

Aus der  
Poliklinik für Kieferorthopädie  
Klinik der Universität München  
Direktorin: Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

## **Experimentelle Simulation komplexer Bewegungsabläufe der Frontzähne**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Andreas Schmid  
aus  
Marktoberdorf

Jahr  
2023

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München**

Berichterstatlerin: Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus

Mitberichterstatter Prof. Dr. Bogna Stawarczyk  
Prof. Dr. Dr. Sven Otto

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 20.12.2023

## **Eidesstattliche Versicherung**

Ich, Andreas Schmid, erkläre hiermit an Eides statt,  
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

### **Experimentelle Simulation komplexer Bewegungsabläufe der Frontzähne**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 28.12.2023

**Andreas Schmid**

---

Vorname Name

In Dankbarkeit meinen Eltern

**Inhaltsverzeichnis:**

<b>1.</b>	<b>EINLEITUNG.....</b>	<b>1</b>
<b>2.</b>	<b>STAND DER WISSENSCHAFT.....</b>	<b>3</b>
2.1	GRUNDLAGEN DER BIOMECHANIK .....	3
2.1.1	Kippende Zahnbewegung .....	3
2.1.2	Körperliche Zahnbewegung.....	4
2.1.3	Widerstandszentrum der oberen Inzisivi .....	6
2.2	EXTRAKTIONSTHERAPIE .....	7
2.2.1	Voraussetzungen für die Extraktionstherapie .....	7
2.2.2	Formen der Extraktionstherapie .....	8
2.2.3	Symmetrische/asymmetrische Extraktion.....	9
2.3	RETRAKTION DER FRONT.....	10
2.3.1	Unterschiede zwischen en masse und zweistufiger Retraktion .....	10
2.3.2	Art des Bogens.....	11
2.3.3	Material und der Durchmesser des Bogens .....	12
2.3.4	Art und Material der Brackets .....	14
2.4	SIMULATION VON ZAHNBEWEGUNGEN .....	14
2.4.1	Finite Elemente Methode.....	15
2.4.2	Biomechanische Versuchsstände.....	16
2.4.3	Hexapoden in biomechanischen Versuchsständen .....	17
<b>3.</b>	<b>PROBLEMSTELLUNG UND ZIELSETZUNG .....</b>	<b>20</b>
<b>4.</b>	<b>MATERIAL UND METHODE.....</b>	<b>21</b>
4.1	MODELL.....	21
4.1.1	Gipsmodell.....	21
4.1.2	Digitalisierung des Modells .....	22
4.2	VERWENDETE BRACKETS UND DRAHTBÖGEN .....	24
4.3	VERSUCHSAUFBAU .....	26
4.3.1	Hexapod.....	26
4.3.2	Versuchsaufbau und Sensorik.....	27
4.3.3	Bezugssysteme und Koordinaten.....	30
4.4	STEUERUNGSSOFTWARE .....	32
4.4.1	Grundlegende Funktionen der entwickelten Software.....	32
4.4.2	Funktionsweise der kraftgesteuerten Bewegung .....	33
4.5	STATISTISCHE AUSWERTUNG .....	35

---

<b>5.</b>	<b>ERGEBNISSE.....</b>	<b>36</b>
5.1	KRÄFTE UND DREHMOMENTE BEI VERWENDUNG VON STAHLBÖGEN.....	36
5.1.1	Dimension 0.017" x 0,025" mit 30° Torque (Stahl) .....	36
5.1.2	Dimension 0.018" x 0,025" mit 30° Torque (Stahl) .....	40
5.2	KRÄFTE UND DREHMOMENTE BEI DER VERWENDUNG DER NiTi-COMPOUNDBÖGEN.....	44
5.2.1	NiTi Element Dimension 0,017" x 0,025" mit 30° Torque .....	44
5.2.2	NiTi Element Dimension 0,018" x 0,025" mit 45° Torque .....	47
5.3	VERGLEICHE ZWISCHEN DEN VERSCHIEDENEN TESTGRUPPEN .....	51
5.3.1	Stahl 0,017" x 0,025" mit 30° Torque und Stahl 0,018" x 0,025" mit 30° Torque.....	51
5.3.2	NiTi 0,017" x 0,025" mit 30° Torque und Stahl 0,017" x 0,025" mit 30° Torque.....	52
5.3.3	NiTi 0,018" x 0,025" mit 45° Torque und Stahl 0,018" x 0,025" mit 30° Torque.....	53
5.3.4	NiTi 0,018" x 0,025" mit 45° Torque mit und ohne Ligatur .....	54
<b>6.</b>	<b>DISKUSSION.....</b>	<b>55</b>
6.1	ANALYSE DES GEWÄHLTEN VERSUCHSAUFBAUS.....	55
6.2	VERGLEICH DER ERGEBNISSE MIT DER LITERATUR .....	59
6.3	BEWERTUNG DER VERSUCHSERGEBNISSE.....	64
6.4	AUSBLICK .....	70
<b>7.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>71</b>
<b>8.</b>	<b>ANHANG/TABELLEN.....</b>	<b>73</b>
8.1	WEITERE TABELLEN UND GRAPHEN FÜR DIE STAHLBÖGEN 0.017" x 0.025" .....	73
8.2	WEITERE TABELLEN UND GRAPHEN FÜR DIE STAHLBÖGEN 0.018" x 0.025" .....	76
8.3	WEITERE TABELLEN UND GRAPHEN FÜR DIE NiTi COMPOUNDBÖGEN 0.017" x 0.025" .....	79
8.4	WEITERE TABELLEN UND GRAPHEN FÜR DIE NiTi COMPOUNDBÖGEN 0.018" x 0.025" .....	82
<b>9.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>85</b>
<b>10.</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>89</b>

## Bild- und Tabellenverzeichnis:

### Abbildungen:

<b>Abbildung 1:</b> Verschiedene Arten der Kippung eines Zahnes .....	3
<b>Abbildung 2:</b> Translatorische Bewegungen des Zahnes .....	5
<b>Abbildung 3:</b> Das Widerstandszentrum der Frontzahngruppe .....	6
<b>Abbildung 4:</b> Die Be/Entlastungskurve von NiTi Drähten .....	13
<b>Abbildung 5:</b> Der verwendete Hexapod .....	18
<b>Abbildung 6:</b> Das Gipsmodell im Aufbau. ....	22
<b>Abbildung 7:</b> Die verschiedenen Datensätze des Modells. ....	23
<b>Abbildung 8:</b> Aufbau eines Torquesegmentbogens (schematisch) .....	26
<b>Abbildung 9:</b> Der Aufbau mit dem Hexapod .....	28
<b>Abbildung 10:</b> Ansicht von oben auf den Versuchsstand (schematisch) .....	29
<b>Abbildung 11:</b> Seitliche Ansicht des Versuchsstands (schematisch) .....	29
<b>Abbildung 12:</b> Das Koordinatensystem für Kräfte/ Drehmomente .....	31
<b>Abbildung 13:</b> Die verschiedenen Signalwege .....	32
<b>Abbildung 14:</b> Einfluss der Bewegungsmatrix. ....	33
<b>Abbildung 15:</b> Drehmoment $M(y)$ im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen die Rotation $R(y)$ 0,017" x 0,025" 30° Torque Stahl .....	36
<b>Abbildung 16:</b> Kraft $F(z)$ aufgetragen gegen $R(y)$ 0.017" x 0.025" 30° Torque Stahl .	37
<b>Abbildung 17:</b> Kraft $F(x)$ aufgetragen gegen $R(y)$ 0.017" x 0.025" 30° Torque Stahl .	38
<b>Abbildung 18:</b> Drehmoment $M(y)$ im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen die Rotation $R(y)$ 0.018" x 0.025" 30° Torque Stahl .....	40
<b>Abbildung 19:</b> Kraft $F(z)$ aufgetragen gegen $R(y)$ 0.018" x 0.025" 30° Torque Stahl .	41
<b>Abbildung 20:</b> Kraft $F(x)$ aufgetragen gegen $R(y)$ 0.018" x 0.025" 30° Torque Stahl .	42
<b>Abbildung 21:</b> Drehmoment $M(y)$ im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen die Rotation $R(y)$ 0.017" x 0.025" 30° Torque NiTi .....	44
<b>Abbildung 22:</b> Kraft $F(z)$ aufgetragen gegen $R(y)$ 0.017" x 0.025" 30° Torque NiTi..	45
<b>Abbildung 23:</b> Kraft $F(x)$ aufgetragen gegen $R(y)$ 0.017" x 0.025" 30° Torque NiTi..	45
<b>Abbildung 24:</b> Drehmoment $M(y)$ im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen die Rotation $R(y)$ 0.018" x 0.025" 45° Torque NiTi .....	47
<b>Abbildung 25:</b> Kraft $F(z)$ aufgetragen gegen $R(y)$ 0.018" x 0.025" 45° Torque NiTi..	48

<b>Abbildung 26:</b> Kraft $F(x)$ aufgetragen gegen $R(y)$ 0.018" x 0.025" 45° Torque NiTi..	49
<b>Abbildung 27:</b> Drehmomentvergleich der Stahldrähte der Dimension 0.017" x 0.025" und 0.018" x 0.025" gemessen im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen Rotation $R(y)$ .....	51
<b>Abbildung 28:</b> Drehmomentvergleich von NiTi und Stahldrähten der Dimension 0.017" x 0.025" gemessen im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen Rotation $R(y)$ .....	52
<b>Abbildung 29:</b> Drehmomentvergleich von NiTi und Stahldrähten der Dimension 0.018" x 0.025" gemessen im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen die Rotation $R(y)$ .....	53
<b>Abbildung 30:</b> Drehmomentvergleich $M(y)$ Draht 10 NiTi Compoundbögen 0.018" x 0.025" 45° mit und ohne Stahlligatur .....	54
<b>Abbildung 31:</b> Darstellung des messbaren Anteils von $M(y)$ der seitlichen Schneidezähne.....	55
<b>Abbildung 32:</b> Einfluss der Wurzellänge auf das Drehmoment bzw. den wirksamen Hebelarm.....	57
<b>Abbildung 33:</b> Vergleich der Daten der vorliegenden Dissertation mit der Studie von Arreghini et al. (2014).....	60
<b>Abbildung 34:</b> Vergleich der Drehmomentbeträge von $M(y)$ mit den Werten der Studie von Wichelhaus (1999) .....	63
<b>Abbildung 35:</b> Verteilung der Beträge des maximalen palatinalen Wurzeltorques im Boxplot.....	66
<b>Abbildung 36:</b> Verteilung der Beträge des mittleren Torqueabbaus im Boxplot .....	68
<b>Abbildung 37:</b> Drehmoment $M(y)$ im Widerstandzentrum aufgetragen gegen die Rotation $R(y)$ 0.017" x 0.025" 30° Torque Stahl.....	73
<b>Abbildung 38:</b> Drehmoment $M(y)$ im Widerstandzentrum aufgetragen gegen die Rotation $R(y)$ 0.018" x 0.025" 30° Torque Stahl.....	76
<b>Abbildung 39:</b> Drehmoment $M(y)$ im Widerstandszentrum aufgetragen gegen die Rotation $R(y)$ 0.017" x 0.025" 30° Torque NiTi.....	79
<b>Abbildung 40:</b> Drehmoment $M(y)$ im Widerstandzentrum aufgetragen gegen die Rotation $R(y)$ 0.018" x 0.025" 45° Torque NiTi.....	82

**Tabellen:**

<b>Tabelle 1:</b> Übersicht über die Proben .....	25
<b>Tabelle 2:</b> Relevante Kraft- und Drehmomentewerte der Stahldrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque.....	39
<b>Tabelle 3:</b> Relevante Kraft- und Drehmomentewerte der Stahldrähte 0.018" x 0.025" mit 30° Torque.....	43
<b>Tabelle 4:</b> Relevante Kraft- und Drehmomentewerte der NiTi-Compounddrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque.....	46
<b>Tabelle 5:</b> Relevante Kraft- und Drehmomentewerte der NiTi-Compounddrähte 0.018" x 0.025" mit 45° Torque.....	50
<b>Tabelle 6:</b> Vergleich ausgewählter Punkte des wiederholten Versuches ohne Ligatur mit dem Ergebnis der regulären Testreihe .....	54
<b>Tabelle 7:</b> Drehmomentewerte $M(y)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Stahldrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque.....	74
<b>Tabelle 8:</b> Kraftwerte $F(x)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Stahldrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque .....	74
<b>Tabelle 9:</b> Kraftwerte $F(z)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Stahldrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque .....	75
<b>Tabelle 10:</b> Drehmomentewerte $M(y)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Stahldrähte 0.018" x 0.025" mit 30° Torque.....	77
<b>Tabelle 11:</b> Kraftwerte $F(x)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Stahldrähte 0.018" x 0.025" mit 30° Torque .....	77
<b>Tabelle 12:</b> Kraftwerte $F(z)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Stahldrähte 0.018" x 0.025" mit 30° Torque .....	78
<b>Tabelle 13:</b> Drehmomentewerte $M(y)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Compounddrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque. ....	80
<b>Tabelle 14:</b> Kraftwerte $F(x)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Compounddrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque.....	80
<b>Tabelle 15:</b> Kraftwerte $F(z)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Compounddrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque.....	81
<b>Tabelle 16:</b> Drehmomentewerte $M(y)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Compounddrähte 0.018" x 0.025" mit 45° Torque .....	83
<b>Tabelle 17:</b> Kraftwerte $F(x)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Compounddrähte 0.018" x 0.025" mit 45° Torque.....	83
<b>Tabelle 18:</b> Kraftwerte $F(z)$ gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweilige Rotation $R(y)$ für die Compounddrähte 0.018" x 0.025" mit 45° Torque.....	84

**Abkürzungsverzeichnis:**

Abb.	Abbildung
ATI	ATI Technologies Incorporated (Firma)
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
CCD Kamera	Charge-coupled Device; Sensortyp einer Kamera
CoF	Center of Force = Kraftansatzpunkt
CoR	Center of Resistance = Widerstandszentrum
d.h.	das heißt
et al.	et alii
F	Kraft
FEM	Finite-Elemente-Methode
HexMes	Hexapod-Mess-System
ICP	Iterative Closest Point (mathematischer Algorithmus)
IBM	International Business Machines Corporation (Firma)
inkl.	inklusive
LMU	Ludwig-Maximilians-Universität (München)
M	Drehmoment
M/F Verhältnis	Verhältnis von Drehmoment zur Kraft
mm	Millimeter (Einheit Strecke)
N	Newton (Einheit Kraft)
NiTi	Nickel-Titan-Legierung
Nmm	Newton-Millimeter (Einheit Drehmoment)
OMSS	Orthodontisches Mess- und Simulationssystem
OSIM	Orthodontic Simulator
p	Wert der Signifikanz
PDL	Parodontales Ligament
PI	Physik Instrumente (Firma)
PID Controller	Proportional–Integral–Derivative Controller, spezielle Steuerungseinheit

---

R	Rotation
SAM Präzisionstechnik	Schul-Artikulatoren-München (Firma)
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences (Software)
TMA	Titanium Molybden Alloy; Titan Molybdän Legierung
USA	Vereinigte Staaten von Amerika
v.a.	vor allem
vgl.	vergleiche
z.B.	zum Beispiel

## 1. Einleitung

Die Korrektur von Engständen stellt eine der vielfältigen Aufgaben der heutigen Kieferorthopädie dar. Die Ursachen für den Platzmangel können hierbei sehr unterschiedlich sein – sie reichen von einem schlichten Missverhältnis von Zahngröße zu Kiefergröße (Howe et al. 1983), dem sogenannten primären Engstand, über den sekundären Engstand, der durch aufgewanderte Molaren gekennzeichnet ist, bis hin zum tertiären Engstand, dessen Ätiologie bis heute nicht eindeutig geklärt ist (Wichelhaus 2013).

Je nach Ausmaß und Ursache des Engstandes bedarf es verschiedener Therapiekonzepte, wobei die Extraktionstherapie dann das Mittel der Wahl darstellen kann, wenn nicht anderweitig, wie z.B. durch Distalisation, Expansion oder Protrusion (Wichelhaus 2013) genug Platz geschaffen werden kann. Damit der so gewonnene Raum ideal genutzt werden kann, wird die Extraktion bleibender Zähne entsprechend kieferorthopädisch begleitet.

