auch der ausgewählte Stahlbogen eine Rolle bei der Kraftentwicklung an den Zähnen. Für die Reduktion von Kräften kann z.B. der Drahtquerschnitt reduziert werden. Eine Reduktion des Drahtdurchmessers kann durch Zusammenflechten mehrerer dünner Drähte erreicht werden. Der so entstandene verseilte Bogen gewährleistet zwar nicht hundertprozentig die Stabilisierung

der Bogengrundform, hilft jedoch, einzelne Zähne mit inkorrektur Position auszurichten. Die Indikation dieses Bogens beschränkt sich daher auf kurze, einleitende Nivellierungsaufgaben. Er sollte nicht in Fällen benutzt werden, in denen zwischen den Brackets zweier lückenständiger Zähne ein größerer Abstand besteht [Diedrich, 2000].

#### 1.2.4.2 Eigenschaften von Nickel-Titan-Drähten

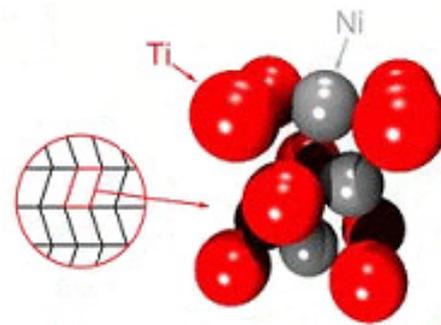
Ähnlich wie Stähle liegen Nickel-Titan-Legierungen abhängig von Temperatur und mechanischer Spannung in zwei verschiedenen Kristallstrukturen vor. In der Hochtemperaturphase liegen sie als Austenit vor, in der Niedertemperaturphase als Martensit [Stöckel, 1988].

Die austenitische Kristallstruktur ist charakterisiert durch acht Atome, die die Außenkanten eines Würfels bilden. Ein neuntes Atom befindet sich in dessen Zentrum (Abbildung 7). Es handelt sich um eine geordnete, kubisch-raumzentrierte Anordnung der Atome, die für die hohe Festigkeit der Legierung in dieser Phase verantwortlich ist [Hornbogen, 1987].



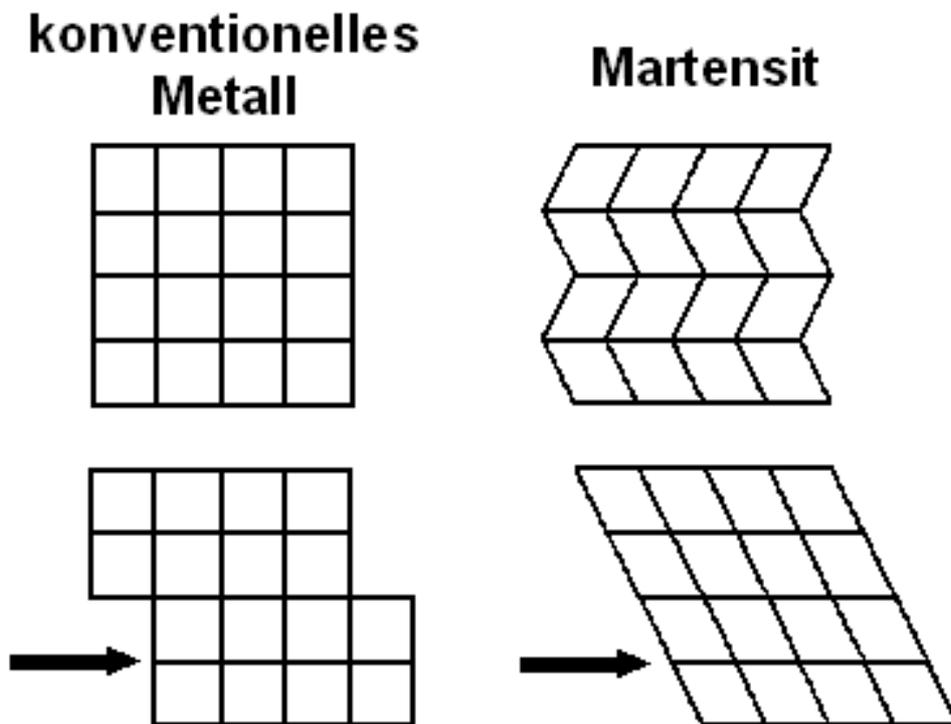
**Abb.7:** Aufbau des Austenits. Acht Titan-Atome bilden die Außenkanten des Kristallwürfels in dessen Zentrum sich ein Nickel-Atom befindet [Helm, 2001].

Die Martensitphase entsteht durch Scherung des Austenitgitters bei Abkühlung oder Wirken einer mechanischen Spannung. Das resultierende Gitter ähnelt einem Fischgrätenmuster mit symmetrischen Strukturen, die als „Martensitzwillinge“ bezeichnet werden (Abbildung 8). Die Zwillingsgrenzen stellen hochverschiebliche Grenzflächen dar. Eine Verschiebung dieser Grenzflächen, auch „Entzwillingen“ genannt, ist dafür verantwortlich, dass sich martensitische NiTi-Legierungen schon bei kleinen Spannungen deformieren lassen. Dabei handelt es sich jedoch nur um eine scheinbar bleibende Deformation (Pseudoelastizität), die unter bestimmten Umständen rückgängig gemacht werden kann [Stöckel, 1988].



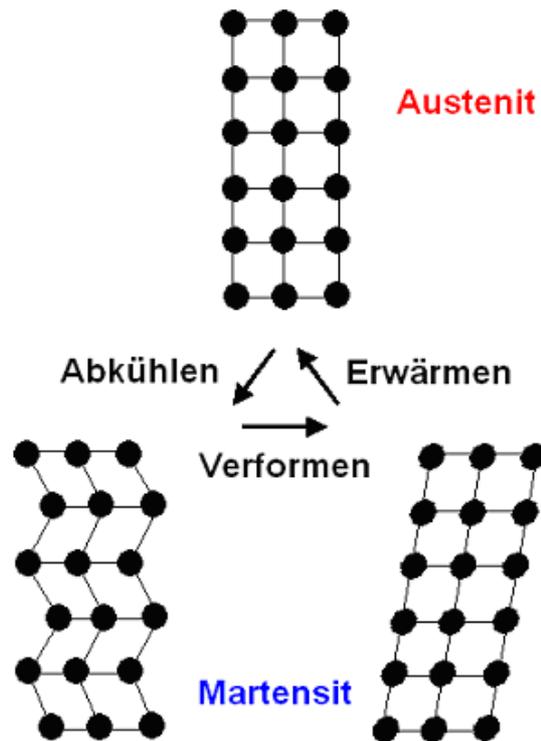
**Abb.8:** Aufbau des Martensits. Durch Scherung des Austenitgitters bei Abkühlung oder Wirken einer mechanischen Spannung entsteht die Martensitstruktur. Diese ist charakterisiert durch ein Fischgrätenmuster mit symmetrischen Strukturen (die „Martensitzwillinge“) [Helm, 2001].

Die Kristallographie der Martensitverformung unterscheidet sich grundlegend vom Deformationsmechanismus konventioneller Metalle (Abbildung 9). Bei diesen werden bei plastischer Verformung Versetzungen erzeugt, die irreversible Deformationen des Gitters darstellen. Wenn das Werkstück über ein bestimmtes Maß hinaus deformiert wird, können solche Versetzungen auch bei NiTi-Legierungen zustande kommen [Tautzenberger, 1986].



**Abb. 9:** Plastisches Deformationsverhalten eines konventionellen Metalls und des Martensits. Bei konventionellen Legierungen treten bei der plastischen Verformung Versetzungen auf. Die Atome ändern dabei ihre nachbarschaftlichen Beziehungen. Beim Martensit hingegen kommt es zur Verschiebung der Zwillingsgrenzen („Entzwillingen“). Dadurch lassen sich solche Werkstoffe sehr leicht plastisch verformen [Drescher et al., 1990].

Die Temperatur, bei der die Legierung von der Niedertemperaturphase zur Hochtemperaturphase wandelt, wird als Umwandlungstemperatur bezeichnet (Abbildung 10). Sie ist in hohem Maße von der Legierungszusammensetzung abhängig [Buehler, 1963].



**Abb. 10:** Kristallographische Darstellung der Phasenumwandlung zwischen Hochtemperaturphase (Austenit) und Niedrigtemperaturphase (Martensit).

Mit der Einführung der Nickel-Titan-Drähte in den letzten Jahrzehnten wurden außergewöhnliche Materialeigenschaften präsentiert, die die Übertragung mechanischer Energie auf den dentoalveolären Komplex weniger risikohaft erscheinen ließen und eine erhöhte Behandlungseffizienz darstellten [Schumacher et al., 1992]. Nickel-Titan-Legierungen weisen tatsächlich einige Vorteile auf, die diese Materialien für die kieferorthopädische Behandlung einzigartig machen. Hierbei handelt es sich um:

- ◆ ihr hohes Deflexionsvermögen,
- ◆ ihre niedrige Kraft/Verbiegungsrate,
- ◆ ihren Formgedächtniseffekt,
- ◆ ihre Superelastizität und
- ◆ ihre Biokompatibilität [Diedrich, 2000].

Im Folgenden sollen diese Eigenschaften näher beschrieben werden.

## Das Deflexionsvermögen

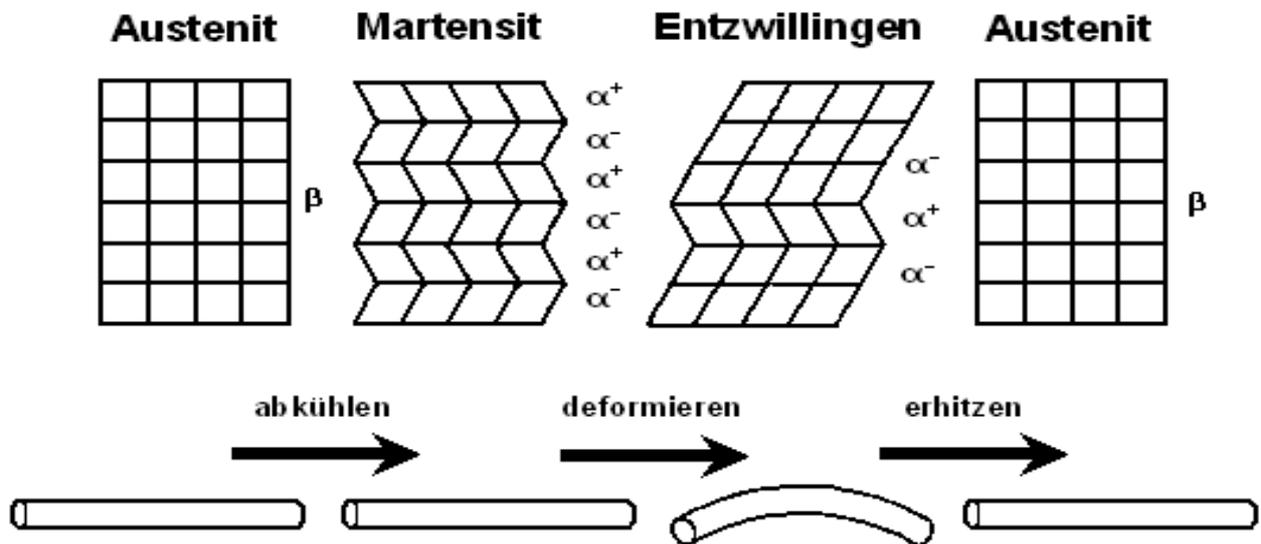
Eine unbehandelte martensitische NiTi-Legierung lässt sich ähnlich leicht verformen wie Kupferdraht. Um ein hohes Rückstellvermögen zu erreichen, werden die Drähte auf mechanischem Wege aufgehärtet, z.B. durch Ziehen. Dadurch entstehen starke innere Spannungen, die für das hohe Deflexionsvermögen verantwortlich sind. Durch diese Eigenschaft werden NiTi-Bögen vor allem für Nivellierungsaufgaben eingesetzt [Drescher, 1990]. Die Nickel-Titan-Drähte können also immer dann besonders vorteilhaft eingesetzt werden, wenn durch die Kautätigkeit des Patienten die übrigen Materialien immer wieder eine permanente Verformung erfahren [Diedrich, 2000].

## Die Kraft/Verbiegungsrate

Die niedrige Kraft-/Verbiegungsrate und natürlich auch die Drehmoment-/Torquerate schützen die Zähne vor übergroßen Kräften und Drehmomenten. In vielen Fällen machen sie somit Loops überflüssig [Diedrich, 2000].

## Der Formgedächtniseffekt

Das Prinzip des Formgedächtnis- oder Memory-Effekts ist in Abbildung 11 dargestellt. Ein in der Hochtemperaturphase als Austenit vorliegender Drahtbogen wird ohne Einwirken äußerer mechanischer Spannungen unter die Umwandlungstemperatur abgekühlt und so zu Martensit transformiert. Dabei entsteht keine makroskopische Formänderung, da Martensitvarianten unterschiedlicher Orientierungen ( $\alpha^+$ ,  $\alpha^-$ -Zwillinge) mit ungefähr gleicher Wahrscheinlichkeit gebildet und keine inneren Spannungen aufgebaut werden. In diesem Zustand kann der Drahtbogen leicht deformiert werden. Das Kristallgitter reagiert mit Entzwillingen und Verschieben von Grenzflächen. Die Deformation des Werkstücks darf ein bestimmtes Maß nicht überschreiten, um Versetzungen und daraus resultierende irreversible Verformungen zu vermeiden (Abbildung 9). Eine Erhitzung des deformierten Martensits bewirkt eine Umwandlung in die Hochtemperaturphase (Austenit), der Drahtbogen „erinnert“ sich an seine ursprüngliche Form. Nach Abkühlung bildet sich wieder die martensitische Struktur ohne Formänderung [Stöckel, 1988].



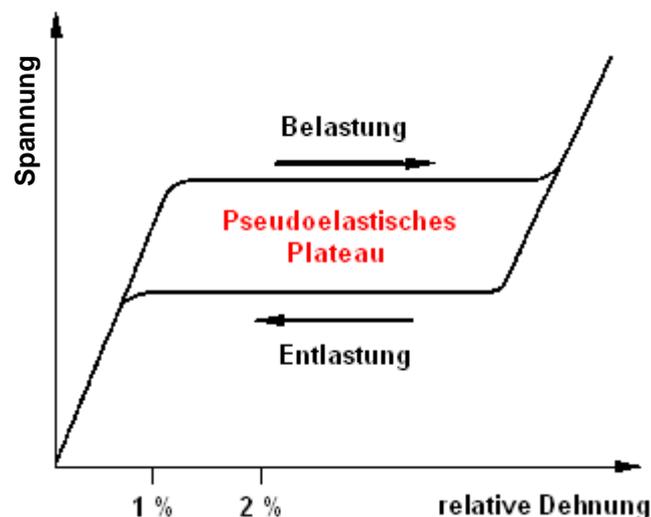
**Abb. 11:** Das Memory-Verhalten: Schematische Darstellung der Umwandlung des Kristallgitters und der makroskopischen Formänderung. Durch Scherung des Austenitgitters bei Abkühlung entsteht der Martensit. Dieser wird plastisch deformiert. Die Martensitanteile  $\alpha^+$  und  $\alpha^-$  klappen durch Scherbewegungen im Gitter um. Solange die Temperatur nicht erhöht wird, bleibt die Verformung erhalten. Erhitzt man die Probe jedoch, bildet sich der Austenit ( $\beta$ -Phase) und das Werkstück findet zu seiner alten Form zurück [nach Stöckel, 1988].

Der Formgedächtniseffekt ist eine ausgezeichnete Eigenschaft der NiTi-Bögen. So kann man z.B. erreichen, dass durch Trinken eines kalten Getränks die Kraft in der Nivellierungsphase augenblicklich auf Null reduziert wird [Diedrich, 2000]. *Andreasen* [1980] konnte eine weitere Anwendungsmöglichkeit des Memoryeffektes präsentieren. Nach Formung eines Idealbogens wurde der Draht, im Anschluss an eine thermische Behandlung, am Patienten eingesetzt. Bei Erreichen der Körpertemperatur wandelte er sich zum Austenit um und versuchte zu seiner ursprünglichen Form zurückzukehren. Allerdings waren die wirksamen Kräfte in dieser Untersuchung ausgesprochen groß, so dass ein klinischer Einsatz dieser Methode noch nicht sinnvoll wäre.

## Die Superelastizität

Wie bereits erwähnt, ist die thermodynamische Umwandlung von Austenit in Martensit sowohl temperatur- als auch spannungsabhängig. Temperatur und Spannung sind gleichwertige bzw. austauschbare Variable. Das bedeutet, dass bei einer Legierung, die in der Hochtemperaturphase vorliegt, die Martensitbildung auch durch Anlegen einer mechanischen Spannung ausgelöst werden kann. Es handelt sich dann um den sogenannten spannungsinduzierten Martensit. Im Falle einer Zugbelastung wachsen Martensitvarianten bevorzugt in Lastrichtung, bei Entlastung erfolgt die Rücktransformation in den Austenit [Tautzenberger, 1988].

Die Charakterisierung und die Definition der Materialparameter einer superelastischen bzw. pseudoelastischen Legierung erfolgen anhand des Spannungs/Dehnungs-Diagramms (Abbildung 12), das man aus einem Zugversuch an der Legierung erhält [Bourauel et al., 1992].



**Abb. 12:** Schematisches Spannungs/Dehnungs-Diagramm einer Legierung mit pseudoelastischem Verhalten. Die Spannung steigt bei Belastung zunächst linear mit der relativen Dehnung an. Bei weiterer Belastung tritt eine sehr starke relative Dehnung auf, ohne dass die Spannung nennenswert ansteigt. Dieses Plateau entsteht durch die Erzeugung spannungsinduzierten Martensits. Bei der Entlastung erkennt man ebenfalls ein pseudoelastisches Plateau, das durch die Rückbildung der Austenitphase bei nachlassender Spannung verursacht wird [nach Drescher et al., 1990].

Da die Materialeigenschaften von Nickel-Titan stark temperaturabhängig sind, mussten die Zugversuche bei der Anwendungstemperatur, im Fall der orthodontischen Drähte also bei 37°C, durchgeführt werden [Bourauel et al., 1992]. Wird ein Nickel-Titan-Draht nur zu 1% seiner Länge ausgelenkt, kehrt dieser Draht nahezu wie ein Stahldraht in seine ursprüngliche Form zurück. Wird die Dehnung auf ca. 2% gesteigert, so kehrt der Draht auf seiner Hysterese wieder in den Ursprung zurück, zeigt aber nicht mehr das typische Verhalten von elastischen Materialien. Trotz weiterer Dehnung über 2% tritt keine größere Spannung mehr auf. Dieser Bereich wird als pseudoelastisches Plateau bezeichnet. In diesem Bereich bleibt die Spannung praktisch unabhängig von der Dehnung. Nach Entlastung kehrt der Draht auf dem unteren Teil der Hysteresekurve mit einer konstanten Spannung schließlich in den Nullpunkt zurück. Der Drahtbogen nimmt also seine ursprüngliche Form wieder an. Eine permanente Deformation kommt nicht zustande, denn innerhalb eines gewissen Temperaturbereichs kehrt der Draht immer in die austenitische Phase zurück [Diedrich, 2000].

Die besonderen Materialeigenschaften pseudoelastischer NiTi-Legierungen bieten so die Möglichkeit der Entwicklung kieferorthopädischer Behandlungselemente, die über einen großen Aktivierungsbereich nahezu konstante Kräfte und ein konstantes Drehmoment/Kraft-Verhältnis aufweisen. Durch diese Möglichkeit der Einleitung einer nahezu konstanten Kraft bei unterschiedlichem Verformungsgrad werden NiTi-Drähte hauptsächlich als Nivellierungsbögen eingesetzt [Schumacher et al., 1992].

### **Die Biokompatibilität**

Die NiTi-Drähte bestehen zu 50% aus Titan und 50% aus Nickel. Während Titan in hohem Maße gewebeverträglich ist, muss auf das hohe Allergisierungspotential des Nickels geachtet werden. Untersuchungen von *Bachmann* [1987] zeigten, dass das eigentliche Allergen, das Nickelsulfat, sich erst bei Kontakt mit der äußeren Haut bildet. Der Autor war daher der Ansicht, dass es keine Bedenken gegen den Einsatz derartiger Legierungen in der Mundhöhle gab. Allerdings wurde in einer aktuelleren Studie von *Petoumenou et al.* [2008] festgestellt, dass nach dem Einsetzen von nickelhaltigen Brackets, Bändern oder Bögen Nickel aus diesen Materialien in die Mundhöhle abgegeben

wurde. Daher sollte die Anwendung von nickelhaltigen Legierungen bei Allergikern vermieden werden, denn es ist zur Zeit nicht bekannt, welche Nickel-Konzentration entsprechende Symptome auslösen kann.