Nachdem die Extraktion der ersten Prämolaren erfolgt ist, muss eine Retraktion der Frontzähne zum Lückenschluss angeschlossen werden. Da die Frontzähne zum einen ästhetisch eine große Rolle für den Patienten spielen, zum anderen aber gerade die oberen Inzisiven bei zu starker Belastung zu Wurzelresorptionen neigen (Remington et al. 1989), ist die Kontrolle der angewandten Kräfte und Drehmomente von enormer Wichtigkeit. Aufgrund der Komplexität der durchzuführenden Zahnbewegung haben sich, abhängig von Faktoren wie Inklination der Inzisiven, Okklusion des Patienten oder zurückzulegender Strecke, verschiedene Techniken etabliert.

Grundsätzlich kann die *En-masse*-Retraktion, bei der alle Zähne von Eckzahn bis Eckzahn gleichzeitig bewegt werden, von einem Vorgehen, wo zunächst nur die Eckzähne retrahiert werden, abgegrenzt werden. Obwohl ein Verlust von Verankerung bei einer rein dental befestigten *En-masse*-Retraktion diskutiert wird, haben andere Faktoren, wie die Achsenposition der Schneidezähne, oftmals einen größeren Einfluss auf die Behandlungsentscheidung (Heo et al. 2007).

Je nach Größe des Bogens (Vollbogen, Segmentbogen) können darüber hinaus die Gleitbogenmechaniken (Andrews 1979; McLaughlin und Bennett 1989) und die Teil- oder Segmentbogenmechaniken (Ricketts 1976) unterschieden werden, welche beide je nach Behandlungssituation modifiziert werden können. Während die Teilbogentechnik eine bessere Kontrolle über die entstehenden Kräfte bietet, aber ein breiteres biomechanisches Verständnis

voraussetzt, zeigt sich die Gleitbogenmechanik anwenderfreundlicher. Im Münchner Behandlungskonzept finden beide Methoden in modifizierter Form bei Extraktionspatienten ihre Anwendung (Wichelhaus 2013).

Die reine Ausübung einer retrahierenden Kraft auf die Frontzähne ist allerdings keineswegs ausreichend, um eine körperliche Bewegung zu gewährleisten. Deshalb wird in der Regel eine retrahierende Kraft mit einem in palatinaler Richtung wirkenden Drehmoment auf die Wurzeln kombiniert. Die Kontrolle des passenden palatinalen Wurzeltores, welches zumeist über einen tordierten (=getorqueten) Draht erzeugt wird, ist dabei entscheidend für den Behandlungserfolg am Patienten. Während der Torque für die Frontzähne klassisch durch den Behandler in den Draht eingebogen wird, stehen heutzutage auch Bögen mit bereits vorbereiteten Torquesegmenten aus NiTi zur Verfügung, die die Anwendung erleichtern sollen (Sander und Wichelhaus 1995; Wichelhaus et al. 2021).

Zum Vergleich dieser sog. Torquesegmentbögen mit klassischen Stahlbögen wurde deshalb an der Poliklinik für Kieferorthopädie des LMU Klinikums ein neuartiger Versuchstand unter Verwendung eines Präzisionsroboters mit geschlossener kinematischer Kette (Hexapod) entwickelt. Mit Hilfe eines Sensors ist dieser in der Lage, Kräfte und Drehmomente in allen drei Raumrichtungen zu messen, während eine kieferorthopädische Torqueanwendung auf die vier oberen Inzisiven *in-vitro* simuliert wird. Besonderes Augenmerk wurde dabei auf den kraftgesteuerten Versuchsablauf gelegt, der eine möglichst realitätsgetreue Bewegung des Modells ermöglicht und somit auch für weitere Untersuchungen effektiv eingesetzt werden kann. Der Versuchstand soll außerdem zur Verifizierung von FEM-Simulationen verschiedener kieferorthopädischer Behandlungsstrategien genutzt werden können.

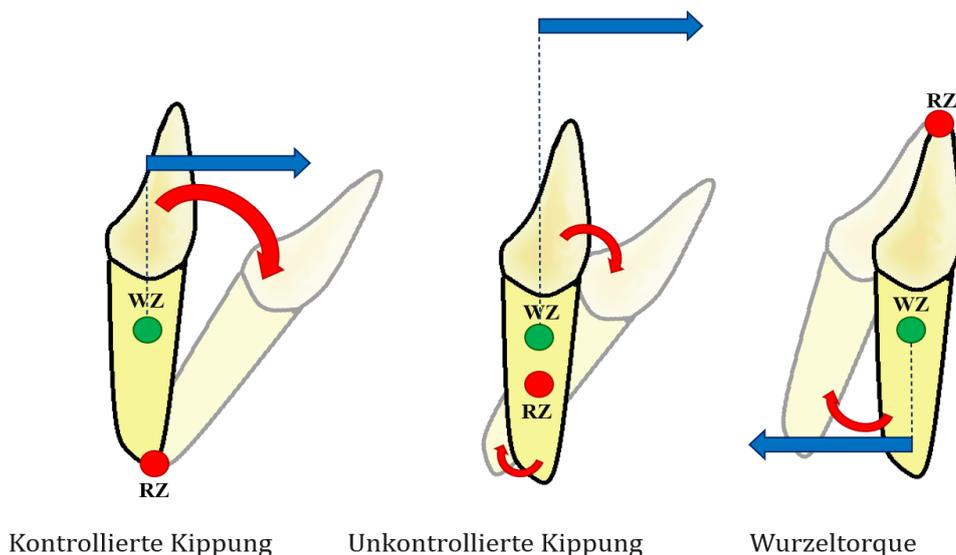
## 2. Stand der Wissenschaft

### 2.1 Grundlagen der Biomechanik

Vor Beginn einer kieferorthopädischen Behandlung müssen die zugrundeliegenden biomechanischen Prinzipien verstanden werden, da die Zähne je nach Krafteinleitung und Applikation von Drehmomenten verschiedene Bewegungsmuster zeigen. Wichtig dafür ist die Kenntnis über die Lage des sogenannten Widerstandszentrums. Da ein Zahn kein klassischer freier Körper ist, sondern über das parodontale Ligament in der Alveole befestigt ist, wird dieses Widerstandszentrum anstatt des Massemittelpunktes für Berechnungen und Simulationen verwendet. Aus einer Kraftwirkungslinie, die durch das Widerstandszentrum geht, resultiert per Definition eine translatorische Bewegung (Smith und Burstone 1984). Ausgehend vom Widerstandszentrum lassen sich dabei die im Folgenden beschriebenen Bewegungsformen ableiten.

#### 2.1.1 Kippende Zahnbewegung

Die kippende Zahnbewegung ist dadurch gekennzeichnet, dass eine Kraft außerhalb des Widerstandszentrums in den Zahn eingeleitet wird (Wichelhaus 2013) (siehe Abb. 1).



Blau: Effektiver Kraftvektor mit Hebelarm bzgl. des Widerstandszentrums  
 Rot: Dreh/Bewegungsrichtung

**Abbildung 1:** Verschiedene Arten der Kippung eines Zahnes; dargestellt sind die effektiv wirkenden Kräfte (Pfeil, blau) mit Hebelarm (gepunktet), sowie Rotationsrichtung, Rotationszentrum (RZ) und Widerstandszentrum (WZ)

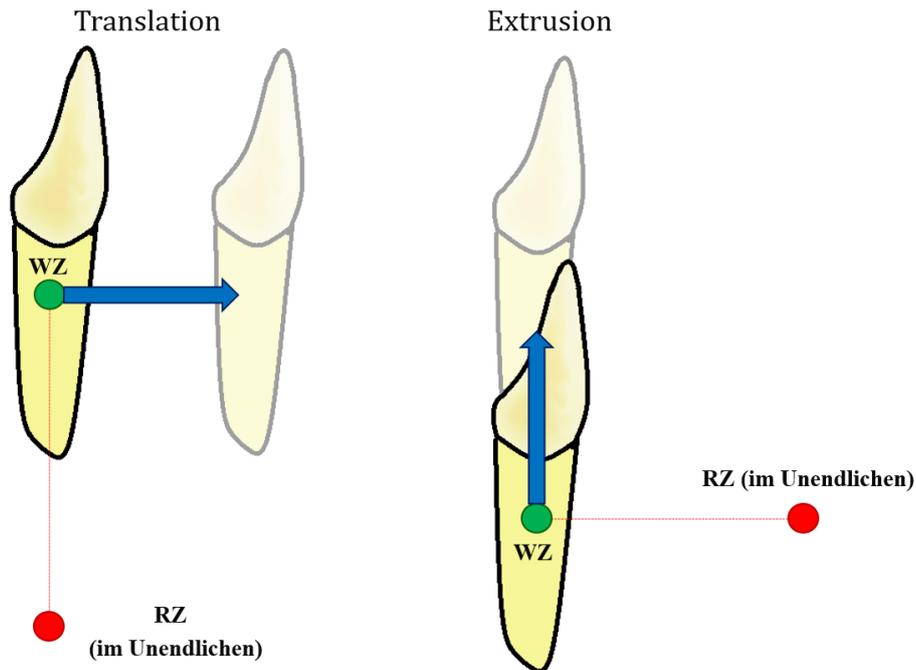
Man unterscheidet dabei die kontrollierte von der unkontrollierten Kippung. Von ersterer spricht man, sofern der Zahn bei Applikation einer exzentrischen Kraft um den Apex rotiert, dieser dabei aber in fester Position bleibt. Das Rotationszentrum befindet sich somit in der Wurzelspitze. Im Gegensatz dazu ist die unkontrollierte Kippung dadurch charakterisiert, dass das Rotationszentrum nahe dem Widerstandszentrum liegt, woraus bei Kraftereinleitung sowohl eine Bewegung der Krone, als auch eine gegenläufige Bewegung der Wurzel resultiert.

Eine weitere Form der kippenden Zahnbewegungen stellt der sog. Wurzelorque dar. Während die kontrollierte/unkontrollierte Kippung v.a. eine Bewegung der Krone beschreiben, liegt bei der Anwendung von Wurzelorque die größte Bewegungsamplitude in der Wurzelspitze, das Rotationszentrum verschiebt sich dementsprechend Richtung Krone.

Je nach Indikation werden alle oben genannten Bewegungsmuster oder die sich daraus ergebenden Kombinationen in der kieferorthopädischen Behandlung genutzt. Beachtet werden muss allerdings, dass bei allen kippenden Bewegungen im Bereich der Wurzel lokal größere Kräfte entstehen können als bei körperlichen Bewegungen. Deswegen sollten die beim Erwachsenen therapeutisch angewendeten Kräfte bei Kippungen im Vergleich zu körperlichen Bewegungen auf ein Drittel der bei Kindern und Jugendlichen eingesetzten Kräfte begrenzt werden (Sander et al. 2011), um Resorptionen vorzubeugen.

### **2.1.2 Körperliche Zahnbewegung**

Die körperliche Zahnbewegung ist dadurch gekennzeichnet, dass sich sowohl die Wurzel als auch die Krone um den gleichen Betrag parallel zur Kraftwirkungslinie verschieben, woraus folgt, dass die Zahnachse in der Angulation nicht verändert wird. In der Theorie geschieht dies dann, wenn die Kraftwirkungslinie direkt durch das Widerstandszentrum des Zahnes zieht (siehe Abb. 2). Klinisch ist dies nicht mit einer Kraft allein zu erreichen, da sich das Widerstandszentrum bei einem oberen mittleren Schneidezahn zwischen dem oberen und mittleren Wurzeldrittel etwa 3mm unterhalb des Alveolarknochens befindet (Tanne et al. 1988). Deshalb muss eine kombinierte Anwendung von Drehmoment und Kraft in einem bestimmten Verhältnis erfolgen, dem sog. M/F Verhältnis. Dieses ergibt sich aus dem wirksamen Hebelarm vom Kraftansatzpunktes (z.B. Bracket) zum Widerstandszentrum und beträgt für die translatorische Bewegung eines Frontzahns etwa  $\frac{10\text{Nmm}}{1\text{N}}$  (Harzer 2011; Wichelhaus 2013).



Blau: Effektiver Kraftvektor bzgl. des Widerstandszentrums, sowie Bewegungsrichtung

**Abbildung 2:** Translatorische Bewegungen des Zahnes; dargestellt sind der effektive Kraftvektor (blau), sowie Widerstandszentrum (WZ) und Rotationszentrum (RZ)

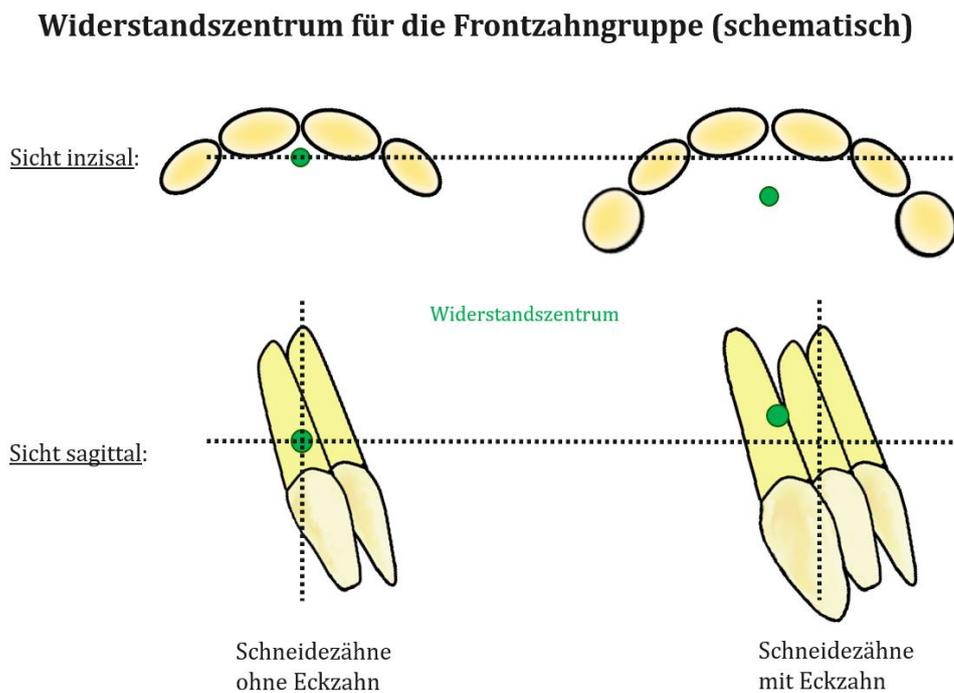
Die körperliche Zahnbewegung stellt biologisch die günstigste Zahnbewegung dar, da die Kraft sich gleichmäßig auf eine größere Fläche der Wurzel verteilt und dementsprechend einen größeren Betrag erreichen darf als bei kippenden Bewegungen. Dies gilt allerdings nur für die Bewegungen in der Sagittalebene. Die Bewegungen in der Vertikalen stellen eine Ausnahme dar, da bei der Intrusion hohe Kräfte am Apex entstehen können, die mit einem verhältnismäßig großen Resorptionsrisiko einhergehen. Als Intrusion wird dabei diejenige körperliche Zahnbewegung bezeichnet, bei der der Zahn entlang seiner Achse nach apikal bewegt wird. Die dazu entgegengesetzte Bewegung ist die Extrusion.

Zusätzlich muss beachtet werden, dass eine klinisch beobachtete körperliche Zahnbewegung sich biomechanisch auch durch die Kombination von Kronenkipfung und Wurzeltorque erreichen lässt, wobei die entsprechenden bereits erwähnten Nachteile auftreten können. Dieses Prinzip wird z.B. bei der Distalisation von Molaren im Oberkiefer mit dem Headgear angewendet.

### 2.1.3 Widerstandszentrum der oberen Inzisivi

Für die kontrollierte Retraktion der Front bei der Extraktionstherapie ist das Wissen über die Lage des Widerstandszentrums der Zähne im Einzelnen sowie der Front als Zahngruppe unabdingbar.

Eine exakte Bestimmung des Widerstandszentrums der einzelnen Zähne erweist sich als schwierig, da dieses von Individuum zu Individuum variieren kann (Yoshida et al. 2001). Es werden in der Literatur zahlreiche Untersuchungen zu diesem Thema beschrieben, die, je nach Methode, zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen. Das Widerstandszentrum eines oberen mittleren Schneidezahns wird in der Literatur zumeist als zwischen dem Unterrand des oberen Viertels und Drittels der Wurzel auf der Zahnachse liegend angegeben (Burstone und Pryputniewicz 1980; Tanne et al. 1988; Vanden Bulcke et al. 1987).