#### 1.2.4.3 Nivellierungsbögen im Vergleich

Obwohl NiTi-Drähte vielseitige Vorteile aufweisen (siehe Kapitel 2.4.2), wird in der Literatur ein Einsatz von NiTi-Drähten in der Nivellierungsphase nicht eindeutig befürwortet.

Zum Beispiel zogen *Kusy und Stevens* [1987] den 0,015" verseilten Stahldraht allen soliden Nickel-Titan-Drähten für die Nivellierungsphase vor. *Mohlin et al.* [1991] stellten eine verstärkte Bruchrate der NiTi-Drähte während des klinischen Einsatzes fest, so dass diese, im Gegensatz zu Stahldrähten, nicht mit Loops versehen werden konnten. Neben der festgestellten Bruchrate der NiTi-Drähte ist die Loops-Anwendung natürlich auch primär wegen des Formgedächtniseffektes nicht möglich.

Dagegen konnten *Andreasen* [1980], *Andreasen et al.* [1984a, 1984b] sowie *West et al.* [1995] eine höhere Nivellierungseffektivität für NiTi-Bögen gegenüber verseilten Stahlbögen nachweisen. Auch *Mohlin et al.* [1991] zeigten sich sehr skeptisch gegenüber dem Einsatz verseilter Stahldrähte. In ihren Untersuchungen zeigten mehr als 50% der verseilten Drähte eine permanente Deformation nach klinischem Gebrauch.

Von *Miura et al.* [1986] durchgeführte Laboruntersuchungen zeigten, dass die superelastischen NiTi-Bögen sehr viele der erwünschten Eigenschaften für die Nivellierung hatten, sodass eine relativ konstante Kraft für ein variables Ausmaß der Zahnbewegung genutzt werden konnte.

Durch eine dynamische Analyse der Zahnbewegung stellten *Schumacher et al.* [1992] fest, dass für jeden Bogentyp unterschiedliche vertikale und anguläre Nivellierungsdefizite resultierten. Eine generelle Korrelation zwischen Kraft- und Drehmomentgröße und erzielter Nivellierung konnte nicht abgeleitet werden. Nach *Schumacher et al.* [1992] konnte es also keine Präferenz für einen speziellen Bogentyp geben. Auch *Jones et al.*

[1990] fanden heraus, dass es im klinischen Vergleich keinen Unterschied zwischen der Nivellierungseffektivität von NiTi-Bögen und von Stahlbögen gab.

## 2. Fragestellung und Ziel der vorliegenden Untersuchung

Um Schäden in Form von Wurzelresorptionen an überbelasteten Zähnen zu vermeiden, wurde schon in den zwanziger Jahren des zwanzigsten Jahrhunderts versucht, eine Behandlungsmethode zu entwickeln, die mit biologischen, d.h. kleinen Kräften arbeitet. Allerdings sollte die Kraftreduktion nicht zu einer geringeren klinischen Effizienz des Bracket/Bogen-Komplexes führen.

Bracketdesign und Ligierungstechnik haben einen entscheidenden Einfluss auf die Übertragung von Kräften und Drehmomenten zwischen Bracket und Bogen und dadurch auch auf die Nivellierungseffektivität.

Aus der Literatur geht hervor, dass selbstligierende Brackets sehr viele Vorteile aufweisen. Der Schwerpunkt dieser Untersuchung sollte daher auf den selbstligierenden Brackets liegen. Zum Vergleich sollte ein ausgewähltes konventionelles Bracketsystem als Referenz dienen. Da die meisten bisherigen wissenschaftlichen Veröffentlichungen lediglich das Nivellierungsverhalten bei einer einfachen Fehlstellung untersuchten, sollte es Ziel dieser Versuchsreihe sein, die Nivellierungseffektivität verschiedener Bracket/Bogen-Kombinationen *in-vitro* bei einer kombinierten Fehlstellung zu untersuchen.

Im Einzelnen sollten die folgenden Fragen beantwortet werden:

- ◆ Welche Bracket/Bogen-Kombinationen zeigen die beste Nivellierungseffektivität?
- ◆ Weisen selbstligierende Brackets eine bessere Nivellierungseffektivität als konventionelle Brackets auf?
- ◆ Wie unterscheiden sich aktive von passiven Bracketsystemen in der Nivellierungsphase?
- ◆ Gibt es markante Unterschiede zwischen den verschiedenen Produkten?
- ◆ Führt die in dieser Arbeit untersuchte kombinierte Fehlstellung zu anderen Ergebnissen als die einfache Fehlstellung?

### 3. Material und Methode

Im folgenden Abschnitt werden zunächst die ausgewählten Brackets und Bögen vorgestellt. Anschließend wird das Funktionsprinzip des zur Ermittlung der Nivellierungseffektivität benutzten Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS) erklärt.

#### 3.1 Auswahl der Brackets

Für den Vergleich der Nivellierungseffektivität wurden 0.022 inch-Slot Bracketsysteme benutzt. Hierbei handelte es sich um neun selbstligierende Systeme sowie um ein konventionelles System, deren Eigenschaften in Tabelle 1 zusammengestellt sind. Das Einligieren der konventionellen Brackets wurde mit Hilfe von Drahtligaturen (Dentaurum) aus Stahl durchgeführt.

Tab. 1: Verwendete Bracketsysteme im Überblick

<b>Selbstligierende Brackets</b>	<b>Design und Material</b>	<b>Hersteller</b>
Quick aktiv	Nickelfreier Stahl, aktiv	Forestadent
Quick passiv	Nickelfreier Stahl, passiv	Forestadent
In-Ovation	Stahl, gefräst, aktiv	Dentsply GAC
Time	Stahl, gefräst, aktiv	AD adenta
Damon 2	Stahl, MIM-Verschluss, passiv	Ormco
Damon MX	Stahl, MIM-Verschluss, passiv	Ormco
Opal	MIM, passiv	UP Dental
Opal 2	Kunststoff, passiv	UP Dental
Speed	Stahl, gefräst, NiTi-Verschluss, aktiv	Strite
<b>Konventionelles Bracket</b>		
Discovery	MIM	Dentaurum

### 3.2 Auswahl der Drahtbögen

Um die kombinierte Fehlstellung zu korrigieren, wurden die verschiedenen Bracket-systeme mit zwei verschiedenen Drahtlegierungen unterschiedlicher Dimensionen kombiniert. Nähere Angaben über die einzelnen Drahtbögen gehen aus Tabelle 2 hervor.

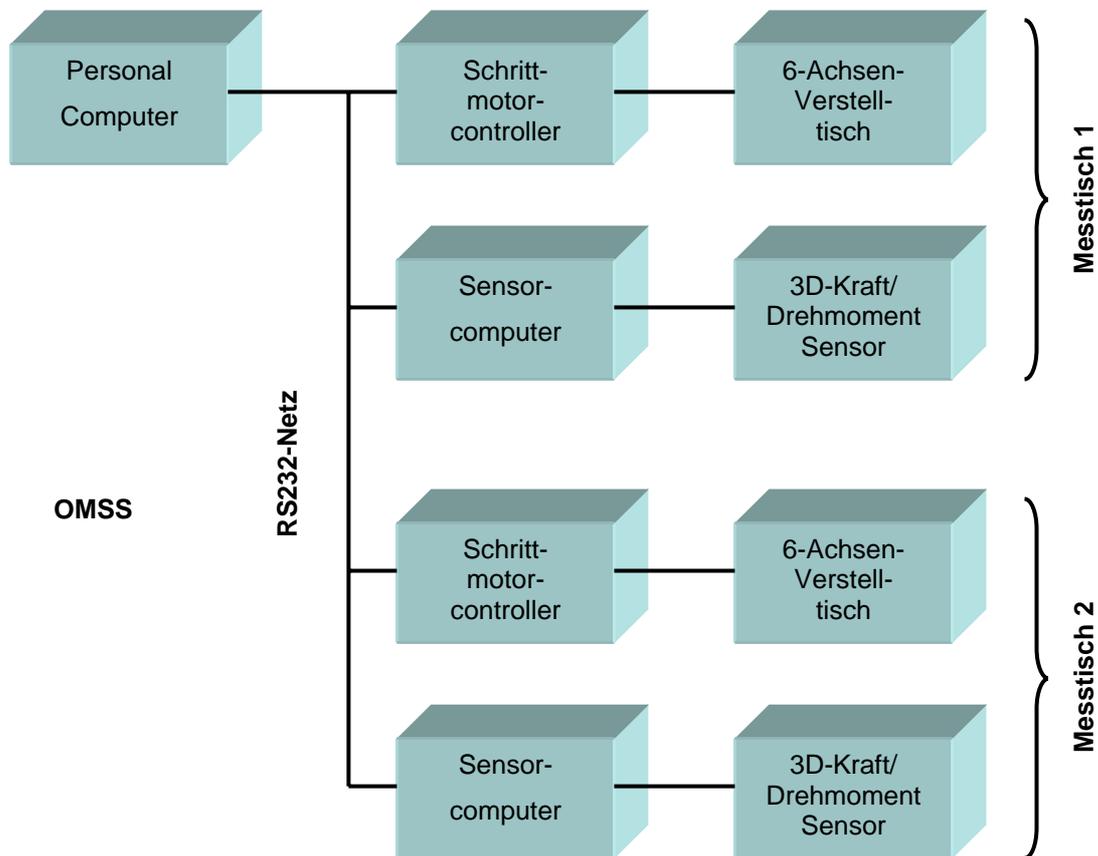
**Tab. 2:** Verwendete Drahtbögen im Überblick

<b>Drahttypen</b>	<b>Durchmesser</b>	<b>Hersteller</b>
<b>Geflochtener Stahldraht</b>		
Tripleflex	0,44 mm (0.0175"), rund	Ormco
<b>Nickel-Titan Drähte</b>		
Biostarter 12	0,30 mm (0.012"), rund	Forestadent
Biostarter 16	0,40 mm (0.016"), rund	Forestadent
Titanol Lowforce 16/16	0,40 x 0,40 mm (0.016" x 0.016"), quadratisch	Forestadent
Titanol Lowforce 16/22	0,40 x 0,57 mm (0.016" x 0.022"), rechteckig	Forestadent

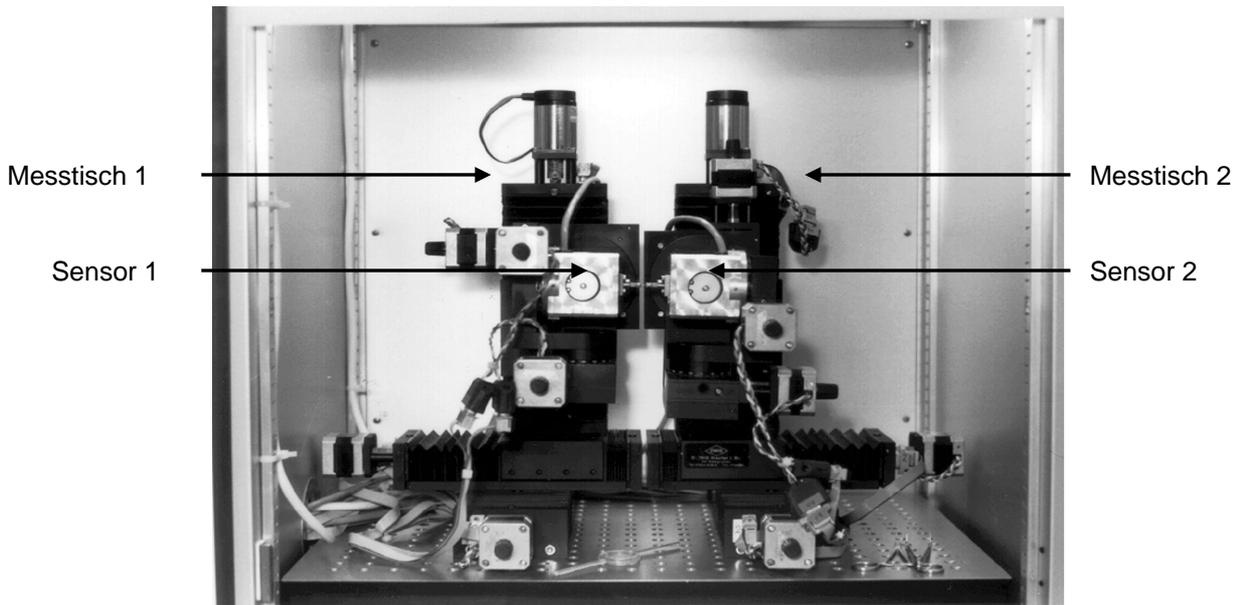
### 3.3 Messungen der Nivellierungseffektivität mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System

#### 3.3.1 Versuchsaufbau

Die Nivellierungseffektivität der verschiedenen Bracketsysteme wurde mit Hilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS) erfasst. Die Funktionsweise dieses Systems wurde bereits in vielen Veröffentlichungen beschrieben [Bourauel et al., 1992, 1993; Drescher et al., 1991; Schumacher et al., 1992].



**Abb. 13:** Schematischer Aufbau des OMSS (Orthodontisches Mess- und Simulations-System). Das System wird durch das auf dem Personal-Computer ablaufende Programm „OMSS“ gesteuert. Die beiden Messtische bestehen jeweils aus einem sensorischen und einem motorischen Subsystem.

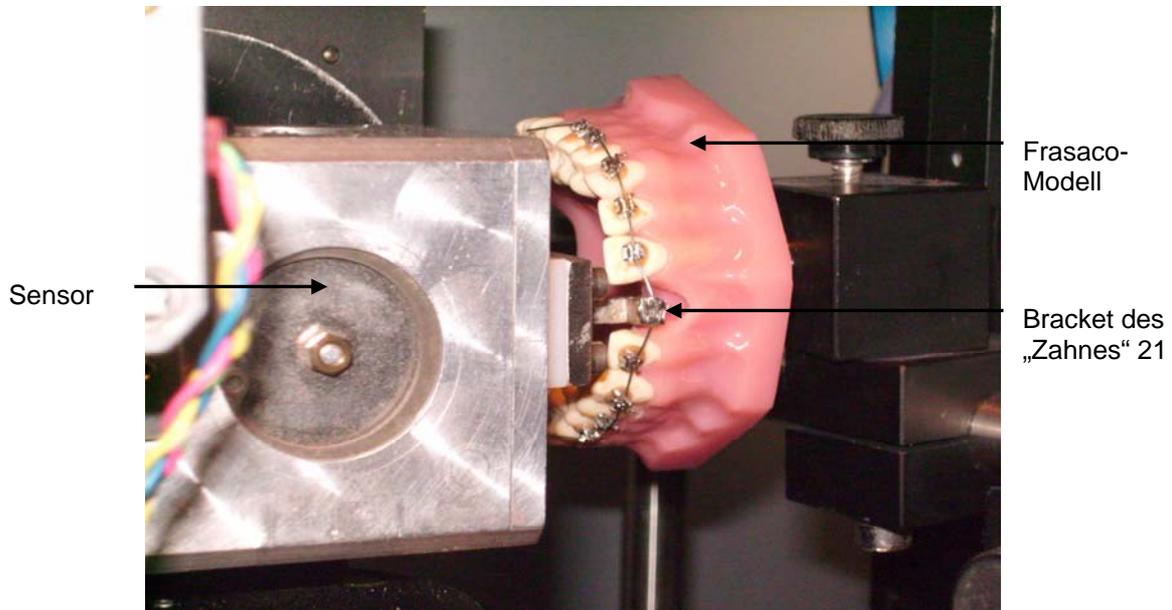


**Abb. 14:** Das Orthodontische Mess- und Simulations-System im Versuchsaufbau. Der komplette mechanische Aufbau, bestehend aus den beiden Positioniertischen und den darauf montierten Sensoren, wurde in einem Temperaturprüfschrank eingebaut. Dadurch ist es möglich, auch Behandlungselemente mit temperaturabhängigen Eigenschaften (z.B. Ni-Ti-Drähte) zu testen.

Das OMSS (Abbildungen 13 und 14) besteht aus zwei rechnergesteuerten 3D-Verstelleinheiten (Messtisch 1 und 2), auf denen jeweils ein 3D-Drehmoment/Kraft-Sensor montiert ist. Dadurch können für zwei beliebige Zähne alle Positionen und Orientierungen im Raum angefahren und Kraftsysteme, die an den Zähnen angreifen, vollständig erfasst werden. Für die hier vorgenommenen Nivellierungsmessungen wurde allerdings nur eine Verstelleinheit benötigt, da es in dieser Untersuchung lediglich um die Korrektur der Fehlstellung eines einzelnen Zahnes ging.

Mit Hilfe eines mathematischen Modells werden die gemessenen Kraftsysteme in orthodontisch induzierte Bewegungen umgerechnet. Diese Bewegungen werden anschließend von den Verstelleinheiten ausgeführt. Das OMSS ermöglicht somit eine Simulation kieferorthopädischer Zahnbewegung. Im Rahmen dieser Untersuchungen wurde mit Hilfe des OMSS eine kombinierte Frontzahnfehlstellung simuliert, die aus einer Infra-

okklusion von 2 mm und einer vestibulären Verlagerung von 2 mm bestand. Die Korrektur der Fehlstellung erfolgte am Zahn 21 (Abbildung 15).



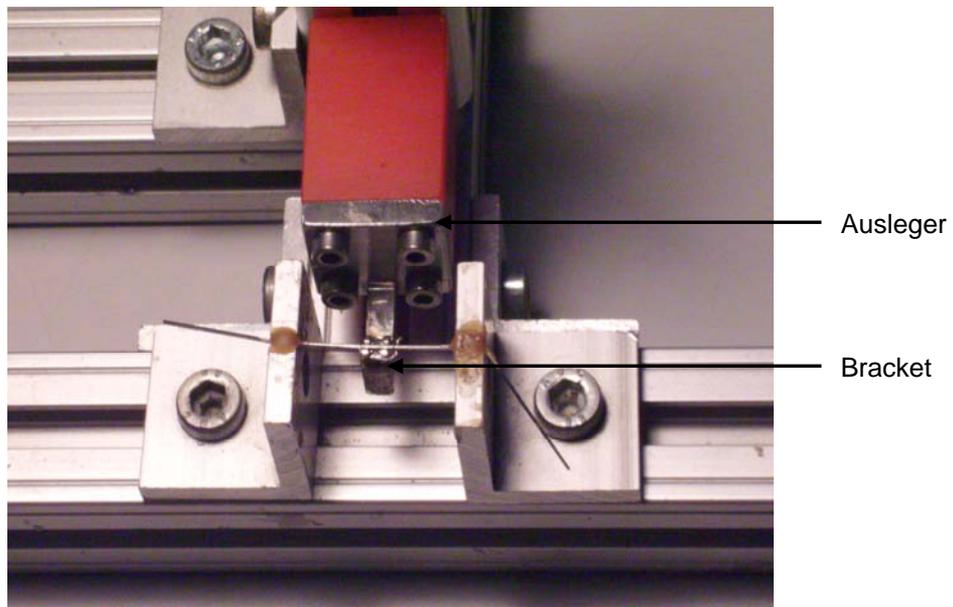
**Abb. 15:** Eingestellte kombinierte Fehlstellung (Infraokklusion von 2 mm und vestibuläre Verlagerung von 2 mm) im Orthodontischen Mess- und Simulations-System.

Für die Simulation der Bewegung am Zahn 21 wurde ein Oberkiefer-Frasaco-Modell so vorbereitet, dass der Zahn 21 aus dem Modell entfernt wurde. Somit konnte der am Sensor festschraubbare Ausleger die Position des Zahnes 21 einnehmen. Alle anderen Zähne des Frasaco-Modells wurden mit selbstligierenden Brackets vom Quick-aktiv-Typ versehen. Nach ihrer Ausrichtung in eine klinisch ideale Position wurden die Brackets auf die Zähne geklebt.