**Abbildung 3:** Das Widerstandszentrum (grün) der Frontzahngruppe mit und ohne Eckzähne; Ansicht in der Koronalebene (oben) und in der Sagittalebene (unten)

Da bei der Retraktion der Front im Rahmen der Extraktionstherapie aber mit Ausnahme des Eckzahns, der oft allein retrahiert wird, mehrere Zähne auf einmal bewegt werden, finden diese theoretischen Werte für das Widerstandszentrum nur bedingt Anwendung. Vielmehr ist es notwendig die vorderen 6 bzw. 4 Frontzähne (je nach Art der Retraktion) als Zahngruppe zu betrachten und ihnen ein gemeinsames Widerstandszentrum zuzuweisen (siehe Abb. 3).

Untersuchungen hierzu wurden an Autopsiematerial durchgeführt (Pedersen et al. 1991). Es zeigte sich, dass das Widerstandszentrum für die vorderen 2 bzw. 6 Zähne bei horizontalen Kräften abhängig von der Kraftgröße etwa 6,5mm apikal der Brackets in der Sagittalebene lag; für ein Segment der vier Inzisivi ohne Eckzähne etwa 1,5mm weiter koronal. Für vertikale Kräfte wanderte das Widerstandszentrum mit der Größe des Zahnsegmentes nach distal. Es befand sich bei einem Segment der mittleren Inzisivi etwa 13mm posterior der Brackets und bewegte sich für ein Segment aller 6 Frontzähne bis zu einem Punkt etwa 3mm distal der Eckzähne. Weitere Untersuchungen anderer Autoren zeigten trotz leichter Abweichungen Ergebnisse in einem ähnlichen Korridor (Dermaut und Vanden Bulcke 1986; Matsui et al. 2000; Vanden Bulcke et al. 1986). Weil es sich bei allen genannten Publikationen um *in-vitro* Studien handelt, sollten sie lediglich als grobe Orientierung dienen. Sie verhelfen allerdings trotzdem zu einem besseren Verständnis der biomechanischen Vorgänge bei der Retraction der Frontzähne.

## **2.2 Extraktionstherapie**

### **2.2.1 Voraussetzungen für die Extraktionstherapie**

Die Idee, Platz für einen ordnungsgemäßen Durchbruch der Zähne über eine gezielte Extraktion bestimmter bleibender Zähne zu schaffen kam schon im 18. Jahrhundert auf (Reichenbach 1967). Seither haben viele weitere Pioniere der Zahnmedizin und Kieferorthopädie dieses Konzept für sich entdeckt und weiterentwickelt, so dass die Indikationsstellungen für die heutige Extraktionstherapie präziser und enger formuliert werden konnten.

Die Extraktionstherapie kann unabhängig von der Angle Klasse dann angewendet werden, wenn ein Platzmangel für die bleibende Dentition besteht, der „nicht durch Distalisation, Protrusion oder Expansion gelöst werden kann“ (Wichelhaus 2013). Weil das Ausmaß des Platzmangels aufgrund vieler Faktoren, wie u.a. protrudierten Fronten, aufgewanderten Seitenzähnen oder einer starken Boltondiskrepanz nicht immer auf den ersten Blick ersichtlich ist, ist zunächst eine exakte Analyse von klinischen Faktoren, sowie Modell- und Fernröntgenseitenanalyse notwendig.

Um vor der Extraktionsentscheidung den bestehenden Platzmangel besser einschätzen zu können, kann das sog. VTO (Visual Treatment Objective) (McLaughlin und Bennett 1999) zu Hilfe gezogen werden. Das VTO führt Informationen sowohl aus Kephalometrie als auch aus der Modellanalyse zusammen und vergleicht diese mit den Therapieoptionen (Strippen,

Distalisation, Protrusion). Dabei werden mehrere Faktoren wie u.a. Frontmittenabweichungen, Achsen der Frontzähne, Engstände oder eine ausgeprägte Speekurve übersichtlich dargestellt, um so die Entscheidung hinsichtlich Extraktions- oder Non-Extraktions-Therapie zu erleichtern.

Zusätzlich zum VTO sollten auch der Wachstumstyp und der Schädelaufbau des Patienten mit in Betracht gezogen werden. So wirkt sich ein vertikaler Schädelaufbau negativ aus, weil „[p]latzschaffende Maßnahmen [...] aufgrund des bissöffnenden Effekts nur eingeschränkt indiziert“ (Wichelhaus 2013) sind.

Des Weiteren stellen auch transversale Engstände ein Problem dar, die in ausgeprägter Form nur durch eine Extraktionstherapie behoben werden können. Das liegt daran, dass zum einen der transversalen Dehnung Grenzen gesetzt sind und zum anderen durch die Dehnung auch nur bedingt Platz in der Sagittalebene gewonnen werden kann. Indikatoren für transversale Enge sind, neben der Modellanalyse, die WALA-Ridge und die Wilson-Kurve. Eine ausgeprägte Wilson-Kurve, welche der transversalen Okklusionskurve entspricht, bzw. eine kaum sichtbare WALA-Ridge sprechen für eine kleine apikale Basis, die Kippungen nach bukkal bzw. eine Dehnung stark limitieren. In der Folge sind in diesen Fällen bei Platzmangel häufig Extraktionen indiziert.

Nicht zuletzt können auch weitere Faktoren wie ausgedehnte Karies an einem bleibenden Seitenzahn oder eine einseitige Nichtanlage eines Zahnes zur Entscheidung für die Extraktionstherapie führen.

### **2.2.2 Formen der Extraktionstherapie**

Die Extraktionstherapie kann in verschiedene Formen eingeteilt werden, je nachdem welche und wie viele Zähne extrahiert werden.

#### **a) Die Extraktion der ersten Prämolaren**

Die wohl am häufigsten angewendete Form ist die Extraktion der ersten permanenten Prämolaren. Sie ist indiziert bei primärem Engstand, v.a. dann, wenn ein Platzmangel in der Front besteht. Der Vorteil dieser Methode besteht darin, dass die Lücke relativ schnell von vorne geschlossen werden kann, weil die posteriore Verankerung auch bei rein dentaler Befestigung stark ist. Als Nachteil wird oft eine Abflachung des Gesichtsprofils diskutiert, welche allerdings durchaus auch gewünscht sein kann. In der Literatur werden lediglich in 10% - 15% der Fälle übermäßig flache Gesichtskonturen nach der Extraktion aller vier ersten Prämolaren beschrieben (Droboccky und Smith 1989).

### **b) Die Extraktion der zweiten Prämolaren**

Wenn die Lücken zu großen Teilen auch von distal geschlossen werden können, wie bei der Klasse III, oder die Engstände geringer ausfallen, kann auch die Extraktion der zweiten permanenten Prämolaren in Betracht gezogen werden. Hierbei ist aufgrund des Verlusts an posteriorer Verankerung eine stärkere Wanderung der Molaren nach mesial bzw. eine geringere Retraktion der Front zu erwarten (Kim et al. 2005). Des Weiteren kann bei ausgeprägten Bolton Diskrepanzen die Extraktion erster Prämolaren in einem, mit der Extraktion der zweiten Prämolaren im anderen Kiefer kombiniert werden, um so die Unterschiede der Zahngrößen auszugleichen.

### **c) Die Extraktion von Molaren**

In selteneren Fällen kann auch die Extraktion der Molaren indiziert sein, insbesondere bei starker kariöser Zerstörung der Sechs-Jahr-Molaren. Weil sich die darauffolgende orthodontische Bewegung biomechanisch aufgrund des Verlusts an Verankerung schwierig gestaltet, ist eine regelhafte Anwendung nicht empfehlenswert. In der Literatur wird auch die Extraktion der zweiten Molaren zumeist im Oberkiefer diskutiert (Mezomo et al. 2010), hierfür ist allerdings eine sorgfältige Auswahl der Fälle notwendig, zumal die Vorteile gegenüber der Extraktion von Prämolaren nicht geklärt sind (Staggers 1990).

### **d) Die Extraktion von Frontzähnen**

Engstände können zudem durch Extraktion eines Frontzahnes aufgelöst werden, die Indikationen dafür sind allerdings eng zu stellen. So ist beispielsweise die Ausgleichsextraktion eines oberen zweiten Inzisivus bei Nichtanlage des Zahnes im gegenüberliegenden Quadranten denkbar. Eine weitere Indikation ist der tertiäre Engstand, der zumeist die Front im Unterkiefer betrifft. Sofern nicht anders möglich können hier mit der Extraktion eines einzelnen unteren Schneidezahns in Kombination mit orthodontischer Behandlung gute Ergebnisse erzielt werden.

## **2.2.3 Symmetrische/asymmetrische Extraktion**

Die Extraktionstherapie kann symmetrisch oder asymmetrisch durchgeführt werden. In der Regel wird die symmetrische Extraktion aller vier Prämolaren empfohlen, da sie funktionell bessere Ergebnisse erzielt (Tayer 1992). Es werden dennoch verschiedene Konzepte für asymmetrische Extraktionen beschrieben, bei denen Zähne in nur einem Kiefer oder Quadranten extrahiert werden, sowie komplett asymmetrische Konzepte, wie die Extraktion dreier Prämolaren (Janson et al. 2007) oder die der Prämolaren im Oberkiefer kombiniert mit

einem einzelnen unteren Inzisivus (Tayer 1992). Diese werden v.a. dann empfohlen, wenn die Engstände asymmetrisch sind oder in einem einzelnen Kiefer stärker ausgeprägt sind. Sie setzen außerdem eine genaue Indikationsstellung voraus und erfordern dementsprechend asymmetrische Mechaniken, die für den Behandler schwieriger zu kontrollieren sind. Die Angle Klasse kann in solchen Fällen am Ende der Behandlung eine Seitenungleichheit besitzen (Melgaço und Araújo 2012).

Die Extraktion von Zähnen in einem einzelnen Kiefer findet des Weiteren Anwendung in der Camouflage-Behandlung, falls eine Umstellungsosteotomie nicht durchführbar ist (Scott Conley und Jernigan 2006). Da diese Art der Behandlung allerdings komplett kompensatorisch ist und eine vorhandene skelettale Diskrepanz nicht behebt, ist trotzdem die Operation zu empfehlen, zumal eine rein dentale Kompensation nicht immer möglich ist. In Ausnahmefällen kann auch die Kombination von bignather Chirurgie mit einer asymmetrischen Extraktionsweise indiziert sein.

### **2.3 Retraktion der Front**

Auf jede Extraktion bleibender Zähne in der Kieferorthopädie folgt eine entsprechende weiterführende orthodontische Behandlung, in der die entstandenen Lücken wieder geschlossen werden. Bei der häufig durchgeführten Extraktion der Prämolaren im Jugendalter erfolgt dieser Lückenschluss über verschiedene Arten der festsitzenden Behandlung. Vor der Entscheidung für eine (modifizierte) Vollbogen- oder Teilbogentechnik muss berücksichtigt werden, ob die Retraktion *en masse* (d.h. alle 6 Frontzähne simultan) oder in zwei Schritten (d.h. zunächst die Eckzähne, danach die Schneidezähne) erfolgen soll.

#### **2.3.1 Unterschiede zwischen *en masse* und zweistufiger Retraktion**

Die Vor- und Nachteile der beiden verschiedenen Ansätze werden teils kontrovers diskutiert. Die Idee der zweistufigen Retraktion besteht darin, durch eine separate Eckzahnretraktion eine bessere Kontrolle über die Bewegung der einzelnen Zähne zu erlangen und zusätzlich einem ggf. möglichen Verlust an Verankerung bei der *En-masse*-Retraktion vorzubeugen. Inwieweit dieser Verankerungsverlust in allen Fällen existiert ist jedoch nicht eindeutig geklärt, da einige Studien in dieser Hinsicht keine Unterschiede zwischen den beiden Methoden gefunden haben (Heo et al. 2007; Xu et al. 2010). Ein direkter Vergleich der Studien erscheint aufgrund verschiedener Studiendesigns hinsichtlich Patientenauswahl, Retraktionsstrecke und eingesetzter Mechaniken jedoch schwierig. Darüber hinaus kann dem postulierten

Verankerungsverlust durch den Einsatz von orthodontischen Miniimplantaten entgegen gewirkt werden (Al-Sibaie und Hajeer 2014). Ein Vorteil der zweistufigen Retraktion besteht allerdings insbesondere bei großen Retraktionsstrecken und schwierigeren Fällen darin, dass die Achsenposition der Front besser kontrolliert werden kann (Heo et al. 2007).

### **2.3.2 Art des Bogens**

Für die Wahl der Bogenmechanik steht grundsätzlich Techniken am vollen Bogen (Gleitbogenmechanik, modifizierte Gleitbogenmechanik) (Andrews 1979; Burstone 1962; McLaughlin und Bennett 1989) oder eine Segmentbogentechnik (Ricketts 1976) zur Auswahl.

In einfacheren Fällen mit Bewegungstrecken unter 4mm und bei Klasse I wird im Münchner Behandlungskonzept zumeist eine Gleitbogenmechanik verwendet, die in schwierigeren Fällen der Klasse I durch friktionsreduzierende Elemente modifiziert werden sollte. Für Klasse II werden als Modifikation orthodontische Implantate in Form von Mikroschrauben verwendet, um im Oberkiefer eine maximale Verankerung zu gewährleisten. Auch für die Klasse III wird in der Regel eine modifizierte Gleitbogenmechanik verwendet (Wichelhaus 2013). Bei der Gleitbogenmechanik muss berücksichtigt werden, dass im Verlauf der Behandlung immer größer werdende Reibungskräfte auftreten, die die therapeutisch eingesetzten Kräfte zur Retraktion erheblich reduzieren können (Kojima und Fukui 2010). Es gibt zahlreiche Studien, die sich mit der Wirkung verschiedener Brackets (konventionell, aktiv/passiv selbstligierend) auf die Reibung beschäftigten, die teils heterogene Ergebnisse liefern. Es scheint allerdings klar scheint, dass die Reibung mit dem Durchmesser des Bogens zunimmt (Ehsani et al. 2009; Stocker et al. 2022).

Die Vorteile der Segmentbogentechnik liegen darin, dass sie dem Behandler mehr Möglichkeiten zur Kontrolle bietet, da Kräfte für einzelne Zahnsegmente genau eingestellt werden können und im Gegensatz zur Gleitbogenmechanik kaum Reibungskräfte auftreten. Aus diesem Grund ist sie u. a. bei größeren Retraktionstrecken für die Eckzähne (größer 4mm), bei Engständen in der Front (mit Protrusion) oder Frontmittenabweichung indiziert (Wichelhaus 2013). Darüber hinaus können bei der Teilbogentechnik verschiedene Drahttypen innerhalb eines Kiefers zugleich verwendet und das Ergebnis der Behandlung besser durch den Behandler definiert werden, da kein Bogen eine Form vorgibt. Nicht zuletzt kann bei einem Tiefbiss außerdem eine Intrusion der Front oder Extrusion der Seitenzähne effektiver umgesetzt werden (Braun und Marcotte 1995). Die Segmentbogentechnik ist in der Anwendung aber auch

aufwendiger, da keine konfektionierten Bögen verwendet werden und ein größeres Maß an Individualisierung notwendig ist.

### 2.3.3 Material und der Durchmesser des Bogens

Nach der Entscheidung über die Art des gewählten Bogens muss zudem auch das Material und der Durchmesser des Bogens passend ausgewählt werden. Prinzipiell stehen hierbei eine große Vielzahl von Material und Durchmesserkombinationen zur Verfügung, wie z.B. NiTi, TMA oder Stahl, die sich alle hinsichtlich der Torqueübertragung und der entstehenden Reibung unterscheiden.