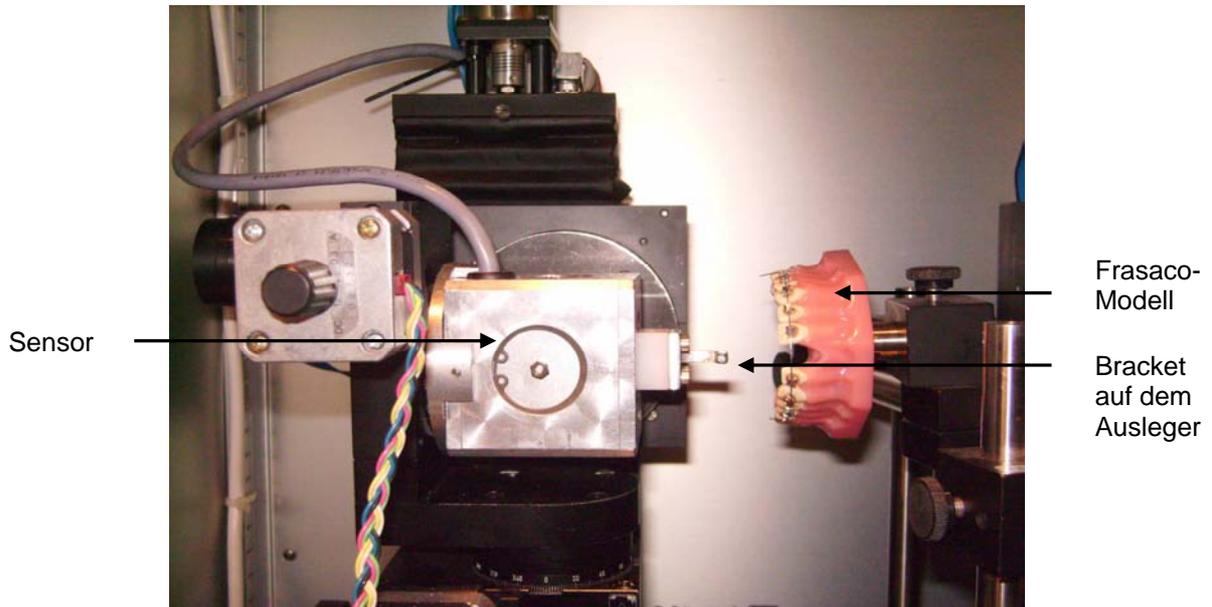
Im Gegensatz zu Stahldrähten zeigen Nickel-Titan-Drähte ein temperaturabhängiges mechanisches Verhalten (siehe Kapitel 2.4.2). Eine der klinischen Situation vergleichbare experimentelle Untersuchung dieser Drähte wurde dadurch ermöglicht, dass der gesamte Messaufbau in einem Klimaprüfschrank mit einer konstanten Temperatur von 37°C eingebaut war. Vor Beginn der Simulation musste bei den NiTi-Bögen darauf geachtet werden, dass die Temperatur von 37°C im Klimaprüfschrank auch erreicht war.

### 3.3.2 Versuchsdurchführung

Das zu untersuchende Bracket wurde zunächst zentral auf einen Ausleger bzw. Brackethalter geklebt (Abbildung 16). Anschließend wurde der Ausleger an dem Sensor festgeschraubt. Der Nivellierungsbogen wurde in dem vorbereiteten Frasaco-Modell festligiert und am distalen Ende abgeknickt. Das Modell wurde dann so in das OMSS integriert, dass der Drehmoment/Kraft-Sensor die am Bracket des Zahnes 21 angreifenden Kraftsysteme aufzeichnen konnte (Abbildung 17).



**Abb. 16:** Kleben des zu untersuchenden Brackets auf einen Ausleger bzw. Brackethalter.



**Abb. 17:** Einstellung des Sensors und des Frasaco-Modells im OMSS (Orthodontische Mess- und Simulations-System).

Beim Einsetzen des Bracketshalters wurde dieser so positioniert, dass der Bogen kraftfrei in den Slot des zu untersuchenden Brackets einligiert wurde.

Das Verschließen der selbstligierenden Brackets erfolgte mit Hilfe eines Ligaturinstrumentes oder mit dem Finger. Bei den konventionellen Brackets wurden die Drahtligaturen nach einer bestimmten Einligierungsmethode festgezogen. Nach Untersuchungen von *Schumacher et al.* [1990] sollte die Drahtligatur nämlich dort, wo Zahnbewegung gewünscht wurde, „entschärft“ bzw. nachträglich gelöst werden und dort, wo Bewegung verhindert werden sollte, musste sie vermehrt angezogen werden. Eine Rückrotation des Ligaturenanfangs um zirka 90 bis 180° wurde also am Bracket des zu bewegenden Zahnes durchgeführt.

Der Brackethalter wurde entsprechend den Literaturangaben von *Pedersen et al.* [1990] so im OMSS eingestellt, dass die Lage seines Widerstandszentrums (WZ) auf den verschiedenen Achsen den folgenden Werten entsprach:  $WZ_x=9$  mm;  $WZ_y=6$  mm;  $WZ_z=0$  mm. Die X-Achse entsprach der okkluso-apikalen Richtung, die Y-Achse der oro-

vestibulären Richtung und die Z-Achse der mesio-distalen Richtung. In bukkaler Ansicht lag demnach das Widerstandszentrum vom Zahn 21 in einem Abstand von 9 mm zum Bracket und in okklusaler Ansicht in einem Abstand von 6 mm zum Bracket.

Als kombinierte Zahnfehlstellung wurde eine Infraokklusion von 2 mm sowie eine vestibuläre Verlagerung von ebenfalls 2 mm angenommen. Dies wurde simuliert, indem der Brackethalter/Zahn 21 um 2 mm auf der X-Achse sowie 2 mm auf der Y-Achse verschoben wurde (siehe Abbildung 15).

Anschließend wurde die Korrektur der Fehlstellung vorgenommen. Hierbei wurden die aus den Kraftsystemen berechneten Bewegungsabläufe in eine große Zahl von Schritten unterteilt. Nach jedem von der Verstelleinheit durchgeführten Schritt erfolgte eine erneute Messung der Kraftsysteme und eine Berechnung der entsprechenden Zahnbewegungen. Durch die zyklische Wiederholung dieses Vorgangs konnte der Veränderung der Kraftsysteme im Verlauf der Zahnbewegung Rechnung getragen werden. Der Bewegungsvorgang wurde abgebrochen, wenn die vorher festgelegte Endposition erreicht war, die Kräfte/Drehmomente eine bestimmte Schwelle unterschritten hatten oder eine maximale Anzahl an Simulationszyklen überschritten wurde. In dieser Versuchsreihe umfasste jede Messung insgesamt maximal 200 Zyklen.

Von jedem Bracketsystem wurden insgesamt fünf Brackets untersucht. Jedes dieser Brackets wurde je zweimal mit den fünf verschiedenen Bogentypen getestet. Für jede einzelne Bracket/Bogen-Kombination wurden demnach zehn Messungen durchgeführt. Nach der Untersuchung eines jeden Bracketsystems wurde ein neuer Drahtbogen verwendet.

### **3.3.3 Datenaufbereitung**

In jedem einzelnen Messzyklus wurden die Kräfte, die Drehmomente, die Rotation und die Translation vom Messprogramm OMSS ermittelt. Mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Excel erfolgte die Auswertung der vom OMSS registrierten Daten. Die Nivelierungseffektivität konnte anhand der erzielten Korrektur der Fehlstellung errechnet

werden, indem die initiale Fehlstellung und die erreichte Endposition für jede Bracket/Bogen-Kombination zueinander ins Verhältnis gesetzt wurden. Die Angaben der Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung wurden in Prozentzahlen ausgedrückt unter Verwendung folgender Formel:

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

AP = Ausgangsposition,

EE = Erreichte Endposition.

Da die Ausgangsposition eine kombinierte Fehlstellung darstellte, verlief die Korrektur der Ausgangsposition in zwei Richtungen, in der okkluso-apikalen und in der oro-vestibulären Richtung. Die Nivellierungseffektivität wurde deshalb für jede Achse bzw. Richtung separat berechnet und getrennt auf der X- und auf der Y-Achse dargestellt.

Neben der Ermittlung der Nivellierungseffektivität konnten mit Hilfe des OMSS auch die Kraftmaxima, die während der Korrektur der Fehlstellung auf das Bracket wirkten, festgestellt werden. Die zusätzlich zur Nivellierung entstandene Torquebewegung konnte anhand der Rotation des Brackets um die Z-Achse ermittelt werden. Für die jeweiligen Parameter (Nivellierungskorrektur, Maximalkraft und Torque) wurden Mittelwert und Standardabweichung bei jeder Bracket/Bogen-Kombination berechnet.

### 3.3.4 Statistik

Mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests wurden alle Ergebnisse auf Normalverteilung getestet. Die Datensätze wurden mittels Varianzanalyse (Software Prism Version 3.0) auf Unterschiede überprüft. Bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p < 0,05$  wurden die Differenzen als signifikant angesehen. Die Datensätze, die Unterschiede aufwiesen, wurden anhand eines t-Tests (WinSTAT<sup>®</sup> Version 2005.1) überprüft und anhand eines Bonferro-ni-Post-Tests (Software Prism Version 3.0) bestätigt. Die einzelnen Brackets konnten somit, bezogen auf die untersuchten Parameter und in Kombination mit den verschiedenen Drähten, in ihrer unterschiedlichen Ergebnisqualität miteinander verglichen werden.

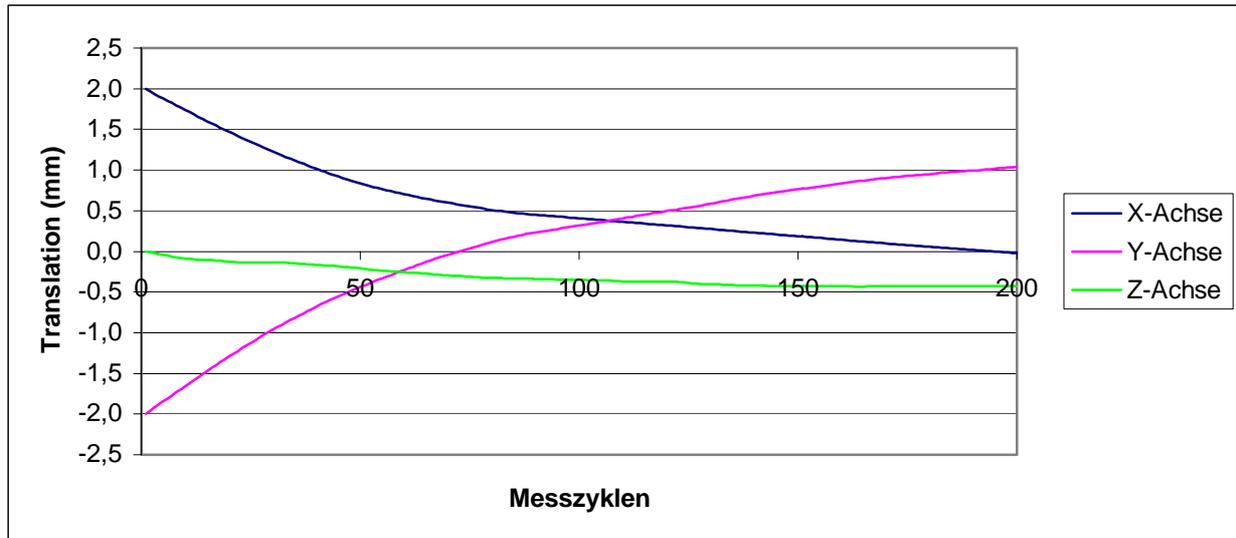
## **4. Ergebnisse**

Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde das Kapitel „Ergebnisse“ und ihre Auswertung in vier Abschnitte unterteilt. In Kapitel 6.1 wird zunächst der zeitliche Verlauf der in jedem Messzyklus berechneten Größen Translation, Kraft und Rotation dargestellt und der Messvorgang erläutert. Anschließend werden für alle Bracketsysteme die bei den jeweiligen Parametern errechneten Werte in Säulendiagramme umgesetzt. In Kapitel 6.2 werden die Nivellierungswerte, die bei der Korrektur der Infraokklusion und der vestibulären Verlagerung gemessen wurden, jeweils paarweise als Säulendiagramme in einer Graphik nebeneinander dargestellt. Kapitel 6.3 befasst sich mit dem Vergleich der während der Korrektur wirkenden Kräfte und Kapitel 6.4 mit der Torquebewegung.

### **4.1 Untersuchte Parameter vorgestellt am Beispiel des Biostarter-12**

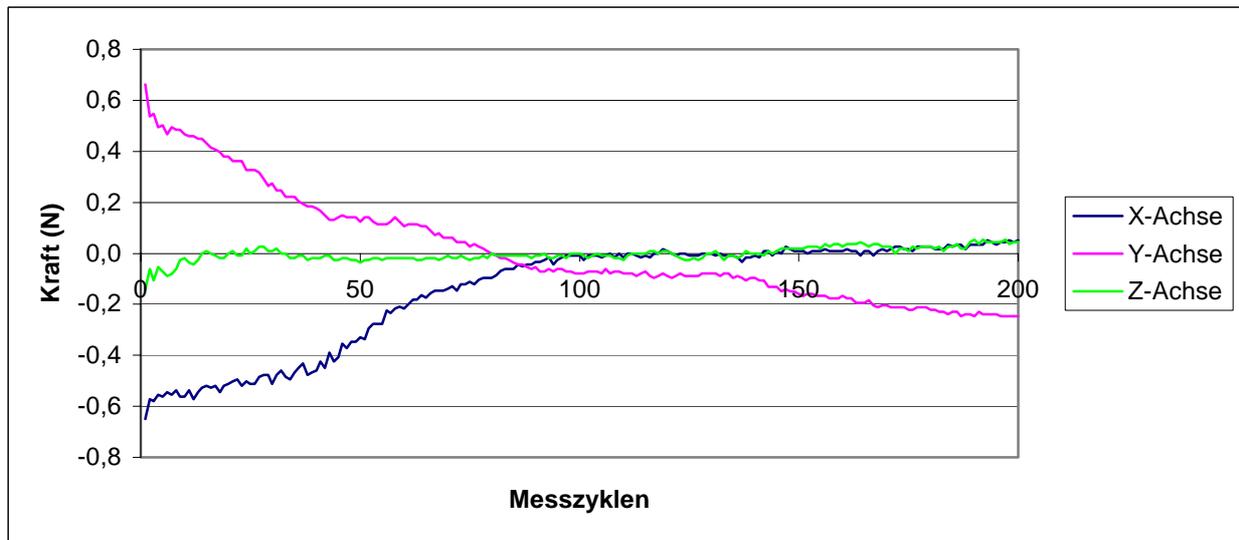
In jedem einzelnen Messzyklus wurden mit Hilfe des Messsystems die Kraft, die Translation und die Rotation berechnet. Auf der Basis der Messergebnisse über insgesamt 200 Zyklen konnten Kurvendiagramme erstellt und somit die Veränderung der verschiedenen Parameter während der Nivellierung dargestellt werden.

Diese Veränderungen werden, bezogen auf die jeweiligen Parameter, anhand eines Kombinationsbeispiels (Quick-passiv-Bracket/Biostarter-12-Drahtbogen) vorgestellt (Abbildungen 18-20).



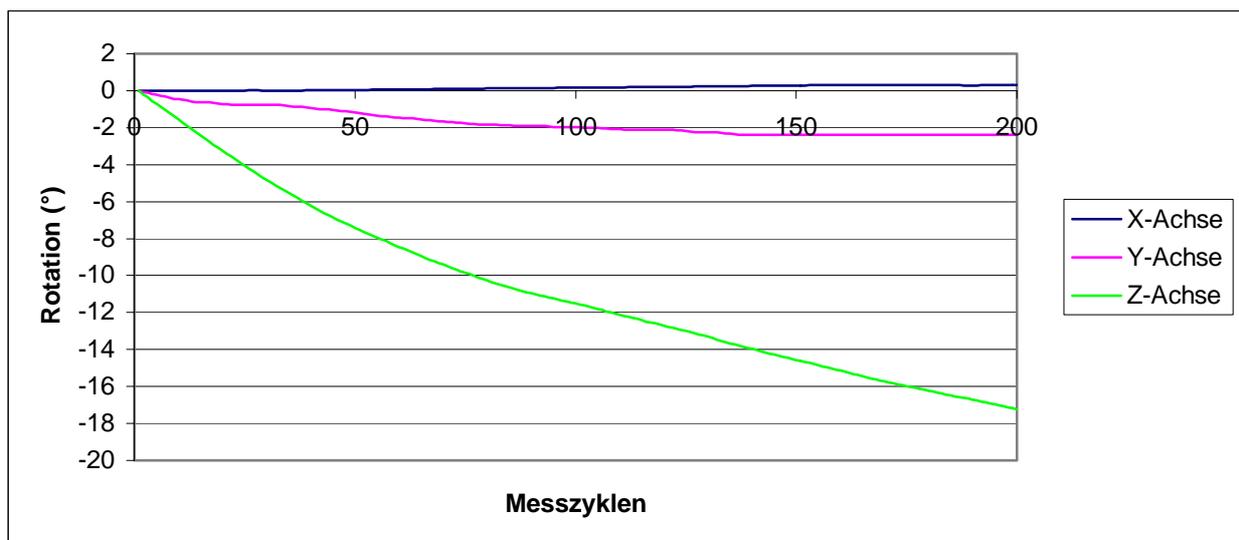
**Abb. 18:** Verlauf der Translationen bei der Kombination Quick-passiv/Biostarter-12 entlang der verschiedenen Achsen über insgesamt 200 Messzyklen.

Der Translationsverlauf (Abbildung 18) auf den verschiedenen Achsen stellt die Nivellierungskorrektur in den verschiedenen Richtungen dar. Die X-Achse repräsentiert die okkluso-apikale Richtung, die Y-Achse die oro-vestibuläre Richtung und die Z-Achse die mesio-distale Richtung. Nach 200 Zyklen war eine deutliche Korrektur der Fehlstellung ( $x = 2 \text{ mm}$  und  $y = -2 \text{ mm}$ ) zu erkennen. Auf der X-Achse erreicht die Kurve den Wert 0, d.h. die Infraokklusion von 2 mm wurde vollständig korrigiert. Auf der Y-Achse ist eine Überkorrektur von 1 mm festzustellen. Der initial vestibulär verlagerte Zahn befand sich demnach nach der Nivellierungskorrektur in einer retrudierten Position. Dieses Verhalten war allerdings nur in Kombination mit der Rotation zu verstehen, welche im Folgenden näher beschrieben wird.



**Abb. 19:** Verlauf der Kräfte bei der Kombination Quick-passiv/Biostarter-12 entlang der verschiedenen Achsen über insgesamt 200 Messzyklen.

Die initialen Kräfte, die bei der Nivellierungskorrektur auftraten, wiesen Werte von 0,6 N auf (Abbildung 18). Im Verlauf der Nivellierung zeigte sich eine deutliche Abflachung des zunächst steilen Kurvenverlaufs. Etwa nach der Hälfte der Messzyklen waren nur noch geringe, auf den Zahn einwirkende Kräfte zu erkennen.



**Abb. 20:** Verlauf der Rotationen bei der Kombination Quick-passiv/Biostarter-12 entlang der verschiedenen Achsen über insgesamt 200 Messzyklen.

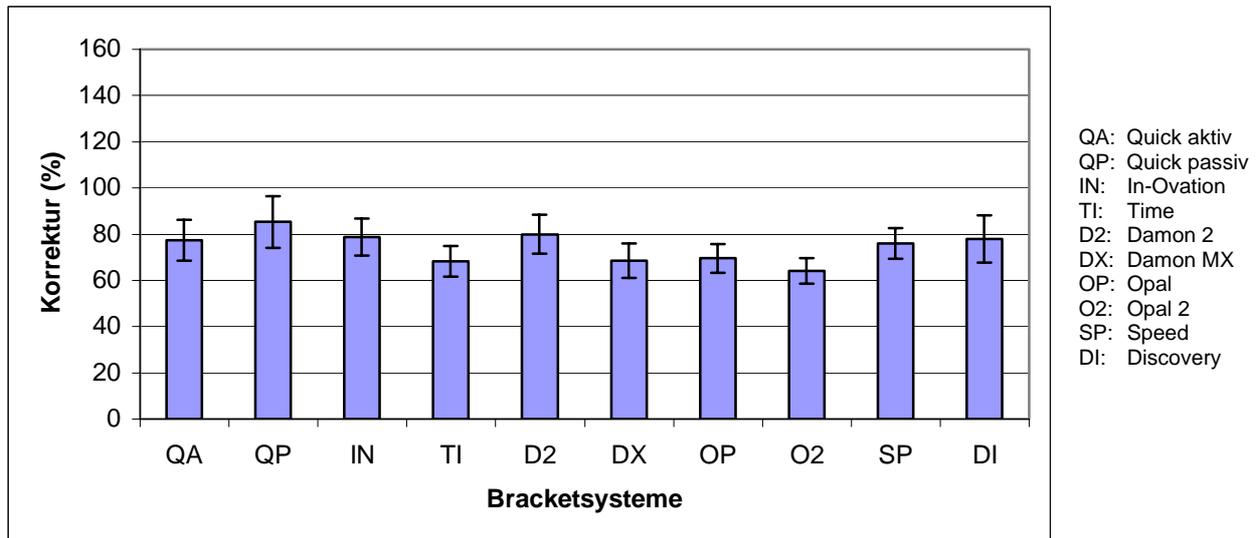
Im Verlauf der Nivellierungskorrektur kam es zu einer Rotationsbewegung des Zahnes 21 um die Z-Achse. Diese als Nebenwirkung auftretende Rotationsbewegung stellte das Ausmaß der Torquebewegung dar. In der Kombination Quick-passiv/Biostarter-12 erreichte sie bis zu  $17,2^\circ$  (Abbildung 20). Durch diese Torquebewegung entstand die oben schon erwähnte Überkorrektur entlang der Y-Achse.