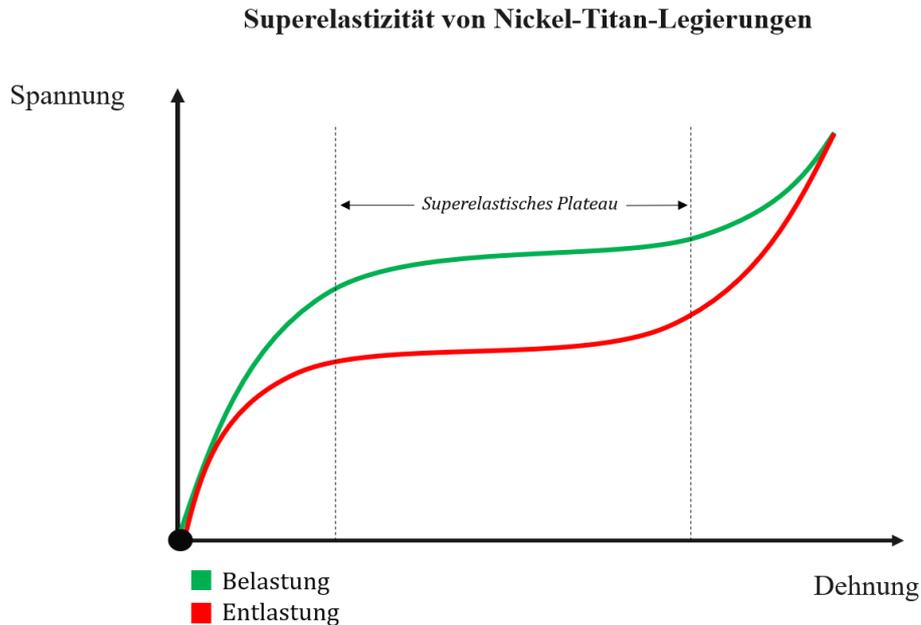
Die entstehenden wirksamen Drehmomente sind bei NiTi am geringsten und liegen dabei deutlich unter denen eines Stahldrahtes bei gleicher Dimension, so dass sich verschiedene Indikationen für die unterschiedlichen Drähte ergeben. Weil zu hohe Drehmomente bei Frontzähnen zu negativen Nebenwirkungen führen können, kann ein NiTi-Draht zum kontrollierten Erreichen des Ergebnisses hilfreich sein und Wurzelresorptionen reduzieren (Wichelhaus et al. 2021). Gegenteilig treten hinsichtlich der Reibung bei TMA und NiTi unter Verwendung gleicher Brackets deutlich höhere Kräfte als bei Stahldrähten auf (Michelberger et al. 2000).

Um die Vorteile verschiedenen Materialien zu vereinen wurden deshalb auch Bögen mit einer Kombination aus Stahl und NiTi entwickelt (Sander und Wichelhaus 1995; Wichelhaus und Sander 1996; Wichelhaus 1999), die im späteren Versuch mit konventionellen Stahldrähten verglichen werden sollen. Ein weiterer Vorteil der NiTi-Drähte ist, dass sie in einem gewissen Temperaturbereich ein sog. superelastisches Verhalten zeigen, wodurch eine konstantere Übertragung von Kräften und Drehmomenten ermöglicht wird, als es bei Stahl oder TMA Legierungen der Fall ist (Pandis und Bourauel 2010).

Das superelastische Plateau ist durch eine nahezu ausbleibende Steigung im Spannungs-Dehnungsdiagramm gekennzeichnet (siehe Abb. 4), was bedeutet, dass auch bei einer Zunahme oder Abnahme der Auslenkung oder Rotation eines Zahnes eine annähernd konstante Kraft bzw. ein konstantes Drehmoment ausgeübt wird.

Einen ebenso großen Einfluss wie das Material an sich hat auch die Dimension des Bogens, da diese einerseits maßgebend für das Spiel des Drahtes im Slot und den somit übertragenen Torque ist. Der Effekt des Spiels ist nicht zu unterschätzen, so kann ein Draht des Maßes 0.017" x 0.025" in einem Slot der Größe 0.018" bis nahezu 15 Grad des eingebogenen Torques durch das effektive Spiel verlieren, während kleinere Drähte des Maßes 0.016" x 0.016" gar

keinen Torque mehr übertragen können (Fischer-Brandies et al. 2000; Wichelhaus 1999). Andererseits überträgt ein größerer Bogenquerschnitt per se auch höhere Kräfte und Momente im Vergleich zu einem kleineren Querschnitt.



**Abbildung 4:** Die Be/Entlastungskurve von NiTi Drähten mit typischem superelastischem Plateau

In der Gleitbogenmechanik werden zur Retraktion der Front und zum Lückenschluss in der Regel 0.018" x 0.025" und 0.019" x 0.025" Stahlbögen eingesetzt. Zusätzlich wird ein Torquewinkel in den Draht eingebogen, der abhängig davon ist, ob der Draht im Oberkiefer oder im Unterkiefer einligiert wird. Der Torquewinkel beträgt dabei zwischen 20° und 30° im Oberkiefer und 10°-20° im Unterkiefer.

Die durch die Drähte und Biegungen entstehenden Kräfte sind groß und können dabei leicht die physiologische Grenze überschreiten. Zudem ist eine präzise Aktivierung aus materialtechnischen Gründen oft problematisch. Deshalb wurden mittlerweile neben Drähten mit rechteckigem Querschnitt auch Drähte mit dreieckigem Querschnitt entwickelt, die in Brackets mit einem speziell V-förmigem Slot verwendet werden und durch Eliminierung des Spiels zwischen Draht und Slot die Kontrolle erhöhen können (Wichelhaus 2017).

### 2.3.4 Art und Material der Brackets

Auch das Bracket selbst spielt eine entscheidende Rolle dabei, wie viel Torque übertragen werden kann. Die Slotgröße muss zum verwendeten Drahtbogen passen und für kleinere Drähte dementsprechend kleinere Brackets (bezogen auf die Slotgröße) ausgewählt werden.

Während früher hauptsächlich Brackets aus Stahl Anwendung fanden, stehen dem Behandler heutzutage eine Vielzahl verschiedener Brackets aus Kunststoff, Stahl oder Keramik zur Verfügung, welche unterschiedliche Einflüsse auf die Torqueübertragung haben. So werden bei gleicher Bauart bei Keramikbrackets die höchsten Drehmomente gemessen, während bei Kunststoffbrackets die geringsten übertragenen Drehmomente auftreten (Morina et al. 2008). Zudem hängt das übertragene Drehmoment auch vom Bracketdesign ab, d.h. ob konventionelle oder selbstligierende Brackets verwendet wurden. Dieser Unterschied fällt im Vergleich zum Einfluss der Slotdimension jedoch geringer aus, solange die Brackets keine Elemente enthalten, die durch aktiven Druck das Spiel verringern können (Huang et al. 2009). Diese sog. aktiven, zumeist selbstligierenden Brackets tendieren dazu höhere Drehmomente als ihre passiven Konterparte zu übertragen (Katsikogianni et al. 2015).

## 2.4 Simulation von Zahnbewegungen

Für die Forschung in der Kieferorthopädie ist es wichtig, verschiedene Ansätze einer möglichen Therapie unter gleichen Voraussetzungen vergleichen zu können, was *in-vivo* leider nur selten möglich ist. Daher ist es notwendig verschiedene Modelle für die Simulation von Zahnbewegungen zu schaffen. Dies ist entweder über mechanische Versuchsstände oder über numerisch-computerbasierte Simulationen möglich. Die Schwierigkeit bei der Simulation einer Zahnbewegung besteht darin, dass der Zahn inklusive Zahnhalteapparat ein komplexes biologisches System darstellt, bei dem die verschiedenen Materialparameter für Knochen, PDL und Zahn und Knochenumbauvorgänge berücksichtigt werden müssen. Der zyklische Vorgang des Knochenumbaus (das sog. *Bone-Remodelling*) ist notwendig, um den Knochen zu erneuern, zu reparieren und ihn darüber hinaus an die bestehenden Belastungen anzupassen (Wise und King 2008). Es spielt in der Orthodontie eine große Rolle, da nur so Zahnbewegungen innerhalb des Knochens möglich sind.

### 2.4.1 Finite Elemente Methode

Eine Methode zur Simulation von Zahnbewegungen ist die Finite Elemente Methode (FEM). Dabei handelt es sich um ein numerisches Modell bei dem ein komplexer Körper auf eine endliche Anzahl von Einheiten, deren physikalisches Verhalten sich leichter beschreiben lässt, reduziert wird. Aus dem Verhalten der einzelnen Einheiten lässt sich dann das Verhalten des gesamten Körpers berechnen.

Bereits in den siebziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts wurden erste Arbeiten publiziert, die die FEM in der zahnmedizinischen Forschung anwendeten (Farah et al. 1973). Obwohl seither durch den Fortschritt in der Computertechnik wesentlich präzisere Berechnungen möglich sind (Hamanaka et al. 2017), variieren die Ergebnisse dennoch, je nachdem welche physikalischen Parameter für die einzelnen Bestandteile des Parodonts gewählt bzw. welche Grundlagen für das *Bone-Remodelling* verwendet werden (Cattaneo et al. 2008).

#### a) Materialparameter

Zwei wichtige Parameter bei der Beschreibung einzelner FEM Elemente eines linear-elastischen Materials sind die Poissonzahl (=Querkontraktionszahl) und das Elastizitätsmodul.

Zur Vereinfachung und wegen des geringen Einflusses werden diese Parameter sowohl für Dentin und Zahnschmelz, als auch für die verschiedenen Schichten des Knochens (Kortikalis/Spongiosa) oft als einheitlich und isotrop angenommen (Bourauel et al. 1999). Trotzdem weisen einige Autoren den spongiösen/kortikalen Arealen des Knochens auch mehrere verschiedene Werte für E-Modul und Querkontraktionszahl zu. Komplexer verhält es sich mit den Charakteristika des PDL, da dieses in der Natur nichtlineares und viskoelastisches Verhalten zeigt und durch den gerichteten, faserartigen Aufbau auch unterschiedlich auf verschiedene Richtungen der Krafteinleitung reagiert. Zu dessen Beschreibung existieren sowohl isotrope als auch anisotrope Ansätze (Provatidis 2000), wobei anisotrop bedeutet, dass sich die Elastizität in Abhängigkeit der Zugrichtung ändert. Außerdem bestehen linear und seltener auch nichtlinear elastische Ansätze, wobei letztere einen beginnenden Kontakt der Wurzel mit dem Knochen simulieren sollen.

#### b) Knochenumbauvorgänge in der FEM

Auch wenn das *Bone-Remodelling* für die Bestimmung des Widerstandszentrums und die initiale Zahnbewegung noch keine Rolle spielt, so muss es für komplexere Simulationen über längere Bewegungsstrecken doch in die FEM integriert werden, da biologisch ohne

Knochenumbau keine Zahnbewegung möglich wäre. Bezüglich des biologischen Auslösers für das *Remodelling* bestehen verschiedene Theorien. Verbreitete Annahmen machen entweder Druckspannungen oder Scherspannungen im Alveolarknochen für den Knochenumbau verantwortlich, andere Theorien gehen aber auch von einem Einfluss des Zugs im PDL aus (Melsen 2001; Wang et al. 2014). Es zeigte sich, dass ein auf Basis der *Bone-Modelling* Theorien entwickeltes FE-Modell eine gute Näherung an die *in-vivo* beobachteten Zahnbewegungen bietet und deshalb in der Forschung oder Behandlungsplanung angewendet werden kann (Bourauel et al. 2000). Auch die Integration von in einem biomechanischen Versuch ermittelten Kräften in eine FE-Simulation mit *Bone-Remodelling* ist möglich und kann nützlich sein, wenn das angewendete orthodontische Gerät zu komplex für eine rein computerbasierte Simulation ist (Geiger et al. 2011).

#### 2.4.2 Biomechanische Versuchsstände

Die Schwierigkeit einer rein computerbasierten Simulation besteht oft darin, dass viele der in der Kieferorthopädie angewendeten Apparaturen so komplex aufgebaut sind, dass sie nur schwer in digitalen Modellen abgebildet werden können. Im Gegensatz dazu können sie im biomechanischen Versuch real verwendet und demzufolge auch vermessen werden (z.B. Brackets an einem Typodont). Dadurch werden auch schwierig zu erfassende Faktoren, wie die Friktion, berücksichtigt, die nur mit großem Aufwand numerisch simuliert werden können. Biologische Faktoren wie *Bone-Remodelling* oder Einflüsse des Paradontiums werden im biomechanischen Versuch aber zumeist nicht oder nur über Umwege erfasst.

Zur genaueren Erforschung der bei der kieferorthopädischen Behandlung auftretenden Kräfte und Drehmomente wurde 1991 an der Universität Bonn das sog. OMSS (Orthodontisches Mess- und Simulationssystem) entwickelt, welches beispielhaft für den Aufbau eines biomechanischen Versuchsstands erklärt werden soll (Bourauel et al. 1992; Drescher et al. 1991). Ein wesentlicher Vorteil des OMSS ist die Möglichkeit, simultan sowohl Kräfte zu messen, als auch die daraus resultierenden Bewegungen nachzuvollziehen. Der Aufbau besteht aus zwei Kraft/Momentsensoren, zwei an Motoren angeschlossenen Positioniertischen, die sich in sechs Freiheitsgraden (drei Rotationen und drei Translationen) verstellen lassen, und der daran angeschlossenen Hardware zur Auswertung, einschließlich eines Steuerungsprogramms. Um die gemessenen Kräfte und Momente in eine Bewegung umzusetzen ist ein mathematisches Modell notwendig, das zunächst den effektiven Kraftvektor auf das Widerstandszentrum ermittelt und dann basierend darauf einen Bewegungsvektor errechnet, der von den Motoren umgesetzt werden kann. Dies geschieht über eine numerische Näherung. Durch eine

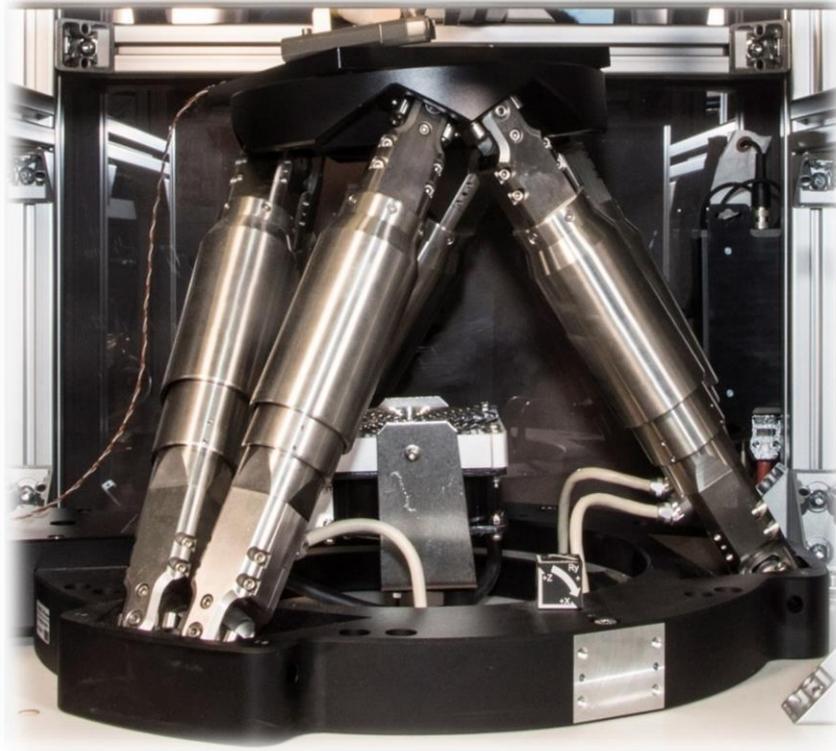
ausreichend kleine Bewegungsstrecke und mehrmalige Wiederholungen kann so eine komplette Behandlungssequenz simuliert werden. Auf diese Weise können über die traditionellen statischen Messungen auch dynamische Messungen getätigt werden. Dieses Prinzip wird als sog. kraftgesteuerter Versuch bezeichnet, bei dem ein geschlossener Regelkreis die vorhandenen Kräfte und Momente solange durch Bewegung der motorischen Verfahreinheiten abbaut, bis keine weitere Reduzierung mehr möglich ist. Dies soll auch im später vorgestellten Versuch angewendet werden. Das Gegenteil eines kraftgesteuerten Versuchs ist ein bewegungsgesteuerter Versuch, bei dem zunächst durch den Anwender eine Bewegungsstrecke festgelegt wird, die später nach festem Muster abgefahren wird. Diese Technik findet in der vorliegenden Arbeit jedoch keine Anwendung.

Durch die eingeschränkte Anzahl von Sensoren ist das OMSS allerdings nicht in der Lage, Kräfte für mehrere Einzelzähne zeitgleich aufzunehmen. Zwar wurde mit dem sog. Orthodontic Simulator (OSIM) ein Aufbau entwickelt, der es durch insgesamt 14 Kraft/Drehmomentsensoren ermöglicht, Kräfte für einen gesamten Zahnbogen in einem Einzelkiefer wiederzugeben, allerdings können mit dem OSIM nur statische Messungen getätigt werden. Eine kontinuierliche Simulation einer Behandlungssequenz ist deshalb nicht möglich (Badawi et al. 2009).

Neben zahlreichen FE-Simulationen werden in der Literatur nur wenige Versuchsstände beschrieben, die wie das OMSS zu einer dynamischen Simulation von Zahnbewegungen in der Lage sind bzw. kraftgesteuert arbeiten können. So wird aber auch ein System beschrieben, das nach einem ähnlichen Muster Einzelzahnbewegungen simulieren kann und sich dabei auf einen Versuchstand mit Hexapod stützt (Geiger 2013).