Wie bereits erwähnt, handelte es sich bei den untersuchten Parametern um

- ◆ die Nivellierungseffektivität bzw. die Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung,
- ◆ die Kraftmaxima, die während der Nivellierungsphase auftraten und
- ◆ das Ausmaß der Torquebewegung.

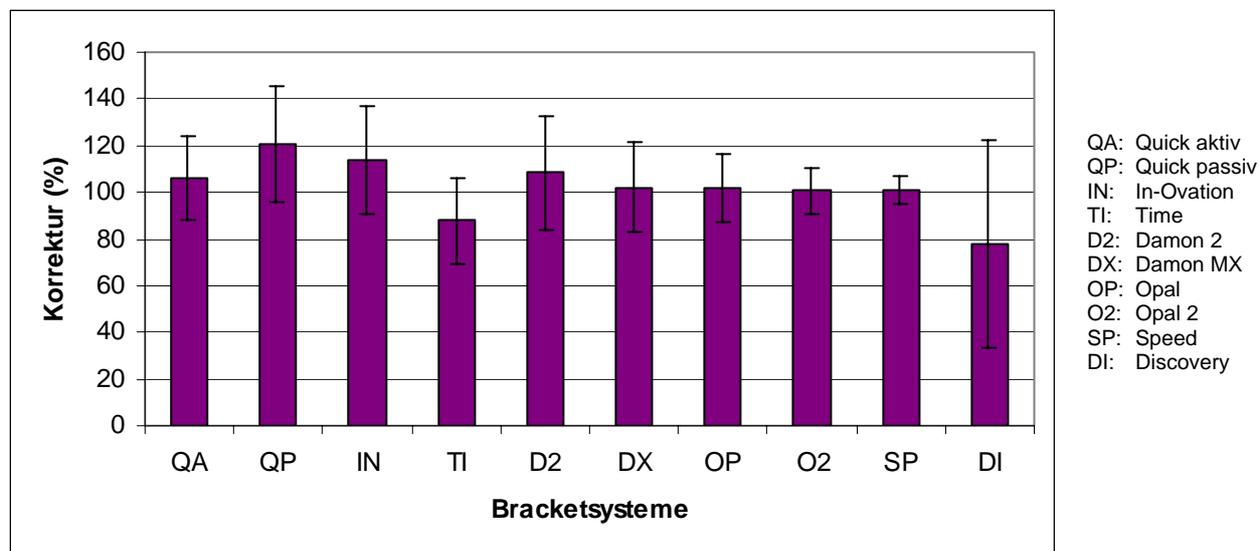
Die Nivellierungseffektivität wurde anhand der erzielten Korrektur der Fehlstellung am Ende der Translationsbewegung errechnet und in Prozentzahlen ausgedrückt. Die während der Nivellierung aufgetretenen Kraftmaxima wurden dem jeweiligen Kurvendiagramm entnommen bzw. durch den Vergleich der 200 Kraftergebnisse festgestellt. Das Ausmaß der Torquebewegung entsprach dem zuletzt erreichten Wert der Rotation um die Z-Achse. Im Folgenden wird mit Hilfe von Säulendiagrammen ein Vergleich zwischen den verschiedenen Bracketsystemen bei den untersuchten Parametern am Beispiel des Biostarter-12-Drahtbogens durchgeführt.

Die folgenden Abbildungen stellen die Nivellierungseffektivität der zehn untersuchten Brackets bei der Korrektur der Infraokklusion (Abbildung 21) sowie bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung (Abbildung 22) dar.



**Abb. 21:** Erzielte Korrektur der Infraokklusion mit dem Biostarter-12-Drahtbogen in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Die verwendeten Abkürzungen für die jeweiligen Bracketsysteme sind in der Legende rechts erläutert.

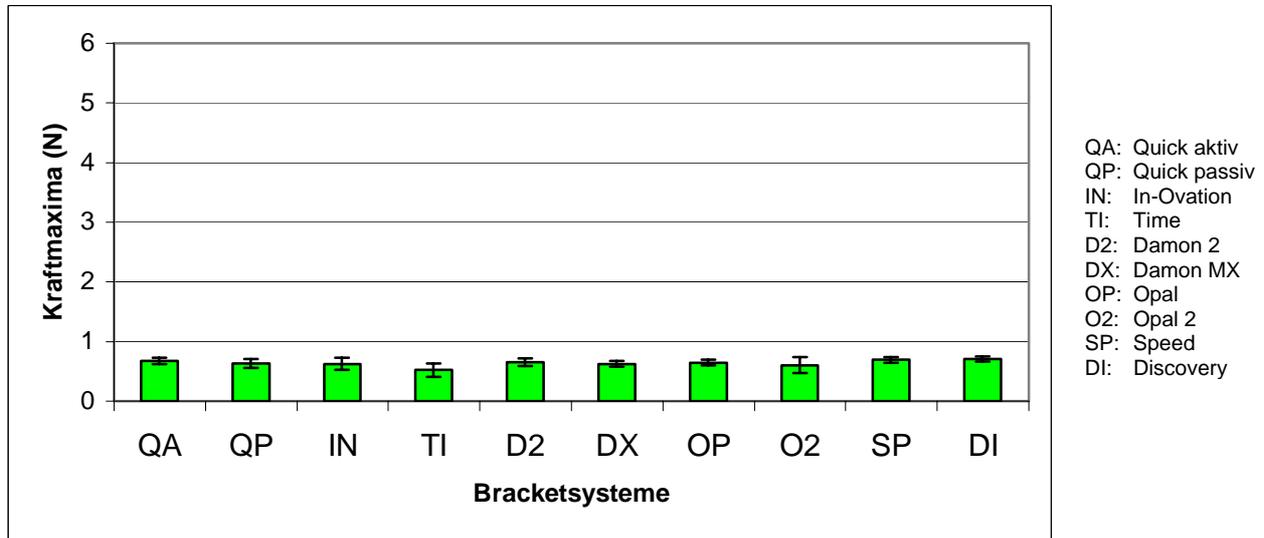
Bei der Korrektur der Infraokklusion zeigten die zehn untersuchten Bracketsysteme in Kombination mit dem Biostarter-12-Draht ein einheitliches Bild (Abbildung 21): die Nivellierungseffektivität betrug zwischen 64 und 85 %. Quick-passiv-Brackets schnitten mit einer Nivellierungseffektivität von 85 % am besten ab. Dabei war allerdings eine hohe Standardabweichung von 11 % festzustellen.



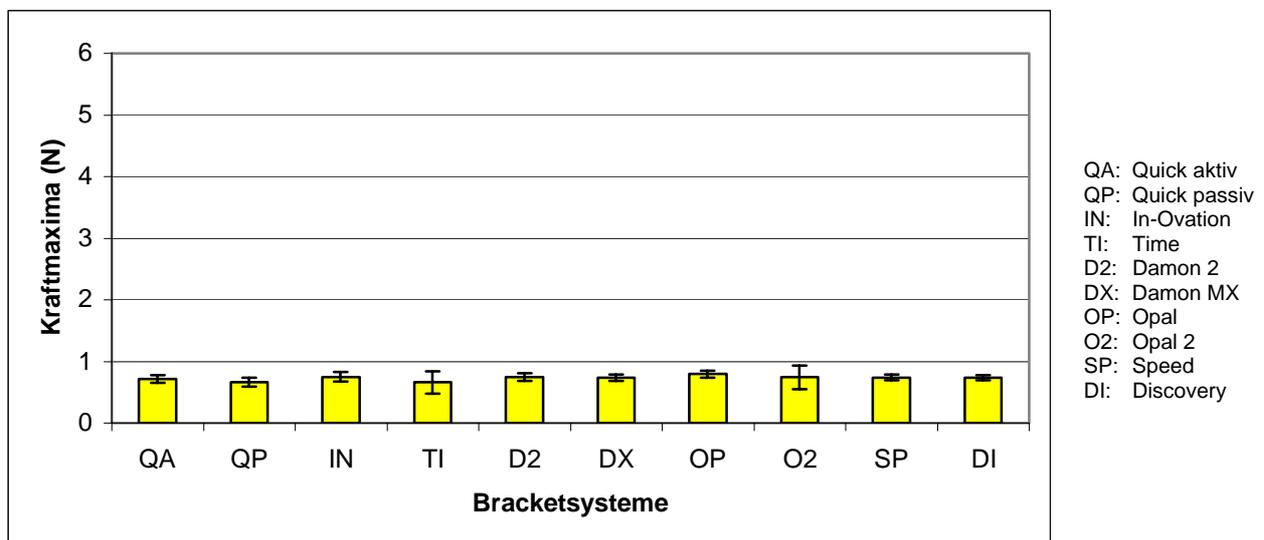
**Abb. 22:** Erzielte Korrektur der vestibulären Verlagerung mit dem Biostarter-12-Drahtbogen in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

Bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung variierte die Nivellierungseffektivität der zehn untersuchten Bracketsystemen zwischen 78 und 121 % (Abbildung 22). Einige Brackets erzielten sogar eine Überkorrektur. Mit Quick-passiv ergab sich tatsächlich eine Korrektur von 121 %. Mit dem konventionellen Bracket Discovery erzielte der Biostarter-12-Bogen dagegen die kleinste Nivellierungskorrektur (78 %). Beim Biostarter-12 kam demnach eine bessere Nivellierung bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung als bei der Korrektur der Infraokklusion zustande.

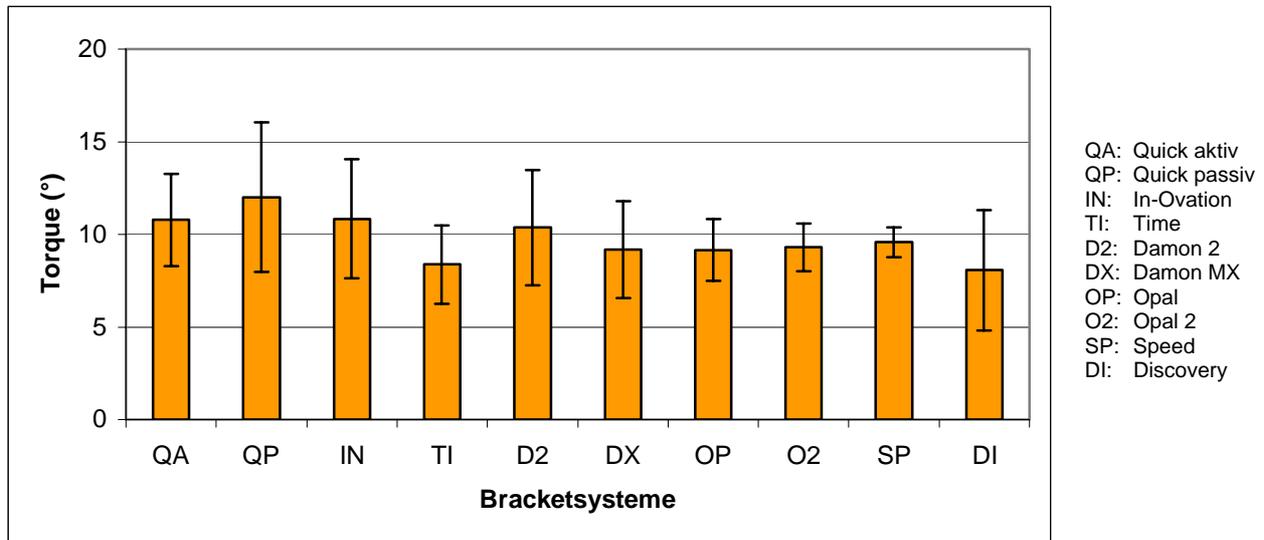
In den Abbildungen 23 und 24 sind die Maximalkräfte dargestellt, die während der Nivellierung der Infraokklusion und der vestibulären Verlagerung bei den zehn untersuchten Brackets erzeugt wurden. Die Maximalkräfte, die bei der Nivellierungskorrektur der Infraokklusion (Abbildung 23) und der vestibulären Verlagerung (Abbildung 24) auftraten, erreichten Werte von unter 0,8 N. Außerdem zeigten sie für beide Fehlstellungen ein sehr einheitliches Bild. Bei Verwendung von Biostarter-12 ließ sich demnach in Bezug auf die erzeugten Kräfte kein Unterschied zwischen den verschiedenen Bracket-systemen und zwischen beiden Fehlstellungen erkennen.



**Abb. 23:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der Infraokklusion mit dem Biostarter-12-Drahtbogen in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.



**Abb. 24:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der vestibulären Verlagerung mit dem Biostarter-12-Drahtbogen in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.



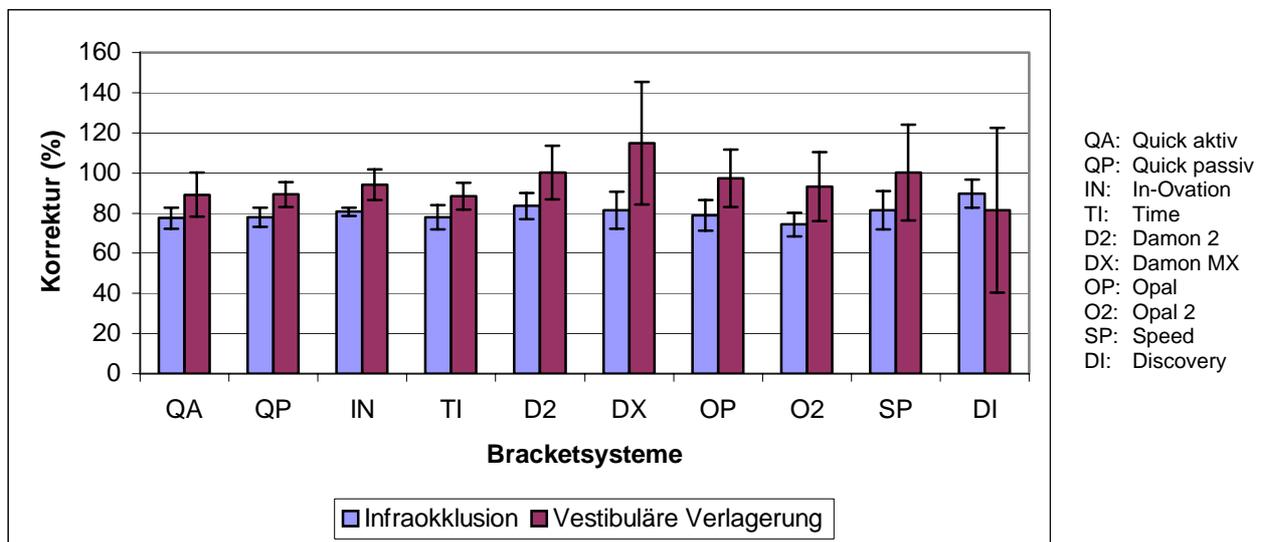
**Abb. 25:** Torquebewegung beim Biostarter-12-Drahtbogen in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

Abbildung 25 zeigt das Ausmaß der während der Nivellierungskorrektur auftretenden Torquebewegung bei den zehn untersuchten Brackets. Es ist zu erkennen, dass alle Bracketsysteme in Kombination mit dem Biostarter-12-Drahtbogen eine nahezu gleiche Torquebewegung verursachten. Die erzeugte Torquebewegung betrug zwischen 8,1 und 12,0°. Die Quick-Brackets zeigten mit Werten von durchschnittlich 12,0° die größte Torquebewegung. Die konventionellen Discovery-Brackets dagegen verursachten mit Werten von 8,1° die kleinste Torquebewegung.

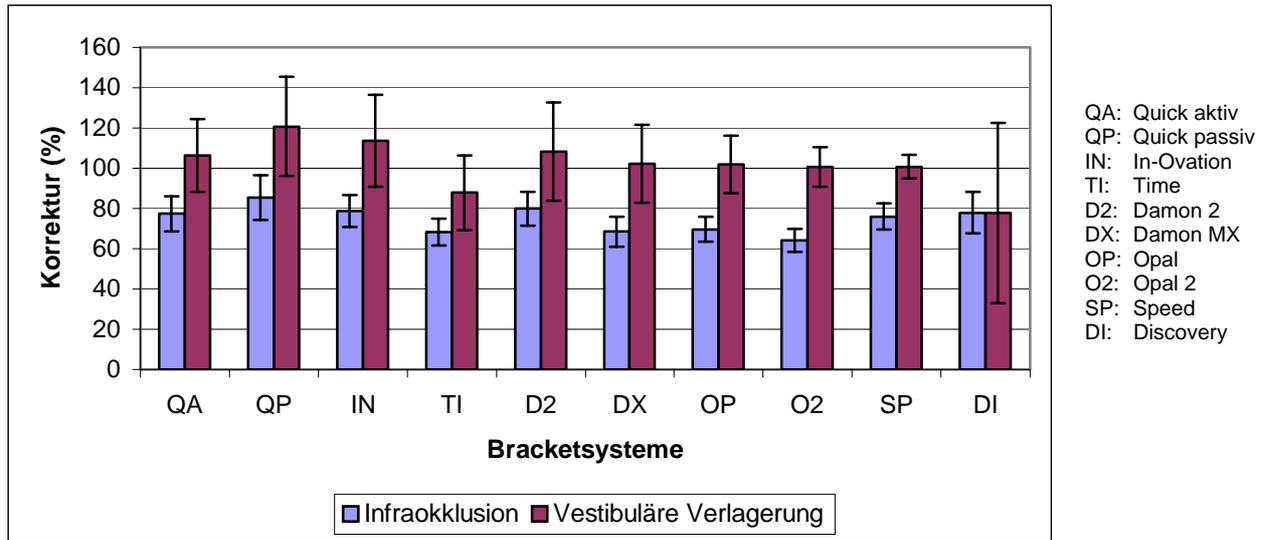
Vergleicht man die Abbildungen 22 und 25, so ist ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Nivellierungskorrektur auf der Y-Achse bzw. in der oro-vestibulären Richtung und der Torquebewegung festzustellen. Mit dem Biostarter-12-Drahtbogen kam es zu einer Überkorrektur der Fehlstellung in der oro-vestibulären Richtung bei Verwendung von Quick-passiv-Brackets. Die höchsten Torquewerte waren ebenfalls bei den Quick-passiv-Brackets zu beobachten. Andererseits wurde die vestibulär verlagerte Fehlstellung durch die konventionellen Discovery-Brackets am schlechtesten korrigiert. Auch zeigten die Discovery-Brackets die kleinsten Werte bei den Torqueergebnissen.

## 4.2 Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung bei den verschiedenen Drahtbögen

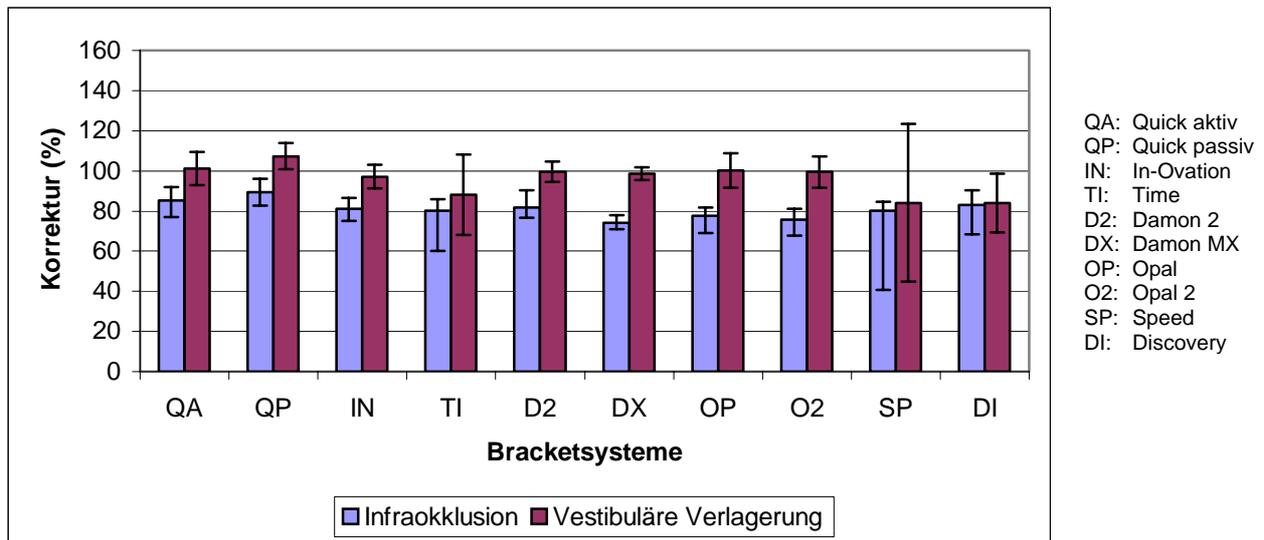
Die folgenden Messergebnisse sollen einen Überblick über die Nivellierungseffektivität der verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen in Bezug auf die jeweils zu korrigierende Ausgangsposition (Infraokklusion, vestibuläre Verlagerung) geben. Die Abbildungen 26-30 stellen jeweils die erzielte Korrektur gegenüber.



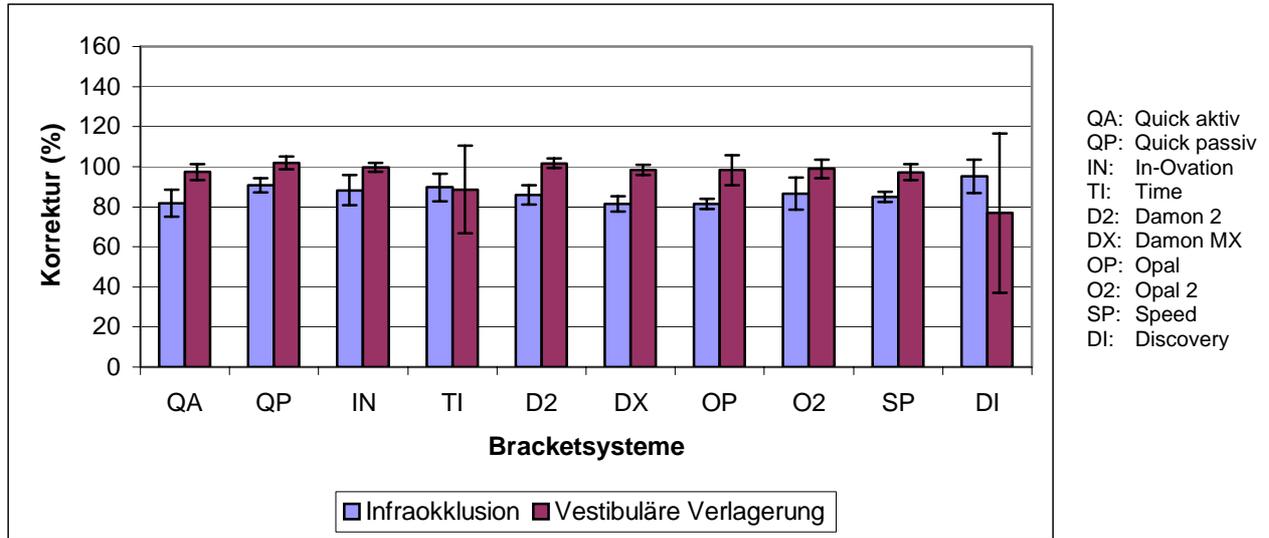
**Abb. 26:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem geflochtenen Stahldraht in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme wie in Abb. 21.



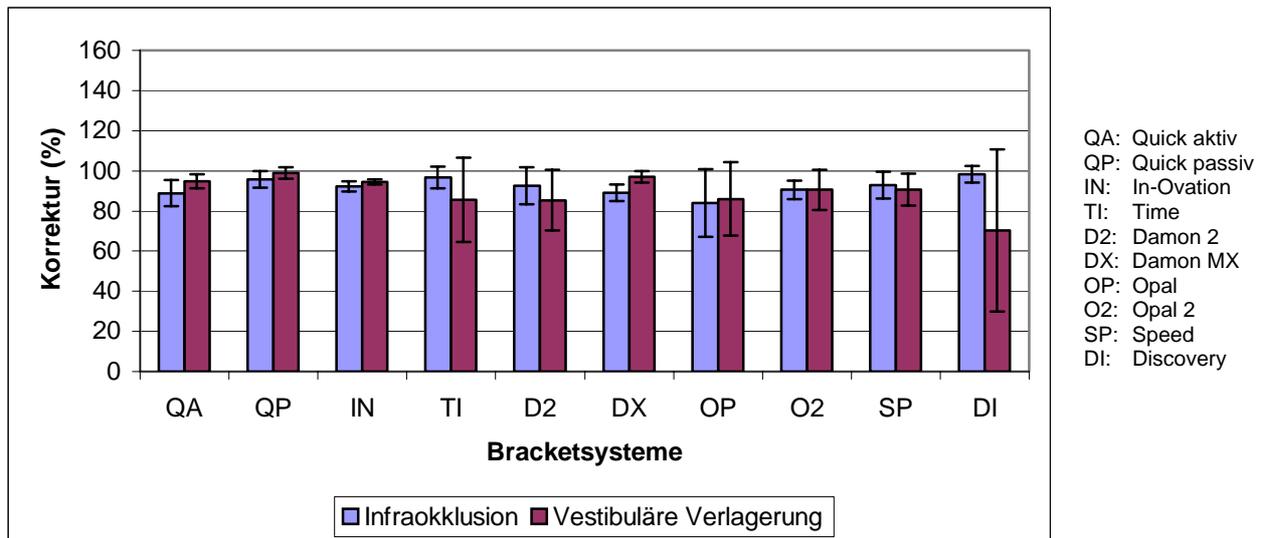
**Abb. 27:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Biostarter-12 in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.



**Abb. 28:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Biostarter-16 in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.



**Abb. 29:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Titanol-Lowforce-16/16 in Kombination mit den verschiedenen Bracketssystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme wie in Abb. 21.



**Abb. 30:** Erzielte Korrektur der kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) mit dem Titanol-Lowforce-16/22 in Kombination mit den verschiedenen Bracketssystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme wie in Abb. 21.

Insgesamt ist aus den Graphiken zu erkennen, dass alle Drahttypen bessere Nivellierungsergebnisse bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung als bei der Korrektur der Infraokklusion zeigten. Außerdem ist ersichtlich, dass es bei den jeweiligen Bögen keine markanten Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Bracketsystemen gab.

Beim geflochtenen Stahldraht wurde die Infraokklusionsposition bei allen Bracketsystemen zu durchschnittlich 80 % korrigiert (Abbildung 26). Die vestibuläre Verlagerung wurde zu 95 % korrigiert. Die beste Korrektur der Infraokklusion wurde mit Discovery-Brackets erzielt (90 %). Eine Überkorrektur der vestibulären Verlagerung (115 %) wurde in Kombination mit Damon-MX-Brackets erreicht.

Bei Verwendung des Biostarter-12-Drahtes ergab sich eine Nivellierungskorrektur von durchschnittlich 102 %, wenn die vestibuläre Verlagerung die Ausgangsposition darstellte und 75 %, wenn die Infraokklusion korrigiert wurde (Abbildung 27). Bei Verwendung der Quick-passiv-Brackets deuten die Ergebnisse auf eine Überkorrektur hin: bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung erschienen Werte von bis zu 121 %.

Beim Biostarter-16 und beim Titanol-Lowforce-16/16 zeigten die Ergebnisse ein einheitliches Bild (Abbildungen 28 und 29). Während die vestibuläre Verlagerung in beiden Fällen bei allen Brackets zu durchschnittlich 96 % korrigiert wurde, betrug die Korrektur der Infraokklusion beim Biostarter-16-Drahtbogen 81 % und beim Titanol-Lowforce-16/16-Bogen 87 %.

Auch die Nivellierungskorrektur mit dem Titanol-Lowforce-16/22 war nicht vom Brackettyp abhängig (Abbildung 30). Alle Bracketsysteme bewirkten aus der Infraokklusion heraus eine Nivellierung von durchschnittlich 89 % und aus der vestibulären Verlagerung heraus eine Nivellierung von durchschnittlich 92 %.

In Kombination mit NiTi-Bögen wurde die beste Nivellierungskorrektur der Infraokklusion mit Quick-passiv-Brackets bei den Biostarter-Bögen (Biostarter-12: 85 %; Biostarter-16: 89 %) und mit Discovery-Brackets bei den Titanol-Lowforce-Bögen (Titanol-Lowforce-16/16: 95 %; Titanol-Lowforce-16/22: 98 %) erreicht. Die beste Nivellierungskorrektur

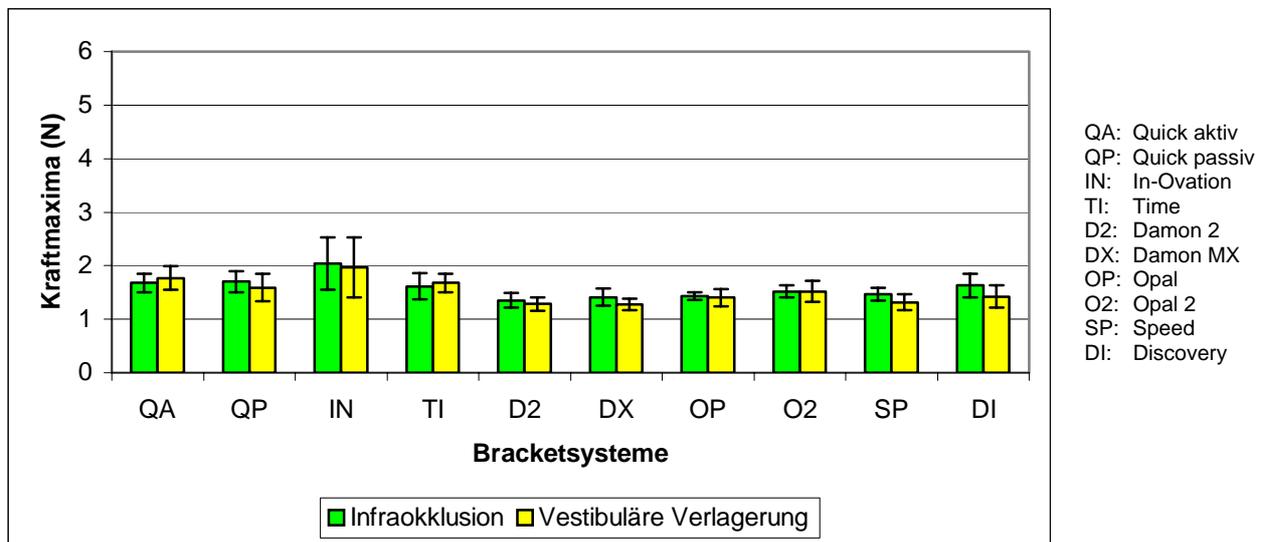
der vestibulären Verlagerung wurde bei allen untersuchten NiTi-Bögen mit Quick-passiv-Brackets erzielt (siehe Abbildungen 27-30).

In Kombination mit dem geflochtenen Stahldrahtbogen, dem Biostarter-12, dem Titanol-Lowforce-16/16 und dem Titanol-Lowforce-16/22 zeigten die Ergebnisse der konventionellen Discovery-Brackets bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung eine sehr hohe Standardabweichung von durchschnittlich 41 %. Die Werte der Nivellierungskorrektur beider Fehlstellungen unterschieden sich allerdings nicht signifikant von denen der selbstligierenden Brackets.

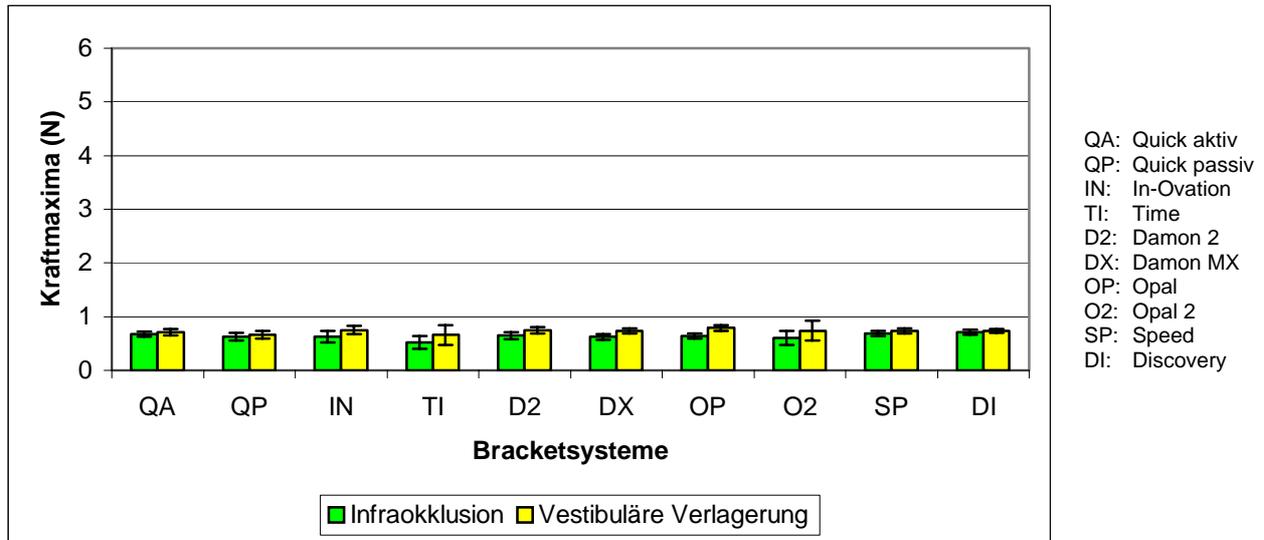
Da die Nivellierungsergebnisse keine deutlichen Unterschiede zwischen den Bracket-systemen zeigten, ist die Nivellierungskorrektur demnach nicht vom verwendeten Bracket-system, sondern vom verwendeten Drahtbogentyp abhängig.

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

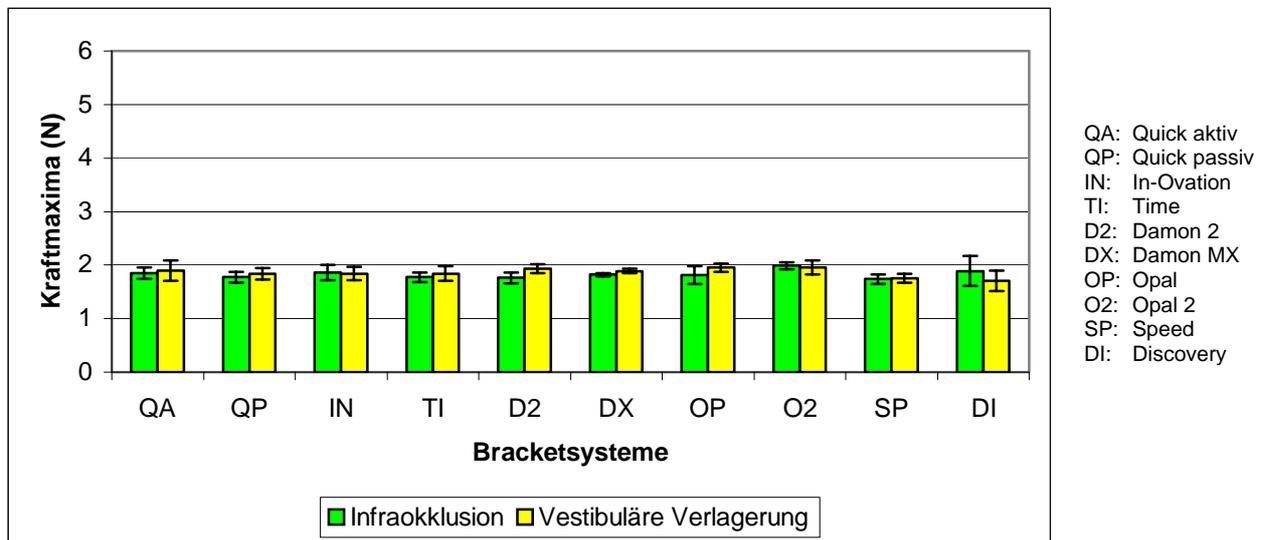
Im folgenden Abschnitt werden die Maximalkräfte, die bei der gemeinsamen Korrektur der Infraokklusion und der vestibulären Verlagerung auftraten, in den Graphiken der Abbildungen 31-35 dargestellt. So lassen sich für jedes Drahtsystem die Maximalkräfte die während der Nivellierungskorrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung auftraten, beurteilen.



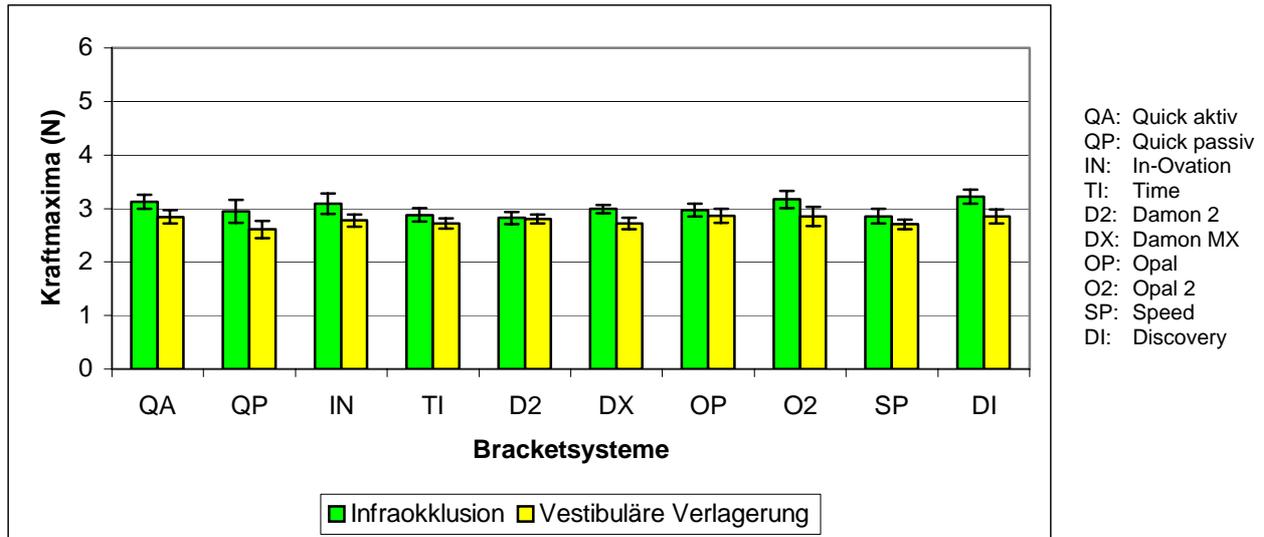
**Abb. 31:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung mit dem geflochtenen Stahldraht in Kombination mit den verschiedenen Bracket-systemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.