### **2.4.3 Hexapoden in biomechanischen Versuchsständen**

Der Name „Hexapod“ leitet sich aus dem Griechischen ab und beschreibt eine parallelkinematische Maschine, die der Wortbedeutung entsprechend sechs Standfüße mit Linearachsen besitzt, die sich alle über einen separaten Antrieb ansteuern und in der Länge verändern lassen. Diese in der Länge veränderlichen „Beine“ verbinden eine Grundplatte mit einer darüber liegenden Plattform, die dadurch in sechs Freiheitsgraden (drei Rotationen und drei Translationen) bewegt werden kann (siehe Abb. 5). Man spricht deshalb auch von einer geschlossenen kinematischen Kette. Durch die Bauweise wird eine präzise Darstellung von Translationen und Rotationen in allen drei Raumrichtungen mit kaum messbarem Spiel durch die geschlossene kinematische Kette erreicht.



**Abbildung 5:** Der an der LMU München verwendete Hexapod HP-550 (Firma PI, Karlsruhe, Deutschland)

Während Vollmer et al. (2001) den Hexapod noch zur Digitalisierung von Versatzdaten für die orthognathe Chirurgie einsetzte, sind in der Literatur auch zahlreiche Publikationen erschienen, bei denen ein Hexapod anderweitig in einem biomechanischen/kieferorthopädischen Versuch angewendet wird. So wurde das HexMeS (Hexapod Mess System) entwickelt, das für Fragen der dentalen Biomechanik und somit auch für kieferorthopädische Forschungszwecke angewendet werden kann (Keilig et al. 2004).

Neben dem Hexapod und einem dreidimensionalen Kraft- und Drehmomentsensor zur Auswertung der Kräfte verfügt dieser Aufbau als Besonderheit auch über CCD Kameras, die eine Positionsauswertung zusätzlich zur internen des Hexapods bieten. Diese ist bei den geringen Kräften der Kieferorthopädie aber nicht notwendig, da der Hexapod eine ausreichende Steifigkeit besitzt. Das HexMeS kam in der Folge in zahlreichen Publikationen zum Einsatz (Baxmann 2007; Keilig 2008; Papadopoulou et al. 2014).

Anderen Autoren gelang ebenfalls die Etablierung eines biomechanischen Versuchstands basierend auf einem Hexapod. So wurden unter anderem die entstehenden Kräfte bei der Ausrotation von Prämolaren/Eckzähnen oder bei der Nivellierung eines Molaren in Supraposition dargestellt (Sander et al. 2006a, 2006b). Auch an der Universität Basel wurde bereits erfolgreich mit einem Hexapod gearbeitet. Dort wurden dabei die von bimaxillären Positionern ausgehenden Kräfte (Lochmatter et al. 2012) untersucht und gemessen.

In der Literatur wurde außerdem gezeigt, dass der Hexapod auch zur dynamischen Simulation von Zahnbewegungen geeignet ist (Geiger 2013). Dazu kann die sog. Pivot-Funktion des Hexapods genutzt, welche es ermöglicht, die Arbeitsplattform um einen fixen Punkt rotieren zu lassen – ein Vorteil gegenüber anderen in der Forschung verwendeten Robotern. Zur Anpassung an klinisch beobachtete Bewegungsmuster wurden Messwerte der FEM für die Entwicklung eines geeigneten Algorithmus für die schrittweise Bewegung des Zahnes genutzt, so dass die Simulation der Bewegung eines Molaren mit guter Näherung gelang.

Schlussendlich zeigt sich, dass Hexapoden in der kieferorthopädischen Forschung sinnvoll und in einem breiten Themenspektrum eingesetzt werden können. Aus diesem Grund wird im Folgenden ein Versuchstand mit Hexapod vorgestellt, der die dynamische Simulation von Zahnbewegungen ermöglicht. Mit Hilfe dieses Versuchstand sollen komplexe Fragestellungen hinsichtlich verschiedener in der Kieferorthopädie verwendeten Materialien (Brackets verschiedener Hersteller, unterschiedliche kieferorthopädische Bögen) beantwortet werden, welche von einer FE-Simulation nicht erfasst werden können. Neben den entstehenden Kräften und Drehmomenten werden dabei ebenso die Zahnbewegung eines bestimmten Zahnsegments oder Einzelzahnes nachvollzogen und der Verlauf einer Behandlung simuliert. Die Validität des Versuchstand wird dabei anhand der Messung des Drehmoments bei Torqueanwendung auf die oberen Inzisiven demonstriert, wobei zugleich die Vorteile eines Torquesegmentbogen verglichen mit konventionellen Stahlbögen aufgezeigt werden.

### 3. Problemstellung und Zielsetzung

Bewegungen der Frontzähne stellen für den Kieferorthopäden eine besondere Herausforderung dar, insbesondere weil Ästhetik und Funktion gleichermaßen für den Behandlungserfolg entscheidend sind. Zudem besteht das der Behandlung inhärente Risiko für Resorptionen der Wurzeln. Dementsprechend sorgfältig muss auch die Planung einer Retraktion erfolgen, v.a. wenn eine Bewegung über eine größere Strecke von mehreren Millimetern notwendig ist. Spezieller Fokus liegt auf der Kontrolle der Achsposition der Frontzähne, denn um das gewünschte Resultat zu erreichen, sind genaue Kenntnisse über das wirksame Drehmoment und die entstehenden Kräfte am Zahn notwendig.

Die Entscheidungsfindung ist dabei nicht leicht, da eine Vielzahl von Materialien diverser Hersteller für die Behandlung zur Verfügung stehen, die nicht ohne Weiteres objektiv untereinander verglichen werden können. Das primäre Ziel der vorgestellten Arbeit besteht deshalb darin, einen neuen biomechanischen Versuchstand zu etablieren, der in der Lage ist, durch Simulation der Zahnbewegung u.a. die entstehenden Kräfte und Drehmomente bei der Behandlung (insbesondere bei der Applikation von Torque auf die Frontzähne) mit verschiedenen Drahtdurchmessern und Materialien zu messen und zu bewerten. Erreicht wird diese Simulation mit Hilfe eines Hexapods, wobei die Messung durch einen kombinierten Kraft-/Drehmomentsensor erfolgt. Auf den Versuchsaufbau soll besonderes Augenmerk gelegt werden, da er von Grund auf entwickelt wurde und als Basis für weiterführende Forschung dienen soll. Um dem Ziel einer möglichst realistischen Simulation einer kieferorthopädischen Behandlung möglichst nahe zu kommen, wird ein kraftgesteuerter Versuchsablauf angewendet. Dadurch wird der gesamte Bewegungsablauf eines Zahnsegments oder Einzelzahns ohne Eingreifen durch den Versuchsanwender selbstständig vom Hexapod nachvollzogen.

Zur Validierung des Versuchstandes wird des Weiteren untersucht, inwieweit die Verwendung eines Compound-Retraktionsbogens mit einem Segment aus NiTi-Legierung zur besseren Kontrolle des Torques beitragen kann. Dies stellt dabei gleichzeitig das sekundäre Ziel der vorgelegten Arbeit dar. Die Ergebnisse sollen es ermöglichen, die Effizienz der getesteten Systeme - konventionelle Stahlbögen und Compoundbögen - gegeneinander einzuordnen.

## 4. Material und Methode

### 4.1 Modell

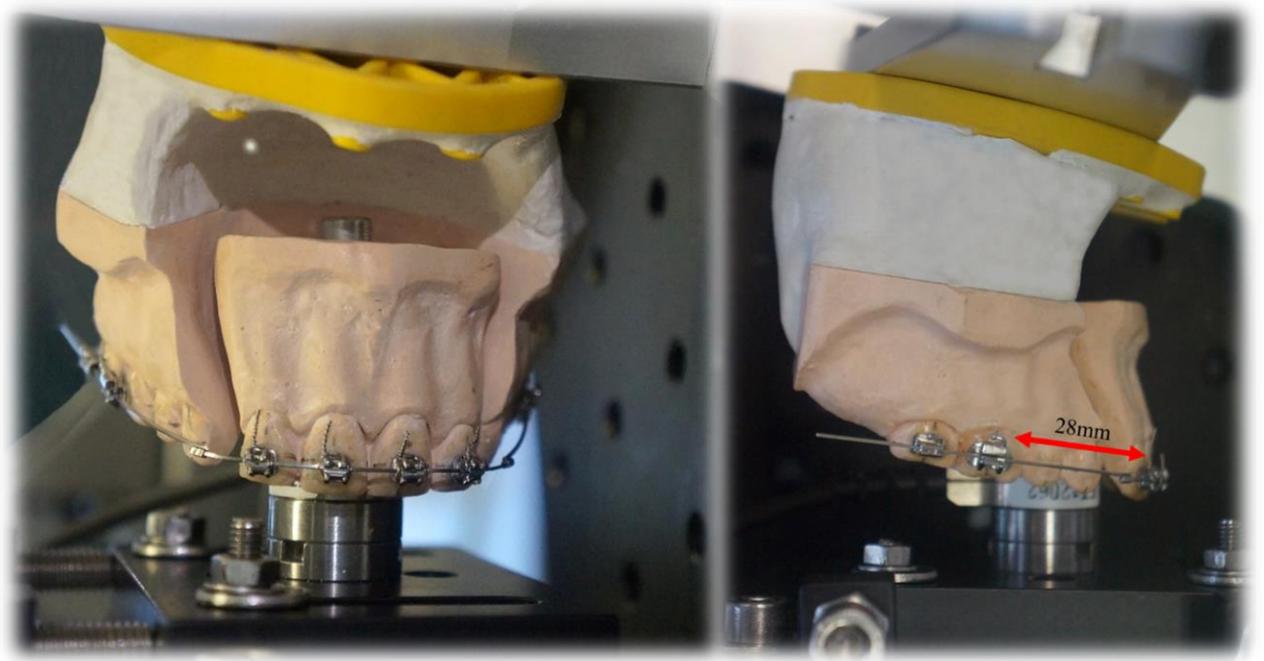
#### 4.1.1 Gipsmodell

Für den Versuch wurde ein eigenes Modell auf Basis eines Typodonts (Firma Frasaco; Tettngang, Deutschland) erstellt. Eine Modifizierung des Typodonts war deshalb notwendig, da das Modell zum einen noch die ersten Prämolaren enthielt und zum anderen der Gaumen geringfügig verengt werden musste.

Im ersten Schritt der Modifikation wurden die ersten Prämolaren aus dem Typodonts entfernt und durch die Eckzähne ersetzt, da im Versuch die Eckzähne als bereits retrahiert angenommen wurden. Danach erfolgte eine Abformung mit Alginat, aus welcher ein erstes Gipsmodell erstellt werden konnte. Dieses Gipsmodell wurde im Labor in zwei Seitenzahnsegmente (2. Molar bis Eckzahn) für die beiden Quadranten, sowie ein Frontzahnsegment (seitlicher Inzisivus 12 bis seitlicher Inzisivus 22) getrennt, um diese anschließend neu zueinander orientieren zu können. In der zweiten Modifikation wurden die einzelnen Segmente dann so angeordnet, dass der Gaumen entsprechend der fehlenden ersten Prämolaren verengt werden konnte. Zusätzlich wurde ein passender Abstand zwischen seitlichen Schneidezähnen und Eckzähnen eingerichtet. Zuletzt wurden die Eckzähne vestibulär mit Wachs verbreitert, so dass später ein ideales Kleben der Brackets in einem harmonischen Bogen gewährleistet werden konnte. Die drei Segmente wurden zueinander mit Klebewachs fixiert, so dass danach eine Abformung mit Silikon erfolgen konnte. Dieser so entstandene Silikonmodell (=Hohlform) stellte die Basis für das Meistermodell dar, das im Versuch verwendet wurde.

Da das endgültige Modell aus zwei Teilen, nämlich dem Frontzahnsegment, von Zahn 12 bis Zahn 22, und einem Seitenzahnsegment mit allen Seitenzähnen und den Eckzähnen beider Seiten bestehen sollte, mussten diese aus mehreren Ausgüssen des Silikonmodell hergestellt werden. Während das Seitenzahnsegment nicht weiter modifiziert werden musste, wurde das Frontzahnsegment mit einer Bohrung versehen, in die eine Metallhülse mit Auflage für den im Versuch verwendeten Kraft/Momentsensor eingearbeitet werden konnte. Das Seitenzahnsegment hingegen wurde zur Platzierung im Versuchsstand auf einer verschraubbaren Artikulatoremontageplatte (Firma SAM; München, Deutschland) mit

Artikulorgips fixiert. Abb. 6 zeigt beide Teile des Gipsmodells nach Montage im Versuchsstand in ihrer Ausgangsposition.



**Abbildung 6:** Das Gipsmodell im Aufbau; Ansicht von Frontal (links) und von Sagittal (rechts). Man beachte den Abstand von 28mm zwischen den Brackets der Molaren und denen der zweiten Inzisiven (rechts). Das Frontzahnsegment ist mit dem ortsfesten Sensor verbunden, während das restliche Modell mit dem beweglichen Teil des Hexapod verschraubt ist.

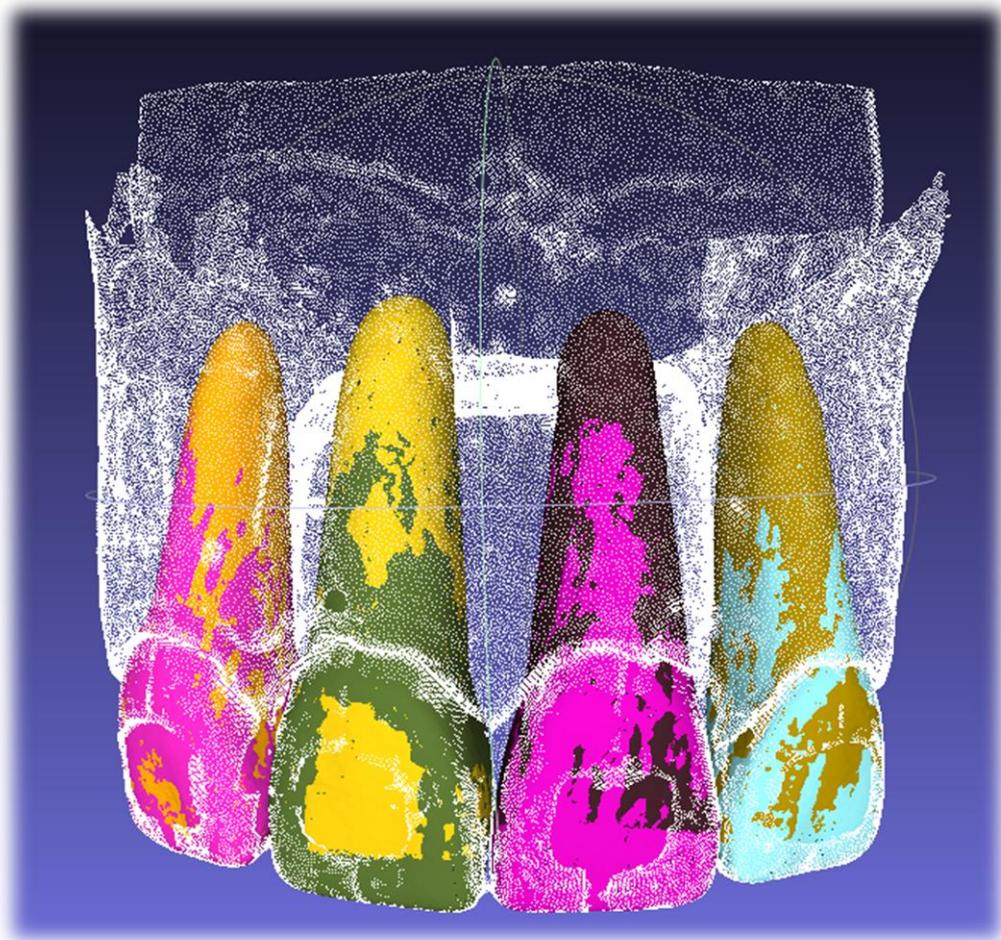
Der Abstand der Brackets am ersten Molaren und seitlichen Schneidezahn betrug hierbei 28mm.

Auf die beschriebene Art und Weise wurden zwei Frontzahn/Seitenzahnpaare erstellt, wobei nur ein Paar für die Messungen eingesetzt wurde, da aufgrund der Herstellungsweise keine absolute Übereinstimmung der beiden Modelle gewährleistet hätte werden können.