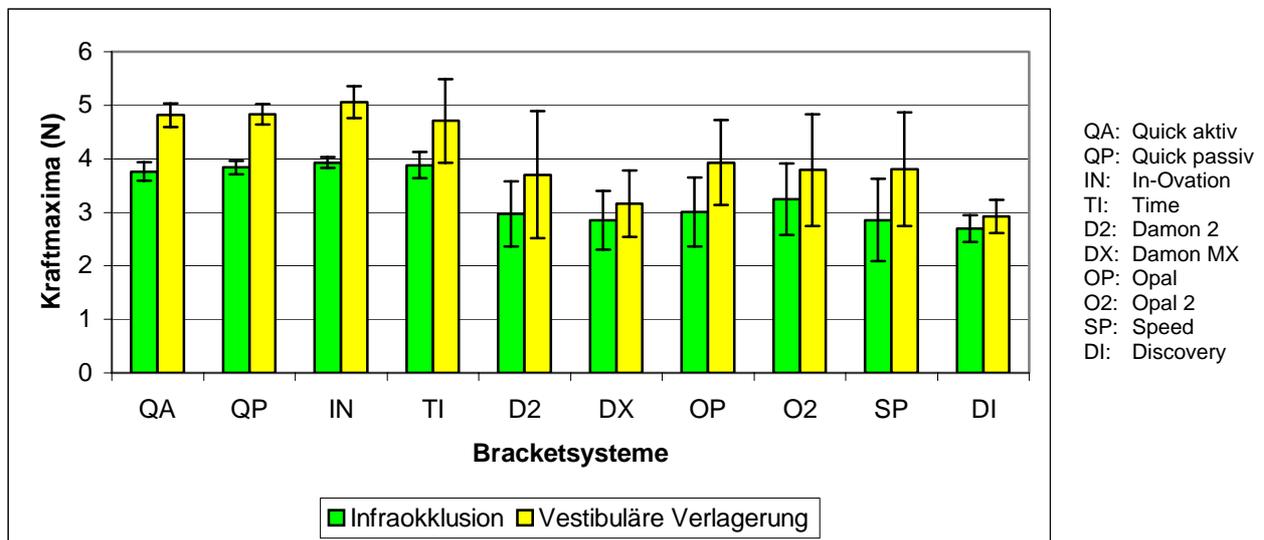
**Abb. 32:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung mit dem Biostarter-12 in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.



**Abb. 33:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung mit dem Biostarter-16 in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.



**Abb. 34:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung mit dem Titanol-Lowforce-16/16 in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.



**Abb. 35:** Kraftmaxima zu Beginn (Messzyklus=0) der Korrektur der kombinierten Frontzahnfehlstellung mit dem Titanol-Lowforce-16/22 in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

Bei Verwendung des Stahldrahtes, des Biostarter-12-, des Biostarter-16- und des Titanol-Lowforce-16/16-Drahtbogens verursachte die Korrektur der Infraokklusion nahezu die gleiche Kraft auf den Zahn wie die Korrektur der vestibulären Verlagerung. Bei Benutzung des Titanol-Lowforce-16/22-Drahtbogens war dagegen ein deutlicher Kraftunterschied zwischen den, bei der Korrektur der Infraokklusion und der vestibulären Verlagerung wirkenden Kräfte zu erkennen: bei der Nivellierungskorrektur der vestibulären Verlagerung wurden um fast 1,0 N höhere Kräfte erzeugt.

In Kombination mit dem geflochtenen Stahldraht erzeugten alle Bracketsysteme ähnlich hohe Kraftwerte (Abbildung 31): Während es mit In-Ovation-Brackets zu Kraftmaxima von 2,0 N kam, ergaben sich Werte von durchschnittlich 1,5 N bei Anwendung aller anderen Bracketsysteme.

In Kombination mit Biostarter-12-, 16- und Titanol-Lowforce-16/16-Drahtbögen traten ebenfalls bezogen auf den jeweiligen Drahttyp sehr einheitliche Ergebnisse auf (Abbildungen 32-34). Beim Biostarter-12 nahmen die Maximalkräfte bei allen Bracketsystemen Werte von durchschnittlich 0,7 N an, beim Biostarter-16 1,9 N und beim Titanol-Lowforce-16/16 2,9 N.

Bei Verwendung des Titanol-Lowforce-16/22-Drahtbogens ergab sich dagegen ein wesentlich differenzierteres Bild (Abbildung 35). In Kombination mit den Bracketsystemen Quick-aktiv, Quick-passiv, In-Ovation und Time traten bei der Infraokklusionskorrektur Kräfte von fast 4,0 N auf, bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung waren es Kräfte von sogar fast 5,0 N. Bei Verwendung der anderen Bracketsysteme betragen die Kräfte bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung durchschnittlich 3,5 N und bei der Infraokklusionskorrektur 3,0 N. Discovery-Brackets zeigten hier mit Werten von unter 3,0 N die niedrigsten Maximalkräfte, sowohl bei der Nivellierung der Infraokklusion als auch der vestibulären Verlagerung.

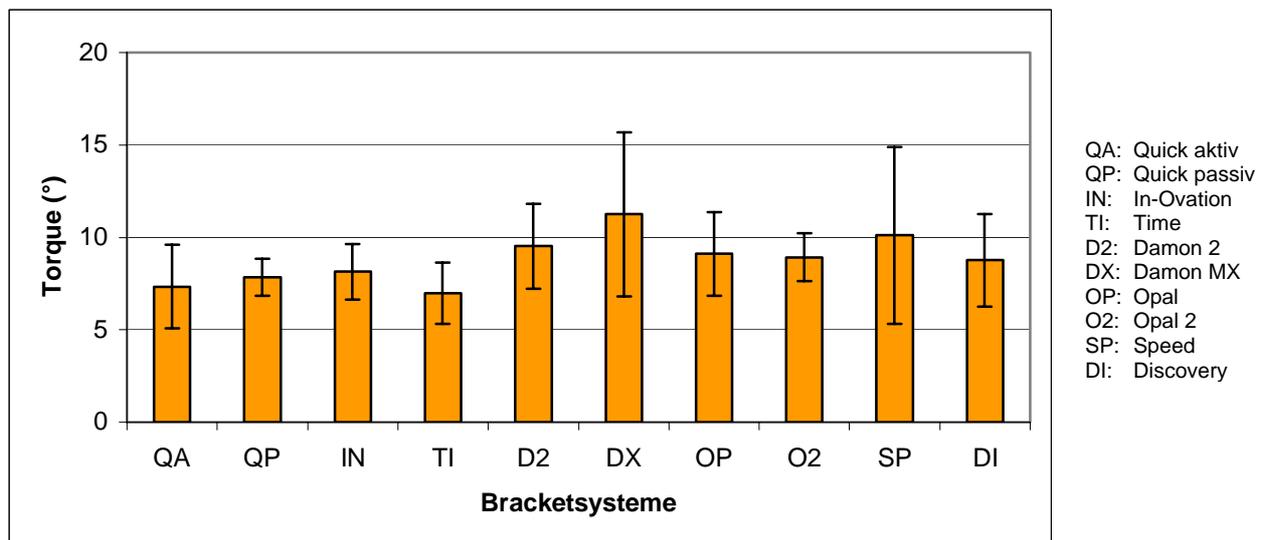
Die während der Nivellierungsphase am Zahn wirkenden Kräfte waren demnach, außer beim Titanol-Lowforce-16/22, weder von der Ausgangsposition (Infraokklusion oder vestibuläre Verlagerung) noch vom Bracketsystem abhängig. Aus Abbildung 35 ist zu

erkennen, dass beim Titanol-Lowforce-16/22 die zu korrigierende Fehlstellung und das ausgewählte Bracketsystem einen deutlichen Einfluss auf die auftretenden Kräfte hatten.

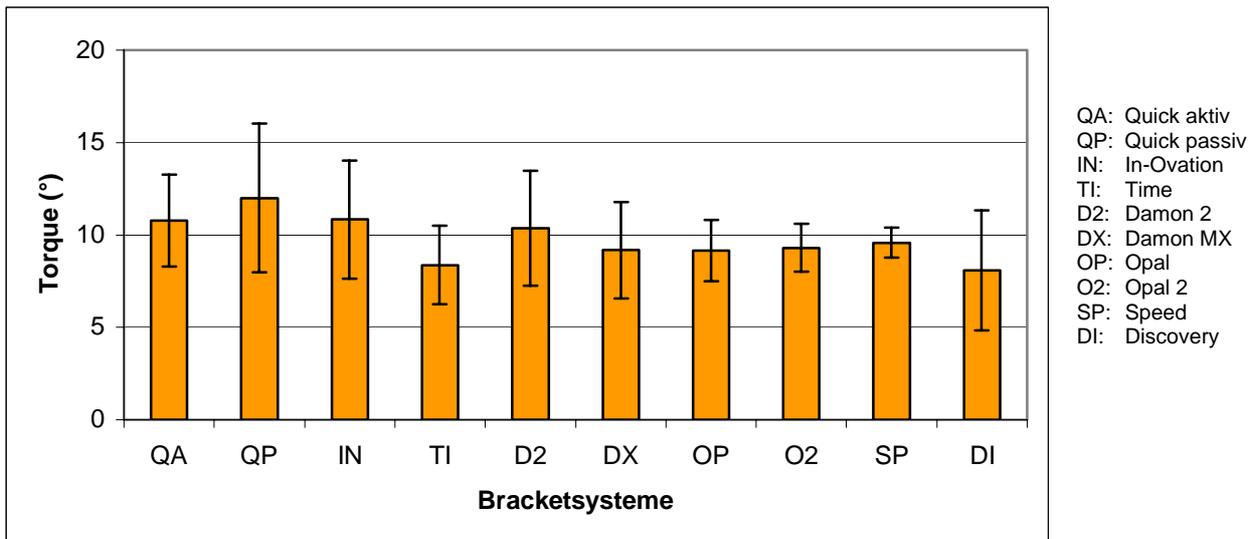
Wie aus den vorliegenden Graphen ersichtlich, sind also insgesamt die erzeugten Kräfte vom ausgewählten Drahtbogensystem und dessen Durchmesser abhängig: Bei erhöhtem Drahtdurchmesser kam es zu höheren Kraftwerten. Beim Biostarter-12 lagen die Kraftwerte bei durchschnittlich 0,7 N und beim Biostarter-16 bei 1,9 N. Zwischen 1,5 und 2,0 N lagen die Kraftergebnisse beim geflochtenen Stahldraht. Beim Titanol-Lowforce-16/16 wurden Kräfte von durchschnittlich 2,9 N und beim Titanol-Lowforce-16/22 zwischen 3,0 und 5,0 N erzeugt. Die kleinsten Kräfte traten also in Kombination mit dem Biostarter-12 auf.

#### 4.4 Torquebewegung als Nebenwirkung bei den verschiedenen Drahtbögen

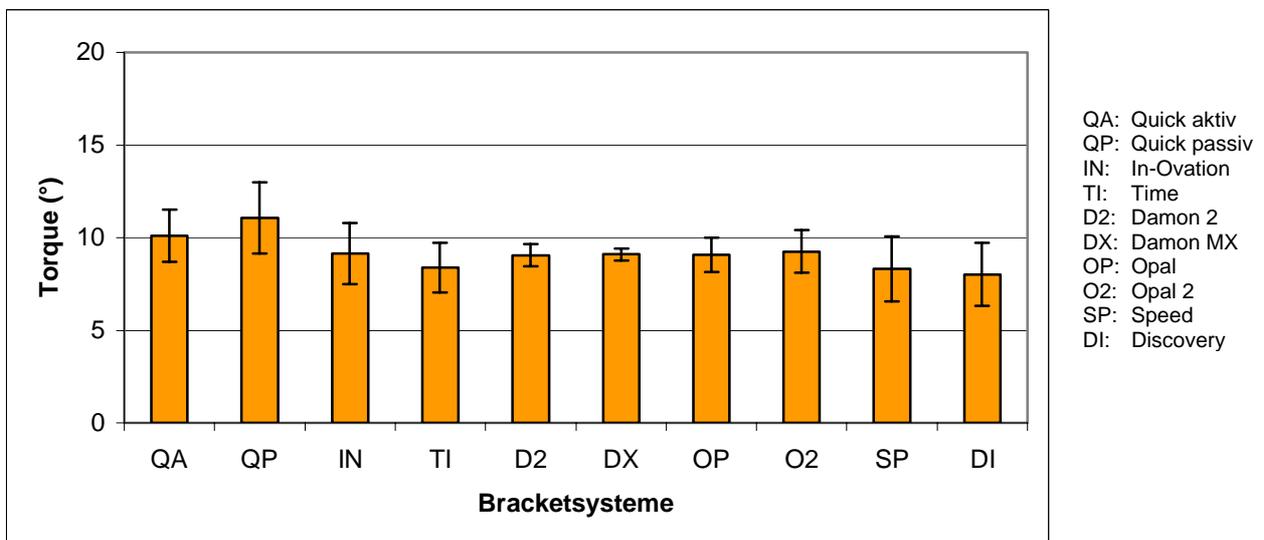
Die Torquebewegung, als Nebenwirkung der Nivellierungskorrektur, wird im folgenden Kapitel näher erläutert und in den Abbildungen 36-40 dargestellt.



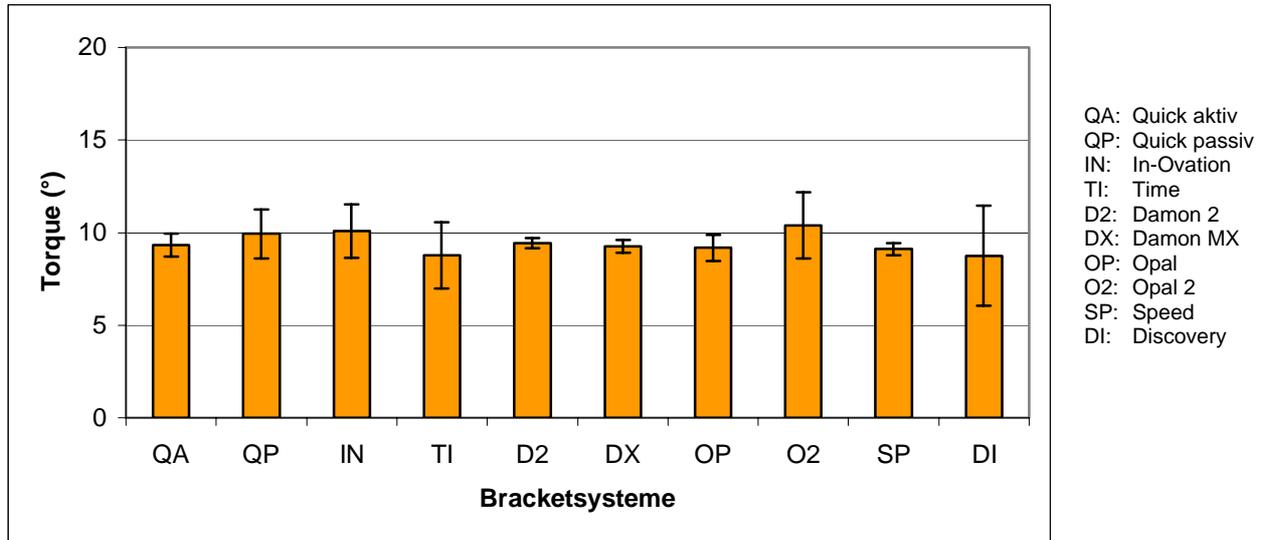
**Abb. 36:** Torquebewegung beim geflochtenen Stahldraht in Kombination mit den verschiedenen Bracketsystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.



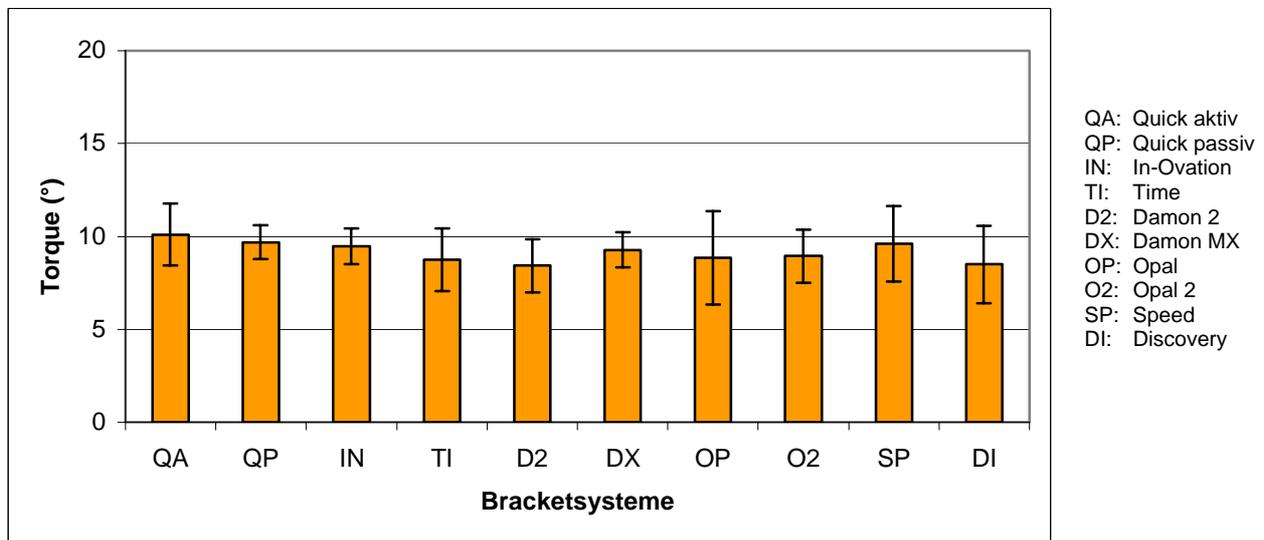
**Abb. 37:** Torquebewegung beim Biostarter-12 in Kombination mit den verschiedenen Bracketssystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme wie in Abb. 21.



**Abb. 38:** Torquebewegung beim Biostarter-16 in Kombination mit den verschiedenen Bracketssystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme wie in Abb. 21.



**Abb. 39:** Torquebewegung beim Titanol-Lowforce-16/16 in Kombination mit den verschiedenen Bracketssystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme wie in Abb. 21.



**Abb. 40:** Torquebewegung beim Titanol-Lowforce-16/22 in Kombination mit den verschiedenen Bracketssystemen nach Abschluss der 200 Messzyklen. Mittelwert und Standardabweichung wurden anhand von 10 Messungen pro Bracket/Bogen-Kombination berechnet. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme wie in Abb. 21.

Aus den Abbildungen 36-40 ist ersichtlich, dass zwischen den verwendeten Drahtbögen keine markanten Unterschiede im Ausmaß der Torquebewegung vorhanden waren. Die unterschiedlichen Bracketsysteme zeigten bei den jeweiligen Drahtbögen ebenfalls ein einheitliches Bild. Beim geflochtenen Stahldraht waren Torquewerte von 7,0 bis 11,3° zu beobachten. Beim Biostarter-12 betrug die Torquebewegung bei den zehn verschiedenen Brackets zwischen 8,1 und 12,0°, beim Biostarter-16 zwischen 8,0 und 11,1°, beim Titanol-Lowforce-16/16 zwischen 8,8 und 10,4° und beim Titanol-Lowforce-16/22 zwischen 8,4 und 10,1°.

Aus den Messergebnissen geht außerdem hervor, dass konventionelle Brackets in Form der Discovery-Brackets zu geringfügig niedrigeren Torquewerten bei Verwendung von NiTi-Bögen als selbstligierende Brackets neigten. Beim Stahldraht verhielten sich die Discovery-Brackets wie die selbstligierenden Brackets.

Bei einem Vergleich zwischen den Abbildungen, die die Torquebewegung betreffen (Abbildungen 36-40), und denen, die die Nivellierung der vestibulären Verlagerung darstellen (Abbildungen 26-30), ist bei allen fünf Drähten ein deutlicher Zusammenhang zwischen der erzielten Korrektur in der oro-vestibulären Richtung und der auftretenden Torquebewegung zu erkennen.

Aus der Einheitlichkeit der Ergebnisse lässt sich schließen, dass die Torquebewegung weder vom Drahtbogentyp noch vom Bracketsystem abhängig ist.

#### **4.5 Ergebnisse der statistischen Auswertung**

Die statistische Auswertung mit Hilfe der Varianzanalyse und des Bonferroni-Post-Tests zeigten, dass die Ergebnisse der untersuchten Parameter bei fast allen Bracketsystemen nicht signifikant unterschiedlich waren. Exemplarisch für alle Ergebnisse des Bonferroni-Post-Tests werden daher in diesem Abschnitt die Torqueergebnisse beim Titanol-Lowforce-16/16 und -16/22 dargestellt (Tabelle 3 und 4) und anschließend näher erläutert. Alle anderen statistischen Ergebnisse sind in tabellarischer Form im Anhang (Kapitel 8.) sichtbar.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns							
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	s	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 3:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Torqueergebnisse beim Titanol-Lowforce-16/16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	ns	ns	s	ns	ns	ns	ns	ns
QP			ns	ns	s	ns	ns	ns	ns	ns
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 4:** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Torqueergebnisse beim Titanol-Lowforce-16/22. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

Aus Tabelle 3 ist erkennbar, dass in Kombination mit dem Titanol-Lowforce-16/16 fast alle Brackets keine signifikanten Unterschiede bei den Torqueergebnissen aufwiesen. Eine Ausnahme bildete der Vergleich zwischen den Damon-2- und den Speed-Brackets, bei dem der t-Test einen signifikanten Unterschied zwischen den Torqueergebnissen ergab.