#### 4.1.2 Digitalisierung des Modells

Zur Digitalisierung des Modells wurden sowohl das gefertigte Gipsmodell als auch die vier Inzisivi des Fracomodells mit dem 3D Scanner Everest Scan (KaVo Dental GmbH, Biberach an der Riß, Deutschland) und der zugehörigen Software Everest Scan Control (Version 8.2.1.11; KaVo Dental GmbH, Biberach an der Riß, Deutschland) in Datensätze überführt. Dazu soll erwähnt werden, dass die Modellzähne um eine Wurzelspitze aus Wachs ergänzt wurden, da nur so eine spätere Bestimmung des Widerstandszentrums möglich war. Bei der Wurzellänge wurde sich dabei am unteren Ende der in der Literatur angegebenen Durchschnittswerte orientiert, wobei eine Gesamtlänge des ersten Schneidezahns mit ca. 22mm

und des zweiten Schneidezahns von ca. 21mm angenommen wurde (Hülsmann 2008). Als Resultat ergaben sich also Rohdaten der digitalen Modelle des Frontzahnsegments, eines der Seitenzähne, sowie der einzelnen Frontzähne. Im Anschluss wurden die Rohdaten im Programm MeshLab (v2016/12) weiterbearbeitet (Cignoni et al. 2008). Weil das Frontzahnsegment im Scan keine Information über die Lage der Wurzeln enthielt, wurden die Daten des Segments mit den Daten der einzelnen Frontzähne „gematched“, das heißt die Datensätze wurden zusammengeführt, so dass die Lage der Wurzeln zueinander sichtbar wurde. Abb. 7 zeigt das Ergebnis dieses Prozesses, der vom Programm über den sog. ICP-Algorithmus umgesetzt wird.



**Abbildung 7:** Die verschiedenen Datensätze der einzelnen Zähne „gematched“ mit dem gesamten Modell des Frontzahnsegments im Programm Meshlab. Das weiße Gitternetz stellt den Scan des Frontzahnsegments dar. Die farbigen Teilbereiche entsprechen den Scans der Einzelzähne.

ICP steht hierbei für Iterative Closest Point, ein mathematisches Verfahren, bei dem jedem Punkt einer Punktwolke ein möglichst naher Punkt einer weiteren Punktwolke zugeordnet wird. Auf diese Art und Weise ist es möglich, dreidimensionale Modelle möglichst deckungsgleich zueinander zu orientieren.

Später wurde das erhaltene 3D Modell des Frontzahnbereichs auf die die Wurzeln der Zähne reduziert, was es ermöglichte, über die Oberfläche der Wurzeln im Datensatz mit demselben Programm näherungsweise das Widerstandszentrum der Inzisiven zu errechnen. Dieses Widerstandszentrum konnte dadurch direkt in Bezug zum Versuchsaufbau/Hexapod gesetzt werden. Außerdem wird dieses virtuelle Widerstandszentrum für die Kombination aller vier Inzisiven im Versuch als Pivotpunkt (=Drehpunkt) des Hexapods für Rotationsbewegungen verwendet, was die Entwicklung der Steuerungssoftware deutlich vereinfachte. Darüber hinaus wurden digitale Schattenprojektionen der einzelnen Wurzeln in den jeweiligen Ebenen erstellt (Sagittalebene, Frontalebene, Horizontalebene). Diese Projektionen dienten der ungefähren Berechnung der Oberfläche der Wurzeln in den einzelnen Ebenen, um so den relativen Widerstand des Knochens bzw. der Wurzeln bei Bewegungen in verschiedenen Raumrichtungen abschätzen zu können. Die ermittelten Werte fanden Verwendung in der sog. Bewegungsmatrix, um die Verhältnisse der Bewegungsamplituden der Zähne bei gleicher Kraft in verschiedenen Raumrichtungen aufeinander abstimmen zu können. Diese Matrix wird vom Steuerungsprogramm verwendet (vgl. 4.4.2).

Zuletzt ließ sich anhand des 3D Modells auch die Position der Brackets im Vergleich zum Widerstandszentrum bzw. zum Kraftsensor abschätzen, da Teile der Scans mit bereits positionierten Brackets durchgeführt wurden. Der Abstand der Brackets zum Kraftsensor spielt eine Rolle für die Umrechnung der Drehmomente in der Software, da auf diese Weise Drehmomentwerte am Kraftansatzpunkt (=CoF, Center of Force) errechnet werden können.

## 4.2 Verwendete Brackets und Drahtbögen

Bei den im Versuch verwendeten Brackets handelt es sich um selbstligierende In-Ovation® R-Brackets (Dentsply/Sirona, New York, USA) mit einem 0.022" breiten Slot. Neben der Tatsache, dass es sich hierbei um marktgängige und etablierte Produkte handelt, begründet sich die getroffene Auswahl darauf, dass diese Brackets eine relativ gute Übertragung von Drehmomenten bieten (Major et al. 2011) und sich gleichzeitig der Draht auch bei schlechter Erreichbarkeit innerhalb des Versuchsaufbaus gut einligieren ließen. Die Brackets wurden mit Hilfe eines Bogens passiv auf das Modell geklebt, so dass in der Ausgangssituation des Aufbaus bei einligiertem, ungetorquetem Drahtbogen weder Kräfte noch Drehmomente am Frontzahnsegment auftraten. Auf das Modell geklebt wurden jeweils nur die Brackets an den Inzisiven und den Molaren (inkl. der zweiten Molaren). Auf Brackets an Prämolaren/Eckzähnen wurde zunächst verzichtet, um die Ergebnisse besser mit früheren

Versuchen vergleichen zu können. Zusätzlich wurden alle Bögen während des Versuchs mit vorgeformten Draht-Ligaturen (Forestadent, Pforzheim, Deutschland) gesichert, um einen exakten Sitz innerhalb des Brackets zu gewährleisten. Es wurde allerdings auch ein einzelner NiTi-Draht sowohl mit als auch ohne Ligatur gemessen, um die Größe des Einflusses der Ligatur an einem passiv ligierenden Bracket einschätzen zu können. Tabelle 1 zeigt eine Übersicht über die verwendeten Drähte.

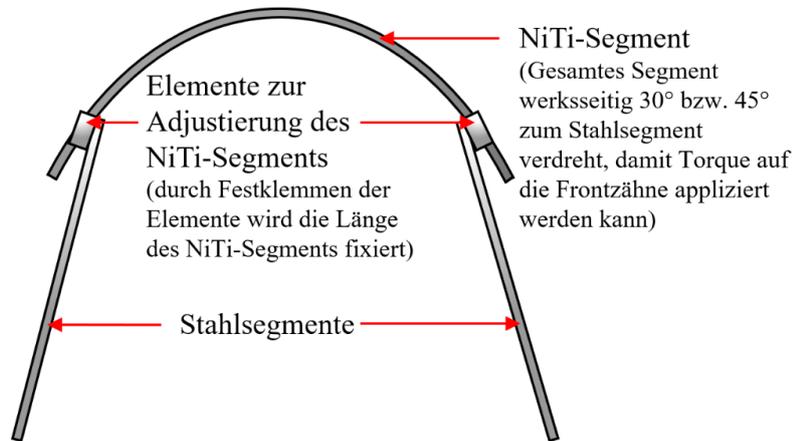
**Tabelle 1:** Übersicht über die Proben

	Stahl		NiTi-Compound	
<b>Bogendimension</b>	0.017" x 0.025"	0.018" x 0.025"	0.017" x 0.025"	0.018" x 0.025"
<b>Torque</b>	30°	30°	30°	45°
<b>Anzahl der gemessenen Drähte</b>	10	10	10	10 + 1
<b>Hersteller</b>	Forestadent (Pforzheim, Deutschland)			
<b>Bezeichnung</b>	Stahlbögen (Euro-Smile-Form)	Stahlbögen (Straight-Arch-Form)	Retraktions- und Torquebogen	
<b>Referenznummer</b>	201-3743	202-3745	210-2044	210-2046

Generell wurden für die Versuche sowohl herkömmliche Stahlbögen der Firma Forestadent (Forestadent, Pforzheim, Deutschland) in den Größen 0,017" x 0,025" bzw. 0,018" x 0,025" mit jeweils 30° manuell eingebogenem Torque, als auch Torquesegmentbögen (siehe Abb. 8) in den identischen Größen mit einem vorgetorqueten Frontanteil (30° bei 0,017", sowie 45° bei 0,018") aus NiTi verwendet.

Der Vorteil letzterer Bögen soll in einer gleichmäßigeren Übertragung von Drehmomenten bei gleichzeitiger betragsmäßig geringerer Drehmomententwicklung im Vergleich zu reinen Stahlbögen mit vergleichbarem Torque liegen, was im vorgestellten Aufbau untersucht werden sollte. Konkret handelte es sich hierbei um den Retraktions- und Torquebogen, ebenfalls der Firma Forestadent (Forestadent, Pforzheim, Deutschland).

## Torquesegmentbogen (schematisch)



**Abbildung 8:** Aufbau eines Torquesegmentbogens (schematisch) mit NiTi-Segment im Frontzahnbereich und Stahlsegmenten im Seitenzahnbereich

Obwohl diese Bögen bereits ab Werk Torque enthalten, wodurch das Einbiegen von Torque entfiel, mussten sie ebenso wie die Stahlbögen manuell entsprechend des Zahnbogens und der Lage der Brackets angepasst werden. Alle für den Versuch verwendeten Bögen (Stahl und Compound) wurden vom selben Behandler auf den enthaltenen Torque und die Passform des Bogens geprüft und einligiert, um behandler-spezifische Abweichungen möglichst gering zu halten.

### 4.3 Versuchsaufbau

#### 4.3.1 Hexapod

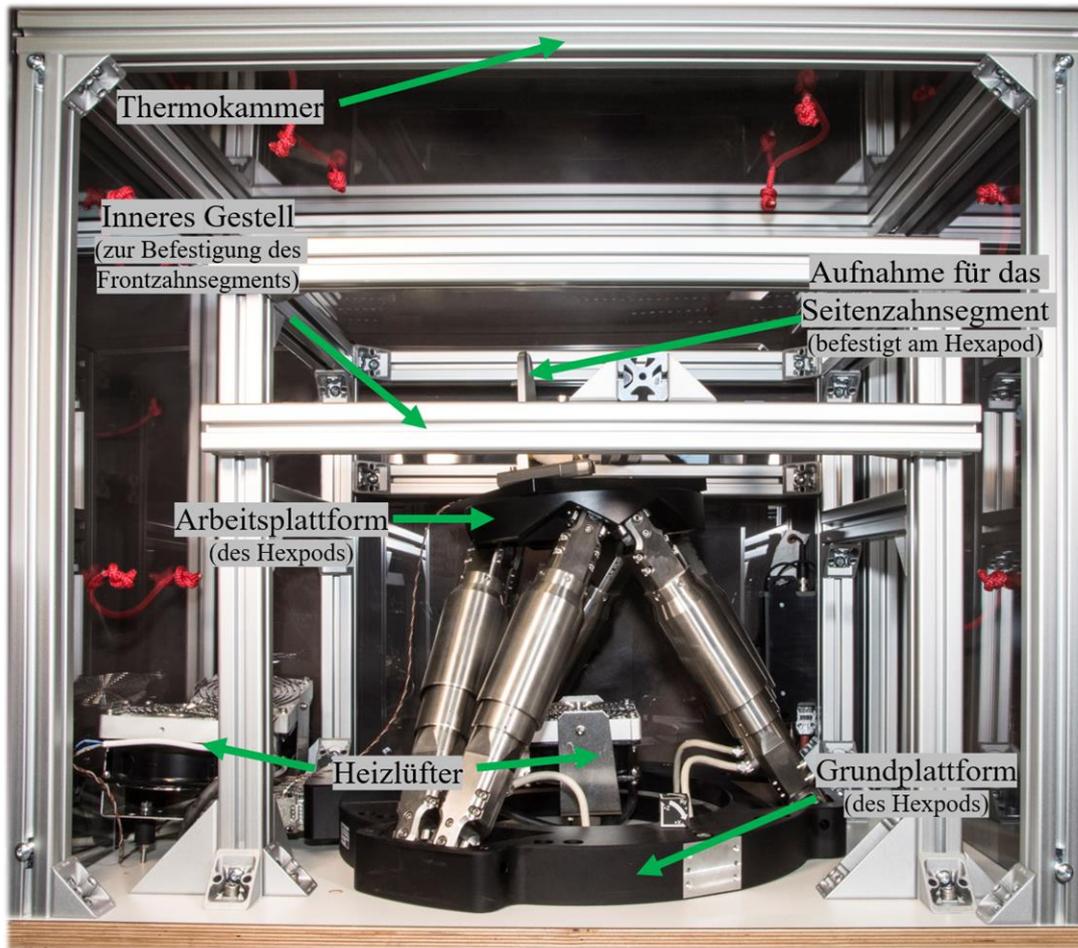
Beim verwendeten Hexapod handelt es sich um den HP-550 (Firma PI, Karlsruhe, Deutschland), der wie andere Hexapoden durch die sechs hydraulisch ausfahrbaren Standbeine mit sechs einzeln ansteuerbaren Motoren den Vorteil der exakten Positionierung und Positionsstabilität bietet. Die bidirektionale Wiederholbarkeit einer Bewegung beträgt bei diesem Hexapod  $\pm 3\mu\text{m}$  für die Koordinaten in der vertikalen Position und  $\pm 4\mu\text{m}$  für die Koordinaten in der horizontalen Ebene, für Rotationen liegt sie bei  $\pm 0,002^\circ$ . Dieses Maß gibt an, wie groß die Standardabweichung bei einer bestimmten Position ist, wenn sie aus entgegengesetzten Richtungen angefahren wird.

Die Auflösung der Positionsabfrage des Hexapods beträgt  $0,016 \mu\text{m}$  ohne Last, verringert sich aber je nachdem wie stark die Arbeitsplattform mit Gewicht belastet wird. Im schlechtesten Fall beträgt sie  $0,5 \mu\text{m}$  für Positionskordinaten. Für Rotationen wiederum hängt die Auflösung der Positionsabfrage vom Rotationszentrum ab, liegt aber selbst unter hoher Last bei  $0,00057^\circ$ . Die angegebene maximale Belastung auf einer Achse senkrecht zur Arbeitsplattform beträgt  $50\text{kg}$ , während für die anderen Achsen  $30\text{kg}$  angegeben sind. Die Belastung der Plattform im vorgestellten Aufbau betrug allerdings lediglich etwa  $0,5 \text{ kg}$ .

Die sechs Standbeine ermöglichen eine Steuerung der Bewegung in sechs Freiheitsgraden, wodurch der Hexapod gleichzeitig Translationen als auch Rotationen im dreidimensionalen Raum abbilden kann. Dies stellt die Grundlage zur realistischen Simulation einer Zahnbewegung dar. Eine Besonderheit des HP-550 ist die zusätzlich vorhandene Möglichkeit, einen Pivotpunkt zu definieren. Der Pivotpunkt ist der Punkt, bezüglich dem die Arbeitsplattform des Hexapods ihre Rotationen durchführt. Diese Funktion ermöglicht eine erleichterte Bedienung, wenn der Hexapod um einen speziellen Punkt – wie z.B. im vorgestellten Aufbau das Widerstandszentrum der Zahngruppe – rotieren soll, da weniger Umrechnungen notwendig werden. Um die gerätespezifische sehr hohe Genauigkeit bestmöglich auszunutzen, wurde der Hexapod fest auf einer schwingungsdämpfenden Grundplatte verschraubt.

#### **4.3.2 Versuchsaufbau und Sensorik**

Zusätzlich zum Hexapod wurde auf der Grundplatte ein Gestell zur Befestigung des Frontzahnsegments und ein weiteres, äußeres Gehäuse, welches als Thermokammer dient, montiert (siehe Abb. 9). Letzteres ist mit Plexiglas verkleidet und wird von drei Heizlüftern, welche über einen PID Controller (TM-105; TOHO electronics, Nishihashimoto, Japan) gesteuert werden, beheizt. Das ist insbesondere deshalb wichtig, weil neben herkömmlichen Bögen aus Stahl im Versuch auch NiTi Compound Bögen verwendet wurden, deren Kraftabgabe sich mit der Temperatur deutlich ändert. Um die physiologischen Bedingungen widerzuspiegeln, wurden alle Versuche bei  $37 \text{ Grad Celsius}$  durchgeführt. Dies ist entscheidend für den Verlauf der Spannungs-Dehnungskurve und damit den pseudoelastischen Bereich der temperaturempfindlichen NiTi-Bögen.



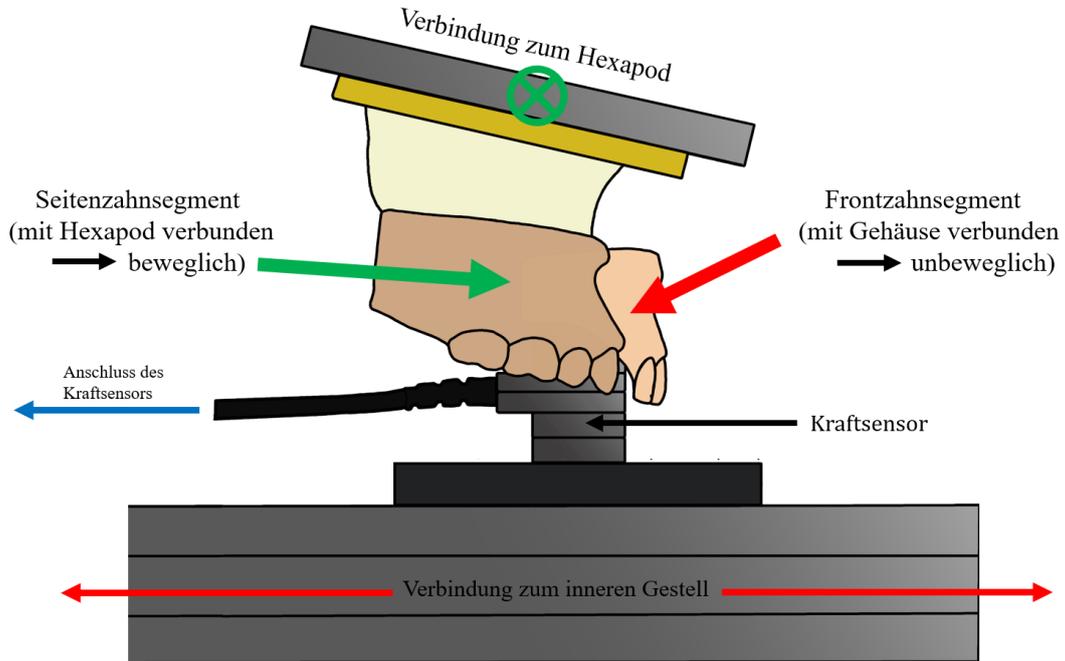
**Abbildung 9:** Der komplette Aufbau mit dem Hexapod, inklusive Montageplatte und Thermokammer

Um auch das Seitenzahnsegment auf dem Hexapod befestigen zu können, wurde eine modifizierte Basis des SAM 2 Artikulators (Firma SAM Präzisionstechnik, München, Deutschland) von der Firma SAM Präzisionstechnik zur Verfügung gestellt, welche über eine Platte auf dem Hexapod verschraubt wurde. Prinzipiell können so alle Modelle mit herkömmlichen Artikulatorplatten des Herstellers auf dem Hexapod verschraubt werden. Im gezeigten Versuchsstand konnte das Seitenzahnsegment auf diese Art und Weise installiert werden.

Das Frontzahnsegment im Versuchsaufbau wurde über die im Gipsmodell vorhandene Aufnahme direkt mit einem Kraftsensor verschraubt, der in der Lage ist sowohl Kräfte, als auch Drehmomente in allen drei Raumrichtungen zu erfassen. Der hierbei verwendete Kraftsensor Nano17 SI-50-0,5 (ATI Industrial Automation, New York, USA) besitzt einen maximalen Messbereich von  $\pm 70\text{N}$  für die Kräfte in axialer Richtung und von  $\pm 50\text{N}$  für die beiden übrigen Kräfte bzw.  $\pm 500\text{Nmm}$  für die Drehmomente in allen drei Raumebenen. Die Auflösung beträgt dabei  $1/80\text{N}$  für die Kräfte bzw.  $1/16\text{Nmm}$  für die Drehmomente.

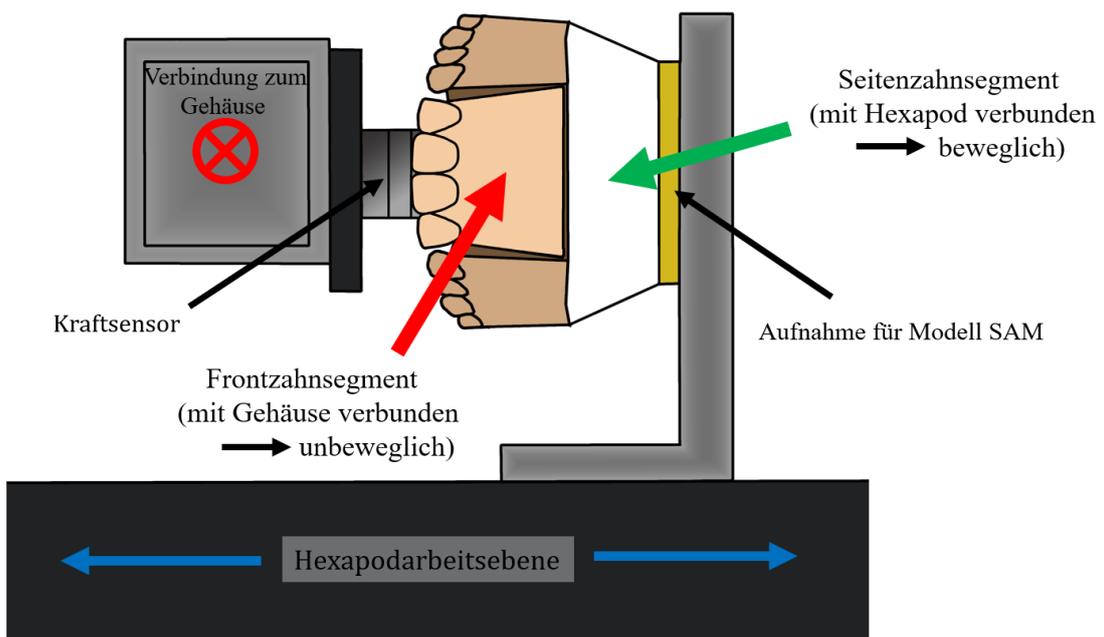
Die Abbildungen 10 und 11 zeigen schematisch den Aufbau des Versuchs auf der Arbeitsplattform des Hexapods in Drauf- bzw. Seitenansicht:

**Ansicht von oben auf den Versuchsstand (schematisch)**



**Abbildung 10:** Ansicht von oben auf den Versuchsstand (schematisch)

**Seitliche Ansicht des Versuchsstands (schematisch)**



**Abbildung 11:** Seitliche Ansicht des Versuchsstands (schematisch)

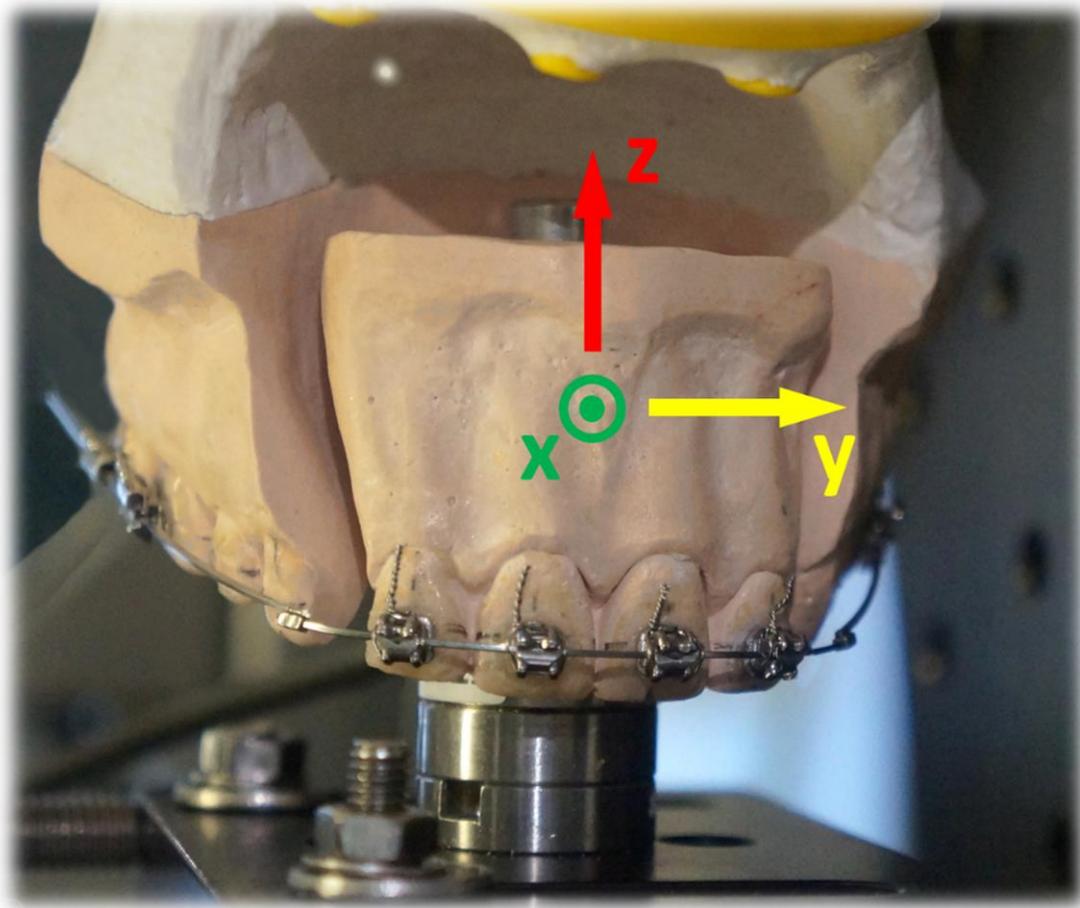
Die Einheit von Kraftsensor und Fronzahnsegment wurde danach über eine Adapterplatte an einem separaten Gestell befestigt, welches unabhängig vom Hexapod auf der Grundplatte befestigt wurde. Folglich bleibt das Frontzahnsegment im dargestellten Aufbau während des Versuchs ortsstabil, während das Seitenzahnsegment entsprechend der Eingaben des Steuerprogramms mit dem Hexapod bewegt werden kann.

### 4.3.3 Bezugssysteme und Koordinaten

Aus dem Aufbau ergeben sich verschiedene für den Versuch relevante Koordinatensysteme, die von der Steuerungssoftware mittels Transformationsmatrizen ineinander umgerechnet werden können.

Das erste Koordinatensystem wird durch den Hexapod selbst definiert, wobei die Z-Achse mittig und senkrecht durch die Grundplattform verläuft. Die X bzw. Y- Achse verlaufen dementsprechend in der durch die Grundplattform definierten Ebene; die genaue Ausrichtung ist hierbei herstellerseitig festgelegt und durch einen Würfel am Rand der Grundplattform angezeigt. Der Hexapod beantwortet alle Positionsabfragen mit Koordinaten dieses Systems, ebenso werden alle absoluten Bewegungsbefehle mit Koordinaten dieses Systems erteilt. Die Rotationswinkel werden allerdings standardmäßig bezüglich der Mitte der oberen Plattform wiedergegeben, sofern kein anderer Pivotpunkt eingestellt wurde. Um Irritationen zu vermeiden, werden deshalb im später beschriebenen Programm alle Koordinaten der Z-Achse um einen Bias Vektor (einen Vektor zur Nullung) verschoben, der dem Abstand des unteren Randes der Grundplattform von der Oberkante der oberen Plattform bei eingefahrenen Achsen entspricht. Entsprechend des Bias Vektors befindet sich  $P_0(\text{Hexapod}) = (0/0/0)$  mittig auf Höhe der Oberkante der Arbeitsplattform im Ausgangszustand.

Das zweite relevante Koordinatensystem wird durch den Kraftsensor definiert, wobei es sich bei  $P_0(\text{Sensor}) = (0/0/0)$  genau um den Punkt handelt, an dem intern im Sensor die Kräfte/Drehmomente gemessen werden. Die Ausrichtung der einzelnen Achsen werden auch hier herstellerseitig definiert, sollen aber nicht näher dargestellt werden, da sie lediglich als Basis für eine Berechnung der Kraft/Drehmomentwerte im Widerstandszentrum des Modells genutzt werden. Dies geschieht anhand einer mathematischen Transformation die im Programm hinterlegt wurde.



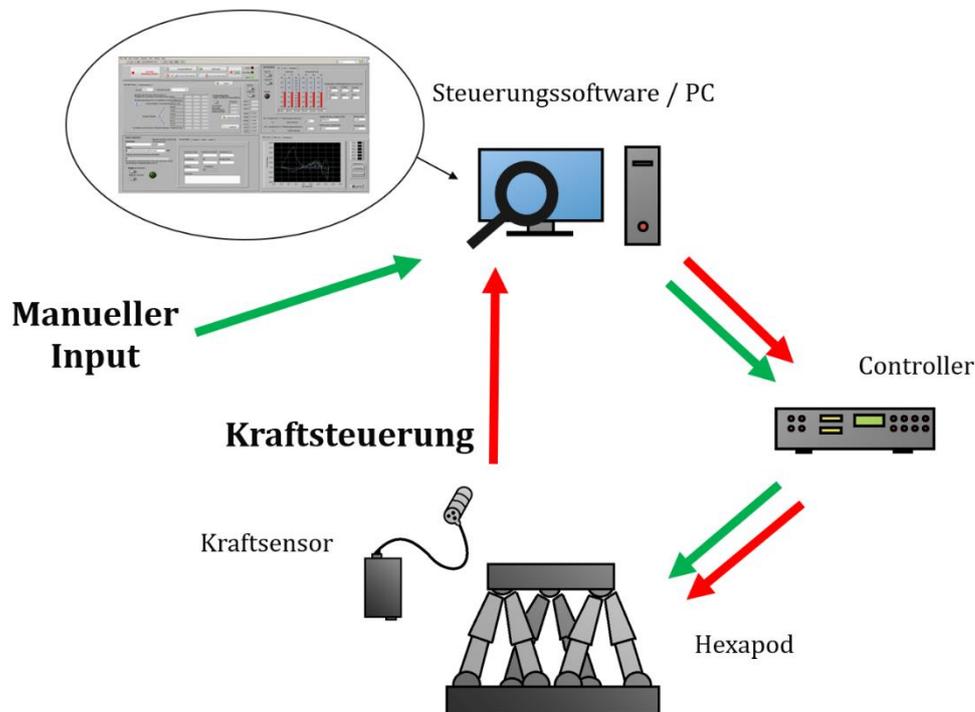
**Abbildung 12:** Das Koordinatensystem für Kräfte/ Drehmomente; sowie Bewegungen der Frontzahngruppe am Modell, festgelegt am Widerstandszentrum

Das Widerstandszentrum des Frontzahnsegments stellt schließlich  $P_0$  (Zahn) = (0/0/0) des letzten relevanten Koordinatensystems dar (siehe Abb.12). Die Achsenrichtungen des Koordinatensystems ergeben sich hierbei durch die Achsrichtung des Frontzahnsegments bzw. der Zähne, wobei die Z-Achse vertikalen Bewegungen des Zahnes entsprechen. Sich positiv verändernde Z-Werte bedeuten hierbei eine Extrusionsbewegung, während sich negativ verändernde Z-Werte einer Intrusionsbewegung entsprechen. Die X-Achse beschreibt Bewegungen der Zähne in der Sagittalebene, wobei sich positiv verändernde Werte einer Protrusion und negativ verändernde Werte einer Retrusion zugeordnet sind. Zuletzt bleibt noch die Y-Achse, durch die transversale Bewegungen beschrieben werden können. Sich positiv verändernde Werte entsprechen hierbei einer Bewegung der Zähne nach rechts vom Patienten aus, während sich negativ verändernde dem Gegenteil entsprechen.

## 4.4 Steuerungssoftware

### 4.4.1 Grundlegende Funktionen der entwickelten Software

Der Hexapod ist über einen Geobrick LV 8-axis Controller (Delta Tau Data Systems Inc, Chatsworth, USA) an einen Computer angebunden, auf dem sich die eigens entwickelte Steuersoftware befindet. Das Programm wurde mit Hilfe des graphischen Programmiersystems LabView (National Instruments, Austin, USA) von Grund auf für den Versuch erstellt und verfügt über eine Vielzahl von Betriebsvarianten. Grundsätzlich lässt sich hierbei der anwendergesteuerte vom kraftgesteuerten Modus unterscheiden. Im anwendergesteuerten („normalen“) Modus fährt der Hexapod einen oder mehrere festgelegte Punkte nacheinander an.