Tabelle 4 zeigt, dass sich auch beim Titanol-Lowforce-16/22 fast alle Bracketsysteme nicht signifikant unterschiedlich bei der Torquebewegung verhielten. Nach dem t-Test war lediglich zwischen den Damon-2-Brackets und den Quick-aktiv- bzw. den Quick-passiv-Brackets ein signifikanter Unterschied in den Ergebnissen festzustellen.

## **5. Diskussion**

### **5.1 Diskussion der Methodik**

#### **5.1.1 Simulationsmessungen mit dem OMSS**

In der vorliegenden Untersuchung wurde mit Hilfe des OMSS die intraorale Situation nachgebildet, sodass diese *In-vitro*-Studie an klinischer Relevanz gewann. Mit dem OMSS stand ein Messsystem zur Verfügung, das die Untersuchung einer Vielzahl biomechanischer Fragestellungen gestattete. Mit Hilfe der Kraft-Momenten-Sensoren war es möglich, die auf die Zähne einwirkenden Kraftsysteme vollständig zu erfassen, da sowohl alle Kräfte als auch alle Drehmomente simultan gemessen werden konnten. Einfache Messuhren, wie sie klinisch zum Einsatz kommen, können nur eine dieser Komponenten messen und sind daher nicht in der Lage, die Kraftsysteme selbst einfacher kieferorthopädischer Mechaniken vollständig wiederzugeben [Drescher et al., 1991].

In Kombination mit den dreidimensional beweglichen Positioniertischen und der umfangreichen Software konnte die orthodontische Zahnbewegung nicht nur statisch, sondern auch dynamisch analysiert werden. Auf diese Weise konnten mit dem OMSS auch bislang wenig bekannte Eigenschaften kieferorthopädischer Behandlungselemente, wie zum Beispiel ihre Effektivität im Verlauf der Zahnbewegung, bewertet werden [Drescher et al., 1991]. Ein vollständiger Oberkieferbracket-Ligaturen-Komplex wurde beim OMSS als Verankerungseinheit für die simulierte Bewegung eines Einzelzahn herangezogen. Im Vergleich zu vorausgegangenen Untersuchungen anderer Autoren bestand die Annäherung an realistische Verhältnisse in der Durchführung einer dreidimensionalen Simulation der Zahnbewegung [Schumacher et al., 1992].

In den Untersuchungen von Höse [2007] über die Nivellierungseffektivität von selbstnivellierenden und konventionellen Brackets wurde eine einfache Fehlstellung simuliert, die korrigiert werden sollte. Dort wurde die Nivellierungseffektivität lediglich in der okklusopikalen Ebene untersucht. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, eine kombinierte Fehlstellung zu korrigieren, sodass die Untersuchung der Nivellierung nicht nur in der okklu-

so-apikalen, sondern auch in der oro-vestibulären Ebene möglich wurde. Somit konnte der Einfluss der kombinierten Korrektur auf die Nivellierungseffektivität der verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen erfasst werden. Da in der klinischen Situation nicht selten Fehlstellungen in verschiedenen Ebenen auftreten, gewinnt die vorliegende Studie durch die Untersuchung einer kombinierten Fehlstellung an klinischer Bedeutung.

Eine Kraftverteilung durch interdentale Kontakte, durch Deformation des Alveolarkamms und durch eine reaktive Antwort von Nachbarzähnen konnte in dieser *In-vitro*-Studie jedoch nicht berücksichtigt werden. Somit gab auch die durchgeführte Simulation der orthodontischen Behandlungsmechanik nur unvollständig das wieder, was sich im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung unter Hinzuziehung der intraoralen Interaktionen tatsächlich klinisch abspielt. Insofern muss diese Studie als ein Modell für die klinische Situation angesehen und die Resultate als Ausdruck eines generellen Trends für das, was klinisch zu beobachten ist, verstanden werden.

### **5.1.2 Verwendete Materialien**

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Schwerpunkt auf die selbstligierenden Brackets gelegt, da diese laut Herstellerangaben mit ihren vielen Vorteilen zukunftsorientierter als konventionelle Brackets sind. Ein Vergleich zwischen selbstligierenden und konventionellen Brackets war in dieser Arbeit aber nur bedingt möglich. Es konnten lediglich die Eigenschaften der konventionellen Discovery-Brackets mit denen der selbstligierenden Brackets verglichen werden. Um einen Vergleich zwischen selbstligierenden und konventionellen Brackets statistisch abzusichern, müsste das Spektrum der konventionellen Brackets erweitert werden.

Heutzutage wird der Markt von einem vielfältigen Angebot an selbstligierenden Brackets regelrecht überflutet. Um dieses breite Spektrum auch in dieser Untersuchung darzustellen, wurden sehr unterschiedliche Produkte ausgewählt: Es wurden aktive und passive Systeme verwendet, selbstligierende Brackets aus Stahl und aus Kunststoff, aus nickel-freiem und konventionellem Stahl, im MIM-Verfahren hergestellte und gefräste (siehe Tabelle 1). Die vorliegende Untersuchung konnte dadurch den Einfluss der unterschied-

lichen Bracketdesigns und Herstellungsmethoden auf die Nivellierungseffektivität zeigen.

Auch die für diese Studie ausgewählten Drahtbögen besaßen sehr unterschiedliche Eigenschaften. Der Einfluss dieser Eigenschaften auf die Nivellierungseffektivität konnte ebenfalls anhand dieser Arbeit untersucht werden. Dabei war der Einfluss der Drahtlegierung (Stahl oder NiTi-Legierung) von dem des ausgewählten Drahtdurchmessers (rund, eckig, 0,012“, 0,016“ etc.) zu unterscheiden.

Aufgrund der Unterschiedlichkeit der untersuchten Brackets und Drahtbögen und anhand der vielfachen Messungen bei den jeweiligen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen ließ sich durch diese Arbeit ein genereller Trend für die Gesamtheit der sich auf dem Markt befindlichen Produkte aufzeigen.

In dieser Studie wurden selbstligierende Brackets vom Quick-aktiv-Typ auf das Frasaco-Modell geklebt. Dieses Modell wurde für alle Bracket/Drahtbogen-Kombinationen verwendet. Auch wenn die Quick-aktiv-Brackets wahrscheinlich keinen entscheidenden Einfluss auf die Simulation am Zahn 21 hatten, wäre es sinnvoller, wenn alle Brackets eines Zahnbogens einem Bracketsystem angehören würden, wie es in der klinischen Situation der Fall ist. Diese Überlegung sollte in weiteren Untersuchungen mitberücksichtigt werden.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse im Vergleich zur Literatur

Bezogen auf die untersuchten Parameter, sind die Ziele der kieferorthopädischen Therapie

- ◆ die initiale Fehlstellung vollständig zu korrigieren,
- ◆ dabei die geringstmöglichen Kräfte anzuwenden und
- ◆ die kleinstmögliche Torquebewegung als Nebenwirkung festzustellen.

### 5.2.1 Diskussion der Nivellierungsergebnisse

Bei den Nivellierungsergebnissen zeigten sich bei bestimmten Bracket/Bogen-Kombinationen scheinbare Überkorrekturen der vestibulären Verlagerung. In diesen Fällen befand sich der Zahn 21 also nicht in der erwünschten, im Zahnbogen eingeordneten Position, sondern in einer retrudierten Position. Dagegen wurde die Infraokklusionsposition bei keiner der untersuchten Bracket/Drahtbogen-Kombinationen überkorrigiert. Ein Vergleich zwischen den Säulendiagramme der Korrektur der vestibulären Verlagerung (Abbildungen 26-30) und der Torquebewegung (Abbildungen 36-40) stellte einen deutlichen Zusammenhang zwischen der Torquebewegung und der Nivellierungseffektivität in der oro-vestibulären Richtung dar. Diese Überkorrekturen der vestibulären Verlagerung sprachen demnach nicht für eine zu starke Nivellierung der jeweiligen Bracket/Bogen-Kombination, sondern gingen aus einer übermäßigen Torquebewegung hervor. Bei den Bracket/Bogen-Kombinationen Damon MX/Stahldraht, Quick-aktiv/Biostarter-12, Quick-passiv/Biostarter-12, In-Ovation/Biostarter-12, Damon-2/Biostarter-12, Quick-passiv/Biostarter-16 kam es zu Torquewerten von über 10°. In diesen speziellen Fällen kam es auch zu Überkorrekturen der vestibulären Verlagerung mit Werten von über 100%.

Insgesamt neigten allerdings alle untersuchten Bracketsysteme zu relativ ähnlichen Ergebnissen bei der Nivellierungskorrektur, sodass es statistisch gesehen keine relevanten Unterschiede zwischen den Bracketsystemen in der Nivellierungsphase gab. Es konnte demnach keine Empfehlung für ein bestimmtes Bracketsystem bei der Korrektur der kombinierten Fehlstellung ausgesprochen werden. Diese Ergebnisse bestätigten die

Untersuchungen von Höse [2007], die bei einer einfachen Infraokklusions-Fehlstellung ebenfalls keine markanten Unterschiede zwischen den untersuchten Bracketsystemen bei der Nivellierungskorrektur feststellen konnte. Die Studie von Höse [2007] war mit der vorliegenden Untersuchung vergleichbar, da sieben der dort untersuchten Brackets auch Gegenstand dieser Studie waren.

Darüber hinaus stellte Höse [2007] fest, dass bei der Korrektur der Infraokklusion mit einem Stahldraht selbstligierende Opal-Brackets leicht bessere Nivellierungsergebnisse ergaben (91 %) als die konventionellen Discovery-Brackets (90 %). Dies konnte in der vorliegenden Studie nicht verifiziert werden. Während die Ergebnisse beim Stahldraht mit Discovery-Brackets bei der Korrektur der Infraokklusion mit 90 % ähnlich ausfielen, wurde die Fehlstellung mit Opal-Brackets nur zu 79 % korrigiert.

Mit dem NiTi-Bogen Biostarter-16 wurde die Infraokklusion in der Studie von Höse [2007] zu durchschnittlich 90 % korrigiert. Dagegen ergaben sich in der vorliegenden Arbeit für die vier unterschiedlichen NiTi-Bögen folgende Ergebnisse: Bei der Korrektur der Infraokklusion kam es mit dem Biostarter-16 nur zu einer Korrektur von durchschnittlich 81 % und mit dem Biostarter-12 zu einer Korrektur von 75 %, dagegen mit den Titanol-Lowforce-Bögen zu einer höheren Korrektur von durchschnittlich 88 %. Die Nivellierung der kombinierten Fehlstellung verursachte demnach eine geringere Korrektur der Infraokklusion als dies bei der Nivellierung der einfachen Fehlstellung der Fall war.

Darüber hinaus wurden in der vorliegenden Studie insgesamt bessere Nivellierungsergebnisse bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung als bei der Korrektur der Infraokklusion gemessen. Es könnte zunächst angenommen werden, dass die Nivellierungseffektivität deutlich von der initialen Fehlstellung der Zähne abhängig war. Allerdings handelte es sich bei der Nivellierung der vestibulären Verlagerung nur um scheinbar bessere Korrekturergebnisse. Tatsächlich war, wie oben bereits erwähnt, die Torquebewegung für die besseren Nivellierungsergebnissen in der oro-vestibulären Richtung verantwortlich. Des weiteren können die Ursachen für eine geringere Nivellierungseffektivität bei der Korrektur der Infraokklusion im Allgemeinen eine plastische Deformation des Drahtes, vertikales Drahtspiel im 0,022“-Slot und ein unterschwelliger Kraftbereich bei

einigen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen sein. Eine vollständige Korrektur erfordert demnach stets den Einsatz stärkerer Bögen [Schumacher et al., 1992]. Außerdem verblieb infolge des distalen Abknickens des Drahtsegments (siehe Kapitel 4.3.2) allgemein ein Nivellierungsdefizit, das von Bogen zu Bogen differierte.

Markante Unterschiede zwischen den Drahtbögen waren bezüglich der Nivellierungseffektivität in der vorliegenden Studie nicht festzustellen, was den Untersuchungen von *Andreasen* [1980], *Andreasen et al.* [1984a, 1984b], *Kusy und Stevens* [1987] sowie *West et al.* [1995] widerspricht (siehe Kapitel 2.4.3). Die vorliegenden Untersuchungsergebnisse bestätigten jedoch die Untersuchungen von *Schumacher et al.* [1992], die auch der Ansicht waren, dass es keine Präferenz für einen speziellen Bogentyp gibt.

Eindeutig bessere Ergebnisse bei Verwendung der aktiven In-Ovation-Brackets im Vergleich zu den passiven Damon-2-Brackets in der Nivellierungsphase, wie diese aus den Untersuchungen von *Eltz und Ibel* [2007] hervorgingen, konnten in der vorliegenden Studie nicht nachgewiesen werden. In Kombination mit dem Biostarter-12-, Titanol-Lowforce-16/16- und Titanol-Lowforce-16/22-Bogen zeigten In-Ovation-Brackets zwar eine etwas bessere Nivellierungskorrektur als Damon-2-Brackets. Allerdings waren diese Ergebnisse in nur jeweils einer Richtung besser. Dagegen waren beim Stahldraht und beim Biostarter-16-Bogen bessere Korrekturergebnisse mit Damon-2-Brackets als mit In-Ovation-Brackets festzustellen. Andererseits waren *Rinchuse und Miles* [2007] der Ansicht, dass passive Brackets im Vergleich zu aktiven Brackets durch das Gleiten der Zähne entlang des Bogens eine effizientere Kontrolle eines bestimmten Bogens und somit eine höhere Nivellierungseffektivität bewirkten. Da die Nivellierungsergebnisse in dieser Untersuchung bei allen Bracketssystemen, sowohl passiven als auch aktiven, weitgehend übereinstimmten, kann man nicht davon ausgehen, dass passive Brackets eine bessere Nivellierung bewirken als aktive Brackets.

Auffällig war eine hohe Standardabweichung von durchschnittlich 41% bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung mit Discovery-Brackets. Bei allen Drähten, außer dem Biostarter-16-Bogen, kam es zu diesen Ergebnissen. Diese hohen Standardabweichungen wiesen auf eine große Streuung der Werte um den Mittelwert hin, d.h. es konnte bei den

Discovery-Brackets in Kombination mit den jeweiligen Drähten keine eindeutige Aussage über ihre Nivellierungseffektivität in der oro-vestibulären Ebene gemacht werden.

Bei den Untersuchungen der Nivellierungskorrektur zeichnete sich insgesamt kein Bracketsystem vor allen anderen besonders aus. Demnach war die Nivellierungseffektivität nicht vom Bracketsystem, sondern vom Drahtbogentyp und dessen Spiel im Slot abhängig. Markante Unterschiede in der Nivellierungskorrektur konnten im Vergleich der Ergebnisse der zwei verschiedenen Fehlstellungen bei allen Brackets und Bögen festgestellt werden: die vestibuläre Verlagerung wurde bei allen verwendeten Bracket/Bogen-Kombinationen deutlich besser korrigiert als die Infraokklusion. Allerdings lag der Grund für diese Nivellierungsunterschiede in der auftretenden Torquebewegung.

### 5.2.2 Diskussion der Kraftergebnisse

Im Rahmen dieser Untersuchungen wurden die niedrigsten Kräfte bei Anwendung des Biostarter-12-Drahtbogens erzeugt. Auch wenn die Kraftreduktion, in Bezug auf die Nebenwirkungen der Kieferorthopädie, einen positiven Aspekt darstellt, verursachen die reduzierten Kräfte nach *Schumacher et al.* [1992] auch eine geringere klinische Effizienz. Diese Aussage ließ sich in dieser Arbeit in Bezug auf die Korrektur der Infraokklusion bestätigen, nicht aber in Bezug auf die Korrektur der vestibulären Verlagerung. Mit dem Biostarter-12-Drahtbogen konnte die Infraokklusions-Position tatsächlich schlechter korrigiert werden als mit allen anderen Drahtsystemen. Dagegen waren bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung die besten Ergebnisse in Kombination mit dem Biostarter-12-Drahtbogen festzustellen.

Die Kombination der Forderungen nach Prävention von Wurzelschädigungen und höchstmöglicher Zahnbewegungsrate gelingt durch Applikation von „optimalen Kräften“ [Burstone, 1981; Burstone und Koenig, 1974; Choy et al., 2000]. Zur Annäherung an die Realisierung dieser Forderungen muss ein geeignetes Bogenmaterial mit idealem Durchmesser gewählt werden. Nach *Reitan* [1957] waren optimale Kraftgrößen für verschiedene Zähne und Bewegungen zu unterscheiden. Für die körperliche Bewegung kleiner Frontzähne sollten die Kräfte 0,4-0,5 N betragen, für große Frontzähne 1,5 N.

Nach *Rahn und Jonas* [1980] sowie *Reitan* [1985] sollte eine Extrusionsbewegung Kraftwerte von 0,15-0,3 N nicht überschreiten.

In dieser Versuchsreihe wurde festgestellt, dass die erzeugten Maximalkräfte nicht vom Bracketsystem abhängig sind, da alle Brackets ein einheitliches Bild bei den Kraftergebnissen zeigten. Dies widerspricht den Untersuchungsergebnissen von *Berger* [1990] sowie *Matarese et al.* [2008], die der Ansicht waren, dass mit selbstligierenden Brackets niedrigere Kräfte entstehen als mit konventionellen Brackets. Gegen die Untersuchungsergebnisse von *Berger* [1990] und *Matarese et al.* [2008] wäre allerdings einzuwenden, dass sie wenig klinisch relevant waren. Bei *Berger* [1990] wurde die Kraft gemessen, die benötigt wurde, um den Drahtbogen durch drei unterschiedlich einligierte Brackets zu ziehen. Bei *Matarese et al.* [2008] wurden die Kräfte bei einem überdurchschnittlich großen Interbracketabstand gemessen. In Übereinstimmung mit den Untersuchungsergebnissen von *Pandis et al.* [2008] waren die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Maximalkräfte tatsächlich vom Drahtbogentyp und dessen Durchmesser abhängig. Den Literaturangaben zufolge waren also die beim Biostarter-12 gemessenen Maximalkräfte von 0,7 N mit hoher Wahrscheinlichkeit klinisch akzeptabel. Dagegen waren die beim verflochtenen Stahldraht (1,5-2,0 N), beim Biostarter-16 (1,9 N), beim Titanol-Lowforce-16/16 (2,90 N) und beim Titanol-Lowforce-16/22 (3,0-5,0 N) aufgetretenen Kräfte als klinisch bedenklich zu bewerten.

In den Untersuchungen von *Schumacher et al.* [1992] wurden bei der Nivellierung einer Infraokklusion von 2 mm klinisch bedenkliche initiale Kräfte von über 3,0 N gemessen. Auch in den Untersuchungen von *Höse* [2007] wurden bei der Korrektur einer einfachen Fehlstellung insgesamt sehr große Kräfte ermittelt, die klinisch unter keinen Umständen angewendet werden dürfen. Dabei konnten höhere initiale Kraftwerte bei den Ergebnissen am geflochtenen Stahldraht (4,9-9,8 N) als am NiTi-Draht (3,2-4,8 N) festgestellt werden. Extrem hohe Werte beim Stahldraht wurden mit In-Ovation-Brackets (8,5 N) gemessen. Diese Tendenz der In-Ovation-Brackets zu hohen Initialkräften in Kombination mit dem Stahldraht zeigte sich auch in der vorliegenden Arbeit. Auch wenn diese Kraftwerte nur 2 N erreichten, stellten sie die höchsten initialen Kräfte beim Stahldraht dar. Im Gegensatz zu den Ergebnissen von *Höse* [2007] lagen die auftretenden Kräfte

beim geflochtenen Stahldraht zwar über denen von Biostarter-12, aber unter denen der übrigen NiTi-Drähte.

Während in den anderen oben erwähnten Untersuchungen lediglich ein NiTi-Drahtsystem getestet wurde, wurden in der vorliegenden Studie vier verschiedene NiTi-Drähte untersucht, sodass die Ergebnisse eher geeignet waren auf ein allgemeines Verhalten der NiTi-Drähte rückzuschließen. Die Unstimmigkeiten in der Literatur lassen sich natürlich möglicherweise auch dadurch erklären, dass verschiedene Drahtdurchmesser und Bracketsysteme ausgewählt wurden, bei denen jeweils ein unterschiedliches Bogenspiel im Slot vorhanden war.

In der vorliegenden Arbeit war die Abhängigkeit der Initialkräfte vom Drahtdurchmesser eindeutig zu erkennen. Nach Untersuchungen von *Schumacher et al.* [1992] war der Einfluss der Drahtdimension auf die Initialkraft bei Nitinol-Bögen nicht eindeutig. Dort konnte ein höherer Wert für den niedriger dimensionierten Nitinol-Bogen bei 2 mm Niveauunterschied gemessen werden. Allerdings konnte auch die unterschiedliche Qualität der verschiedenen Drahtsysteme für leichte Unstimmigkeiten in den Kraftergebnissen sorgen.

Nach *Rosarius et al.* [1996] erfolgte die Kraftapplikation in der Praxis mehr oder weniger „nach Gefühl“ des Behandlers auf der Basis von theoretisch und *in-vitro* erarbeiteten Empfehlungen. Mit dem von *Rosarius et al.* [1996] vorgestellten sehr kompakten Messsystem sollte es möglich werden, diese Kraftsysteme *in-vivo* zu erfassen, so dass die individuelle Komponente „Zahn-Desmodont-Knochen“ Berücksichtigung fand. Weiterhin wurde daran gearbeitet, parallel zur Kraft- und Momentenmessung in den einzelnen Behandlungssitzungen die therapeutische Zahnbewegung zu erfassen. Damit wäre es möglich, die Gesamtheit aus eingeleitetem Kraftsystem und daraus resultierender Zahnbewegung zu beschreiben.

Bezüglich der in der Nivellierungsphase erzeugten Maximalkräfte ergaben sich für alle Bracketsysteme insgesamt sehr einheitliche Werte, sofern derselbe Drahtbogentyp verwendet wurde. Es konnte gezeigt werden, dass die erzeugten Kräfte vom Drahtbogen-

durchmesser abhängig waren. Die initiale Fehlstellung, Infraokklusion oder vestibuläre Verlagerung, spielte für die Größe der Maximalkräfte bei der Verwendung von Stahldraht, Biostarter-12, Biostarter-16 sowie Titanol-Lowforce-16/16 nahezu keine Rolle. Lediglich beim Titanol-Lowforce-16/22 traten sehr hohe Kräfte bei der Korrektur der Infraokklusion (durchschnittlich 3,3 N) und noch höhere Kräfte bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung (im Mittel 4,1 N) auf.

### 5.2.3 Diskussion der Torqueergebnisse

Bezüglich der erzeugten Torquebewegung verhielten sich alle untersuchten Brackets und Drahtbögen nahezu identisch. Nach *Badawi et al.* [2008] bewirkten aktive selbstligierende Brackets eine größere Torquebewegung als passive selbstligierende Brackets. Diese Aussage konnte in der vorliegenden Untersuchung aufgrund der Einheitlichkeit der Ergebnisse bei den verwendeten Brackets nicht bestätigt werden.

In Untersuchungen von *Schumacher et al.* [1999] betrug der bukkale Wurzelorque von Discovery-Brackets (0,022“-Slot-System) bei Stahldrähten 20°. Bei dickeren Bögen war eine Abnahme des bukkalen Wurzeltorques festzustellen, es wurden dann Werte von maximal 15° gemessen. Es wurde angenommen, dass das reduzierte vertikale Bogenspiel den bukkalen Wurzelorque beeinflusste. In der vorliegenden Studie wurden beim geflochtenen Stahldraht geringere Torquewerte von 8,8° gemessen. Die unterschiedlichen Torqueergebnisse der Studie von *Schumacher et al.* [1999] lassen sich dadurch erklären lassen, dass der Zahn bei *Schumacher et al.* [1999] über eine größere Distanz bewegt werden musste. Dort wurde eine Retraktionsstrecke von 5 mm eingestellt, während in der vorliegenden Studie eine Korrekturstrecke von jeweils nur 2 mm durchlaufen werden musste.

Im Hinblick auf die Torqueergebnisse hatte weder das Bracketsystem noch der Drahtbogen einen Einfluss auf die Torquebewegung. Aus dem Vergleich mit der Untersuchung von *Schumacher et al.* [1999] ging hervor, dass die initiale Fehlstellung für das Ausmaß der Torquebewegung verantwortlich war. Bei leichten Fehlstellungen kam es zu niedrigeren Torquewerten als bei schweren Fehlstellungen.

#### **5.2.4 Diskussion der Statistikergebnisse**

Wie bereits erwähnt, ergab die Varianzanalyse mit Bonferroni- Post-Test, dass bis auf einzelne Ausnahmen die gesamten Ergebnisse sich im Vergleich zwischen den untersuchten Brackets nicht signifikant unterschieden. Bei den Torqueergebnissen des Titanol-Lowforce-16/16-Drahtes waren die Ergebnisse der Damon-2- und der Speed-Brackets als einzige signifikant unterschiedlich (siehe Tabelle 3). Allerdings ist diese signifikante Differenz aus dem Säulendiagramm von Abbildung 39 nicht ersichtlich. Nach dem Bonferroni-Post-Test war auch ein signifikanter Unterschied bei den Torqueergebnissen der Damon-2-Brackets und der Quick-aktiv- bzw. Quick-passiv-Brackets beim Titanol-Lowforce-16/22 festzustellen (siehe Tabelle 4). Allerdings lässt sich aus Abbildung 40 ebenfalls kein signifikanter Unterschied ablesen. Da der Bonferroni-Post-Test nur vereinzelte Ergebnisse als signifikant unterschiedlich beschrieben hat und die diesbezüglichen Abbildungen diese Differenzen nicht erkennen ließen, sollten die Ergebnisse der statistischen Auswertung in diesem Fall nicht überbewertet werden.

#### **5.3 Schlussbetrachtung und klinische Auswirkungen**

Bei den in dieser Arbeit untersuchten zehn Bracketsystemen ließen sich keine markanten Unterschiede erkennen, sodass in Bezug auf die Nivellierungseffektivität kein bestimmtes Bracketsystem bevorzugt werden kann. Sogar selbstligierende Brackets und das hier untersuchte konventionelle System verhielten sich nahezu identisch. Die Nivellierungseffektivität ist demnach nicht von der Einligierungsart abhängig. Auch waren bei den aktiven und passiven Bracketsystemen keine relevanten Unterschiede zu erkennen.

Die Analyse der Messergebnisse der fünf untersuchten Bögen ergab, dass der Drahtbogen eine entscheidende Rolle für die Nivellierungseffektivität sowie für die Kraftentstehung spielt. Auf die Torqueentstehung hat der Drahtbogen dagegen nur einen geringen Einfluss. Der Biostarter-12-Drahtbogen mit den niedrigsten Kraftwerten ist den anderen Bögen in der Nivellierungsphase vorzuziehen.

Die eingangs gestellten Fragen lassen sich wie folgt beantworten:

Aufgrund der Einheitlichkeit der Messergebnisse bei den verschiedenen Brackets ist bezüglich der Nivellierungseffektivität keine Bracket/Bogen-Kombination als die geeignetste anzusehen.

Die Messergebnisse geben keinen Hinweis darauf, dass man im klinischen Alltag selbstligierende Brackets wegen ihrer Nivellierungseigenschaften den konventionellen Brackets vorziehen sollte.

Aus den Messergebnissen geht ebenfalls hervor, dass aktive und passive Bracket-systeme sich nahezu identisch in der Nivellierungsphase verhalten. Im speziellen Fall der Quick-Brackets lassen sich zwischen dem Quick-aktiv- und dem Quick-passiv-System nur sehr leichte Unterschiede feststellen, die statistisch gesehen, nicht relevant sind.

Die zum Teil unterschiedlichen Ergebnisse bei der Nivellierung der einfachen Fehlstellung und der kombinierten Fehlstellung verdeutlichen die Tatsache, dass die zu korrigierende Fehlstellung einen nicht unbedeutenden Einfluss auf die Nivellierungseffektivität und die auftretenden Kräfte hat.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung verdeutlichen, dass die Bracketauswahl keinen erheblichen Einfluss auf die Nivellierung hat. Auch wenn das Angebot an Bracket-systemen weiter steigen wird, sind in der Nivellierungsphase demzufolge keine Schwierigkeiten in Bezug auf eine korrekte Materialauswahl zu erwarten.

## 6. Zusammenfassung

Obwohl selbstligierende Brackets sich schon seit geraumer Zeit auf dem Markt befinden, werden sie heutzutage immer noch stark kontrovers diskutiert. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurden hauptsächlich diese selbstligierenden Brackets während der Nivellierung einer kombinierten Fehlstellung (Infraokklusion und vestibuläre Verlagerung) am Zahn 21 analysiert. Ein konventionelles Bracket diente als Referenzmaterial. Es kamen außerdem ein geflochtener Stahldrahtbogen und vier Nickel-Titan-Drahtbögen unterschiedlicher Durchmesser zum Einsatz. Die Simulation der Zahnbewegung erfolgte mit Hilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems.

Da es insgesamt zu sehr einheitlichen Ergebnissen bei den zehn verschiedenen Bracketsystemen kam, kann in dieser Studie keine Bracket/Drahtbogen-Kombination besonders hervorgehoben werden. Die Nivellierungsergebnisse zeigten, dass die Einligierungsart, sowohl selbstligierend als auch konventionell, in der Nivellierungsphase keine Rolle spielt.

Die Kräfteergebnisse dieser Untersuchung verdeutlichten den Einfluss des Drahtdurchmessers auf die während der Nivellierung auftretenden Kräfte. Das ausgewählte Bracketsystem spielte in Bezug auf die erzeugten Kräfte dagegen nur eine geringe Rolle. Auf die Torqueergebnisse hatte allerdings weder das Bracketsystem noch der Drahtbogentyp einen Einfluss. Die initiale Fehlstellung ist für die erzeugte Torquebewegung verantwortlich.

Demnach können selbstligierende Brackets für die klinische Anwendung ebenso empfohlen werden wie konventionelle Brackets. Durch die kleinere Bracketgestaltung der selbstligierenden Brackets können sie, aus Patientensicht, sogar als angenehmer und ästhetisch ansprechender empfunden werden. Da die Compliance des Patienten im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung äußerst wichtig ist, stellt dies eine nicht unbedeutende Eigenschaft der selbstligierenden Brackets dar.

## 7. Anhang

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	s							
QP			ns	s						
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	s
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	s
OP								ns	ns	ns
O2									ns	s
SP										ns
DI										

**Tab. 5** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der Infraokklusion beim geflochtenen Stahldraht. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	ns	ns	ns	ns	ns	s	ns	ns
QP			ns	s	ns	s	s	s	ns	ns
IN				ns	ns	ns	ns	s	ns	ns
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	s	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	s
SP										ns
DI										

**Tab. 6** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der Infraokklusion beim Biostarter-12. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	ns	ns	ns	s	ns	s	ns	ns
QP			ns	s	ns	s	s	s	s	ns
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 7** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der Infraokklusion beim Biostarter-16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		s	ns	s						
QP			ns	ns	ns	s	s	ns	ns	ns
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	s
DX							ns	ns	ns	s
OP								ns	ns	s
O2									ns	s
SP										s
DI										

**Tab. 8** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der Infraokklusion beim Titanol-Lowforce-16/16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns	ns	ns	ns	s	ns	ns	ns
IN				ns						
TI					ns	ns	s	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	s
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 9** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der Infraokklusion beim Titanol-Lowforce-16/22. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns							
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	s
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 10** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim geflochtenen Stahldraht. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns	s						
IN				ns	ns	ns	ns	ns	ns	s
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 11** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Biostarter-12. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns							
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 12** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Biostarter-16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns	s						
IN				ns	ns	ns	ns	ns	ns	s
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	s
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 13** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Titanol-Lowforce-16/16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns	s						
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	s
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 14** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Titanol-Lowforce-16/22. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	s	ns						
QP			s	ns	s	ns	ns	ns	ns	ns
IN				s	ns	s	ns	ns	s	ns
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	s
DX							ns	ns	ns	s
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 15** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der Infraokklusion beim geflochtenen Stahldraht. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketssystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	ns	s	ns	ns	ns	ns	ns	ns
QP			ns							
IN				ns						
TI					s	ns	s	ns	s	s
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 16** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der Infraokklusion beim Biostarter-12. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketssystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketssysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns	ns	ns	ns	ns	s	ns	ns
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	s	ns	ns
D2						ns	ns	s	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									s	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 17** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der Infraokklusion beim Biostarter-16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	ns	s	s	ns	ns	ns	s	ns
QP			ns	ns	ns	ns	ns	s	ns	s
IN				ns	s	ns	ns	ns	s	ns
TI					ns	ns	ns	s	ns	s
D2						ns	ns	s	ns	s
DX							ns	ns	ns	s
OP								ns	ns	s
O2									s	ns
SP										s
DI										

**Tab. 18** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der Infraokklusion beim Titanol-Lowforce-16/16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracket-systemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21. Die hier sichtbaren statistischen Unterschiede sind auf den Draht zurückzuführen (siehe Kapitel 4.3).

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	ns	ns	s	s	s	ns	s	s
QP			ns	ns	s	s	s	ns	s	s
IN				ns	s	s	s	ns	s	s
TI					s	s	s	ns	s	s
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 19** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der Infraokklusion beim Titanol-Lowforce-16/22. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracket-systemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21. Die hier sichtbaren statistischen Unterschiede sind auf den Draht zurückzuführen (siehe Kapitel 4.3).

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	ns	ns	s	s	ns	ns	s	ns
QP			s	ns						
IN				ns	s	ns	ns	s	ns	s
TI					s	s	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 20** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim geflochtenen Stahldraht. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracket-systemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns							
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 21** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Biostarter-12. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracket-systemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	s							
QP			ns							
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	s
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	s	s
O2									s	s
SP										ns
DI										

**Tab. 22** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Biostarter-16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracket-systemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		s	ns							
QP			ns	ns	s	ns	s	s	ns	s
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 23** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Titanol-Lowforce-16/16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	ns	ns	ns	s	ns	ns	ns	s
QP			ns	ns	s	s	ns	ns	ns	s
IN				ns	s	s	s	s	s	s
TI					ns	s	ns	ns	ns	s
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 24** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Ergebnisse der Kraftmaxima bei der Korrektur der vestibulären Verlagerung beim Titanol-Lowforce-16/22. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21. Die hier sichtbaren statistischen Unterschiede sind auf den Draht zurückzuführen (siehe Kapitel 4.3).

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns							
IN				ns						
TI					ns	s	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 25** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Torqueergebnisse beim geflochtenen Stahldraht. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns								
QP			ns							
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 26** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Torqueergebnisse beim Biostarter-12. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	s							
QP			ns	s	ns	ns	ns	ns	s	s
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 27** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Torqueergebnisse beim Biostarter-16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	ns	ns	n	ns	ns	ns	ns	ns
QP			ns							
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	s	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 28** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Torqueergebnisse beim Titanol-Lowforce-16/16. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

	QA	QP	IN	TI	D2	DX	OP	O2	SP	DI
QA		ns	ns	ns	s	ns	ns	ns	ns	ns
QP			ns	ns	s	ns	ns	ns	ns	ns
IN				ns						
TI					ns	ns	ns	ns	ns	ns
D2						ns	ns	ns	ns	ns
DX							ns	ns	ns	ns
OP								ns	ns	ns
O2									ns	ns
SP										ns
DI										

**Tab. 29** Varianzanalyse mit Bonferroni-Post-Test der Torqueergebnisse beim Titanol-Lowforce-16/22. Verwendete Abkürzungen: **s**: signifikante ( $p < 0,05$ ) bzw. **ns**: nicht signifikante ( $p > 0,05$ ) Unterschiede zwischen den Bracketsystemen. Erläuterungen zu den Abkürzungen der jeweiligen Bracketsysteme wie in Abb. 21.

## 8. Literaturverzeichnis

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

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

Andreasen GF, Murray J, Fahl J. Arch leveling and alignment effectiveness of two types of wire (II): a graphic interpretation. *Quint Int* 1984b; 15: 207-215

Bachmann J. Neue therapeutische Möglichkeiten in der Kieferorthopädie bei Patienten mit Nickelallergie. *Fortschr Kieferorthop* 1987; 48: 492-503

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

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. The Speed Appliance: A 14-year-update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 105: 217-223

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

Braun S, Bluestein M, Moore BK, Benson G. Friction in perspective. Am J Orthod Dentofac Orthop 1999; 115: 619-627

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

Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. Am J Orthod 1974; 3: 270-289

Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. Am J Orthod 1981; 80: 1-16

Byloff FK. Das Speed-System<sup>®</sup> – 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

Choy K, Pae EK, Pank Y, Kim KH, Burstone CJ. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofac Orthop 2000; 117: 98-104

Damon DH. The Damon low-friction bracket: A biologically compatible straight-wire system. J Clin Orthod 1998; 32: 670-680

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

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

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

Drescher D, Bourauel C, Thier M. 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

Eltz M, Ibel G. Passive und aktive selbstligierende Brackets im klinischen Alltag. Kieferorthopädie 2007; 21: 203-210

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

Harradine NWT, Birnie DJ. The clinical use of Activa self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 1996; 106: 319-328

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

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

Helm D, 2001: Formgedächtnislegierungen. [www.ifm.maschinenbau.uni-kassel.de/~helm/shape-memory-alloys.html](http://www.ifm.maschinenbau.uni-kassel.de/~helm/shape-memory-alloys.html) (Zugriffsdatum: 14.10.2008)

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

Hornbogen E. Legierungen mit Formgedächtnis – Neue Werkstoffe für die Technik der Zukunft? Metall 1987; 41: 488-493

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

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

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. Orthodontic biomechanics: Vistas from the top of a new century. Am J Orthod Dentofac Orthop 2000; 117: 589-591

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

Mahler DB, Goodwin L. An evaluation of small diameter orthodontic wires. Angle Orthod 1967; 37: 13-17

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

Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffe. München-Wien: Carl Hanser Verlag, 1988

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

Miles PG, Weyant RJ, Rustvelt L. A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthod* 2006; 76: 480-485

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

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

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

Petoumenou E, Kislyuk M, Hoederath H, Keilig L, Bourauel C. Korrosionsverhalten und Nickelabgabe von Nickel-Titan-Drähten im Verlauf der klinischen Anwendung. *Fortschr Kieferorthop* 2008; 69: 411-423

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

Rabinowicz E. Friction and wear of materials. New York: John Wiley & Sons, 1965

Rahn B, Jonas I. Knochenumbaumechanismen und Kraftapplikation. Fortsch Kieferorthop 1980; 41: 186-195

Rauch DE. Torque and its application to orthodontics. Am J Orthod 1959; 45: 817-830

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

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

Reitan K. Biomechanical principles and reactions. In: Graber TM, Swain BF, (eds): Orthodontics-current principles and techniques. St Louis-Toronto-Princeton: Mosby, 1985

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

Rosarius N, Friedrich D, Fuhrmann R, Rau G, Diedrich P. Konzept und Entwicklung eines Meßsystems zur In-vivo-Erfassung orthodontisch wirkender Kräfte und Momente bei der Multibandtechnik. Fortschr Kieferorthop 1996; 57: 298-305

Schmuth GPF. Kieferorthopädie – Grundzüge und Probleme. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1973

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. 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

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

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

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

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

Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton LL. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 111: 1-11

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

Tautzenberger P. Anwendung des Superelastizitätseffektes und des Dämpfungsvermögens von Formgedächtnislegierungen. In: D. Stöckel (Hrsg.): *Legierungen mit Formgedächtnis*. Böblingen: Expert-Verlag, 1988

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 pre-adjusted 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 BS, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 121: 472-482

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

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

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

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

Ich möchte mich an dieser Stelle bei allen ganz herzlich bedanken, die mich bei meiner Promotion unterstützt und gefördert haben:

- Zunächst möchte ich Herrn Professor Dr. rer. nat. C. Bourauel sehr herzlich für die umfangreiche wissenschaftliche Betreuung und die stets fachliche Beratung bei dieser Untersuchung danken. Seine immer freundliche Unterstützung und Motivation bei auftretenden Problemen hat mir sehr geholfen.
- Herrn Diplom-Mathematiker Dr. L. Keilig danke ich sehr für die immer freundliche Hilfestellung und Unterstützung, vor allem in Bezug auf computertechnische Fragen.
- Mein ganz besonderer Dank gilt auch meinen Eltern, die mich sowohl bei meiner Promotion als auch bei meinem Studium in allen Belangen ermutigt und unterstützt haben.
- Danke an die Mitdoktoranden für die schöne gemeinsame Promotions- und Studienzeit.
- Nicht zuletzt gilt mein herzlicher Dank Michael, der mich in den letzten Jahren in allen Lebenslagen liebevoll unterstützt hat.