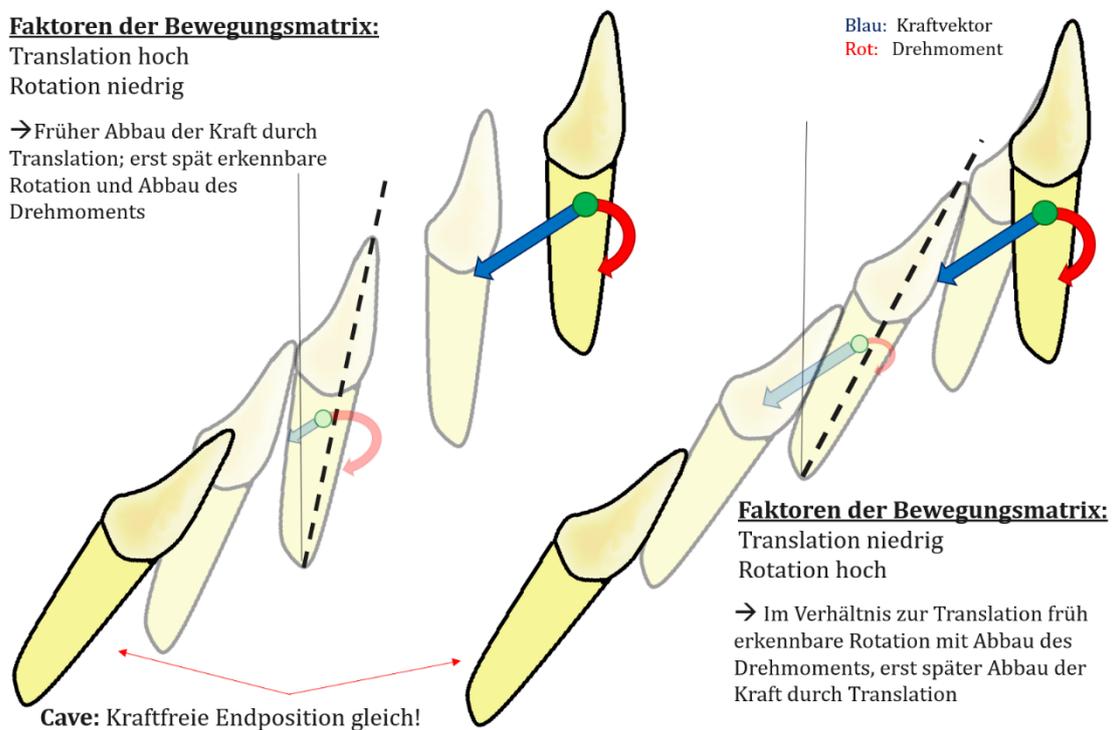
**Abbildung 13:** Die verschiedenen Signalwege für manuelle Eingabe und automatische Eingabe durch die Kraftsteuerung, die in der Lage ist, eine kontinuierliche Kette von Bewegungsbefehlen zu senden

Dahingegen versucht der Hexapod beim kraftgesteuerten Modus durch eine Vielzahl kleiner Bewegungsschritte eine möglichst kraftfreie Position anzufahren, sofern dies möglich ist. Gleichzeitig zur Bewegung des Hexapods zeigt die Benutzeroberfläche die gemessenen Werte des Kraftsensors, welche über eine hinterlegte Transformation von der Software in beliebige Raumpunkte umgerechnet werden können. Im vorgestellten Versuchsaufbau werden so die transformierten Kräfte und Drehmomente im kumulativen Widerstandszentrum der vier

Inzisiven, sowie im entsprechenden Kraftansatzpunkt dargestellt. Sowohl Bewegungsdaten als auch Kraft/Drehmomentdaten können zur späteren Auswertung aufgezeichnet werden.

#### 4.4.2 Funktionsweise der kraftgesteuerten Bewegung

Die im Weiteren vorgestellten Messungen wurden allesamt im kraftgesteuerten Modus durchgeführt und dienen zu dessen Evaluation. Eine kraftgesteuerte Messung ist insofern interessant, da sie Bewegungen im Gegensatz zum einfachen Rotationsversuch näher an der Realität darstellen kann, als es bei einer vorgeschriebenen Bewegungsbahn der Fall wäre. Hierfür rechnet die Software die gemessenen Kraft- bzw. Drehmomentwerte in einen passenden Bewegungsvektor inklusive Rotation um, wobei Kräfte translatorischen Befehlen und Drehmomente rotatorischen Befehlen zugeordnet werden. Die Bewegungstrecke teilt sich dabei in eine Vielzahl von Bewegungsschritten auf, wobei vor jedem einzelnen neue Kraft/Drehmomentwerte erfasst werden. Inwieweit dann eine bestimmte Kraft  $F(x)$  eine Positionsänderung um eine bestimmte Strecke  $s$  bewirkt (oder ein Drehmoment eine Rotation um den Winkel  $R$ ), wird über eine Umrechnungsmatrix (Bewegungsmatrix) bestimmt, welche



**Abbildung 14:** Dargestellt ist der Einfluss der Bewegungsmatrix. Der links gezeigte Bewegungsweg des Zahnes ist durch eine verhältnismäßig starke Translation zu Beginn der Zahnbewegung im Vergleich zur Rotation geprägt, rechts umgekehrt. Es ist zu berücksichtigen, dass diese Änderung des Bewegungswegs sich nicht durch unterschiedliche Kräfte/Drehmomente zu Beginn der Bewegung erklärt, sondern durch unterschiedliche Einstellungen der Bewegungsmatrix. Die Matrix bestimmt in welchem Verhältnis die Einflüsse von Drehmomenten und Kräften auf die Bewegung des Zahnes stehen und ist damit maßgebend für das Bewegungsmuster der Zähne in der Simulation verantwortlich.

spezifisch für das verwendete Modell ist und für jede Raumrichtung unterschiedliche Faktoren enthält.

Diese Faktoren werden durch die Software mit den gemessenen Kraft- bzw. Drehmomentwerten multipliziert und ergeben so konkrete Werte für einzelne Bewegungsschritte. Besonders wichtig für die Bewegungsmatrix ist das Verhältnis der Faktoren für Kräfte zu den Faktoren für Drehmomente, da dies maßgebend für die in der Simulation beschriebene Bewegung ist (siehe Abb.14). So kann eine Bewegung je nach gewählten Faktoren der Bewegungsmatrix durch eine stark ausgeprägte initiale Rotation oder Translation der Bewegung gekennzeichnet sein. Ideal ist jedoch eine naturgetreue, gleichmäßige Auswirkung von Kräften und Drehmomenten auf Translationen bzw. Rotationen.

Es ist zu beachten, dass die Endposition dabei trotzdem nicht variiert, da diese unabhängig von dem Betrag der Faktoren ist. Dies gilt zumindest dann, wenn auf dem Weg keine Hemmnisse die Bewegung vorzeitig einschränken. In der Realität ist dies aber nicht immer der Fall, z.B. wenn ein anderer Zahn der Bewegung im Weg steht oder dem bewegten Zahn keine Knochenbasis mehr zur Verfügung steht. Außerdem ist anzumerken, dass nicht alle Behandlungen in einer Position abgeschlossen werden, in der die eingebrachte Apparatur völlig kraftfrei sitzt, z.B. wenn bei der Anwendung von Torque schon vor Abbau aller Kräfte/Drehmomente das Behandlungsziel erreicht wurde.

Auch deshalb ist es wichtig, dass die Bewegungsmatrix möglichst exakt bestimmt wird, denn umso eher kann der Versuchsaufbau ein realistisches Verhalten des Zahnes und eine natürliche Zahnbewegung imitieren. Die im Versuch verwendete Matrix basiert dabei auf mathematischen Berechnungen aus Arbeiten von Burstone/Christiansen (Burstone und Pryputniewicz 1980; Christiansen und Burstone 1969), wurde aber für das Modell modifiziert. Dies gelang durch die ungefähre Bestimmung der effektiven Wurzeloberflächen, die einer Kraft in einer bestimmten Raumrichtung entgegenstanden. Ermöglicht wurde dies anhand des digitalisierten Modells und der dort erstellten Projektionsflächen („Schattenflächen“) der Wurzeln in den verschiedenen Raumebenen. Für spätere Modelle kann die Matrix in der Software entsprechend verändert werden. Während die verwendete Matrix mathematisch bestimmt wurde, können so auch z.B. per FEM bestimmte Matrizes eingefügt werden (Geiger 2013). So wäre es z.B. möglich zu einem Behandlungsfall zuvor eine passende FE-Simulation durchzuführen, und aus deren Ergebnissen (v.a. Bewegungsdaten) Faktoren für eine Bewegungsmatrix abzuleiten.

Sobald ein Versuch im kraftgesteuerten Modus gestartet wird, versucht der Hexapod selbstständig eine für das Widerstandszentrum möglichst kraft-/drehmomentfreie Position

einzunehmen. Der Weg dorthin erfolgt in einer Vielzahl von einzelnen Schritten, die nach und nach vom Hexapod ausgeführt werden. Wichtig ist dabei, dass nach jedem Bewegungsschritt die Kräfte und Drehmomente neu gemessen werden, so dass ein neuer Bewegungsvektor berechnet werden kann. Durch die Aneinanderreihung etlicher einzelner Bewegungsschritte gelingt so die Simulation der kieferorthopädischen Zahnbewegung.

#### **4.5 Statistische Auswertung**

Die Ergebnisse des Versuchs wurden in der Folge statistisch ausgewertet. Die graphische Aufarbeitung erfolgte dabei mit dem Programm OriginPro 2020b (OriginLab Corporation, Northampton, USA), während die Tabellen mit Hilfe von Microsoft Excel 2016 und Microsoft Powerpoint 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) erstellt wurden. Für die Vergleiche der verschiedenen Vergleichsgruppen untereinander wurden Kruskal-Wallis-Tests, sowie Tukey Post-hoc-Tests durchgeführt, um so gegebenenfalls vorhandene (statistisch signifikante) Unterschiede feststellen zu können. Das Signifikanzniveau wurde dabei auf  $p = 0,05$  festgesetzt. Dies geschah mit Hilfe des Programms IBM SPSS Statistics 26 (International Business Machines Corporation, Armonk, USA). Die Berechnung weiterer Kenngrößen anhand der Messdaten (z.B. Mittelwerte, Median) erfolgte unter Benutzung der genannten Programme oder manuell.

## 5. Ergebnisse

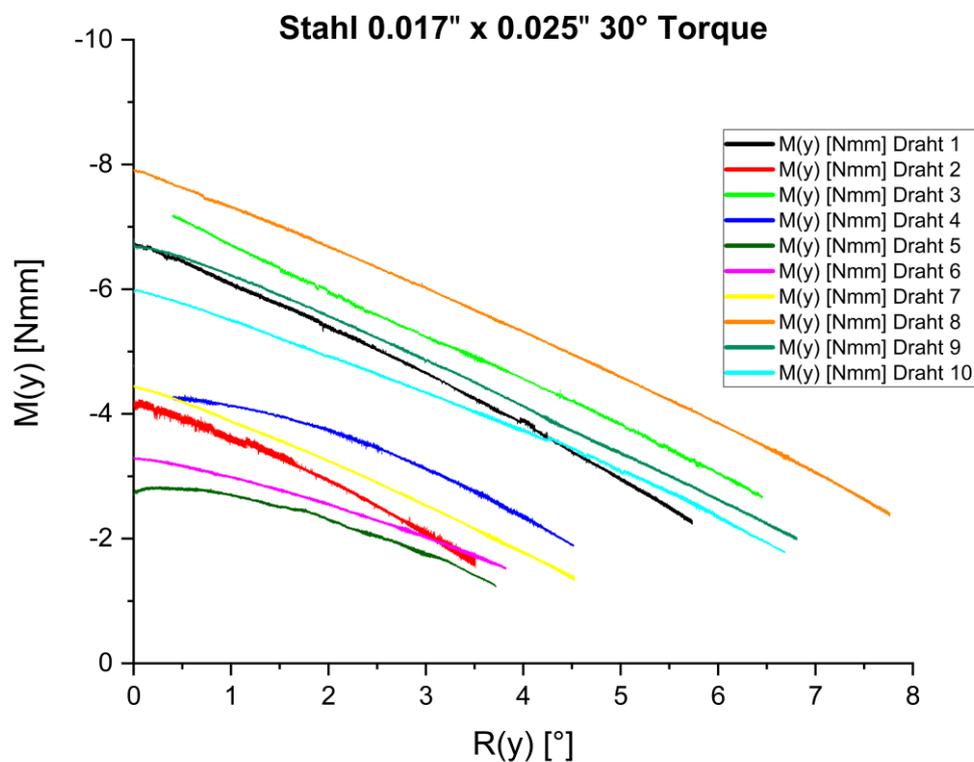
Nach dem Einlagieren befindet sich der Versuchsstand zunächst in pathologischer Ausgangsposition. Dabei werden durch die verwendeten Bögen Kräfte und Momente induziert, die zur Korrektur der Fehlstellung führen sollen. Seitens der Anlage werden nunmehr die Verfahrsachsen aktiviert und sukzessive die Position mit den geringstmöglichen Restkräften und Momenten angefahren. Die nachfolgenden Abschnitte zeigen die dabei erzielten Ergebnisse

### 5.1 Kräfte und Drehmomente bei Verwendung von Stahlbögen

Es folgt die Darstellung der Messungen als Diagramm und in Form einer Durchschnittstabelle mit ausgewählten Punkten der Kurve. Zudem erfolgte eine statistische Auswertung.

#### 5.1.1 Dimension 0.017" x 0.025" mit 30° Torque (Stahl)

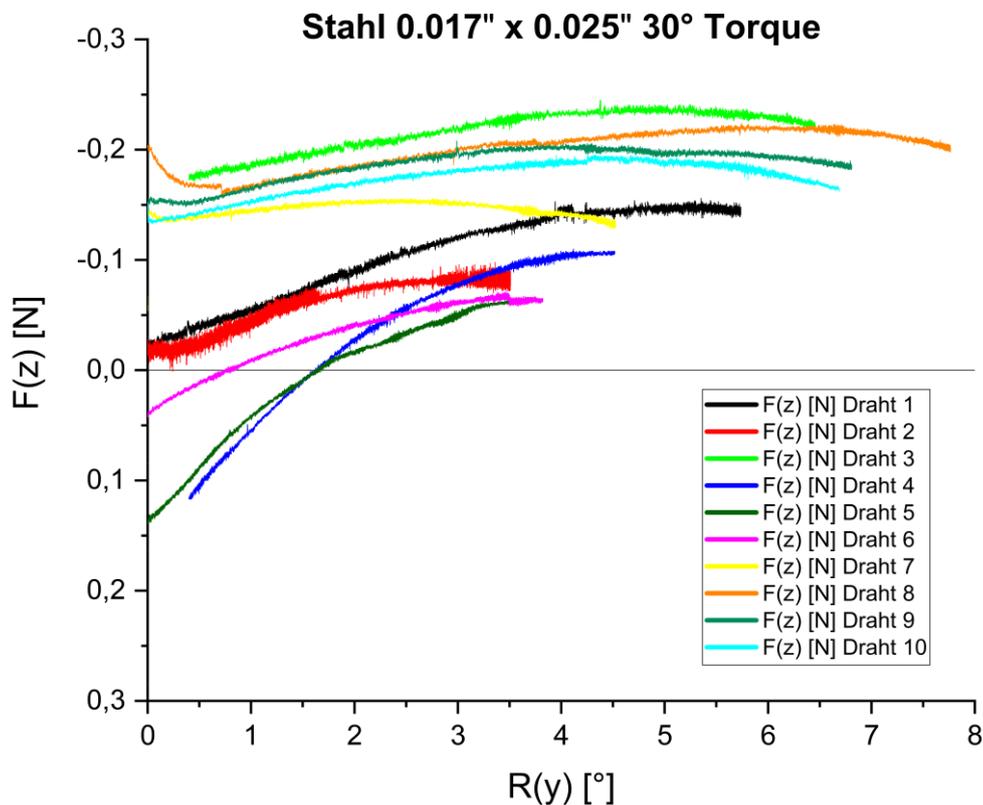
Dargestellt sind alle Kräfte/Drehmomente in der Sagittalebene der zehn Stahldrähte in der genannten Dimension mit 30° Torque.



**Abbildung 15:** Das Drehmoment  $M(y)$  im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ .

Höhere Beträge entsprechen höheren Drehmomenten. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinaler Wurzeltorque

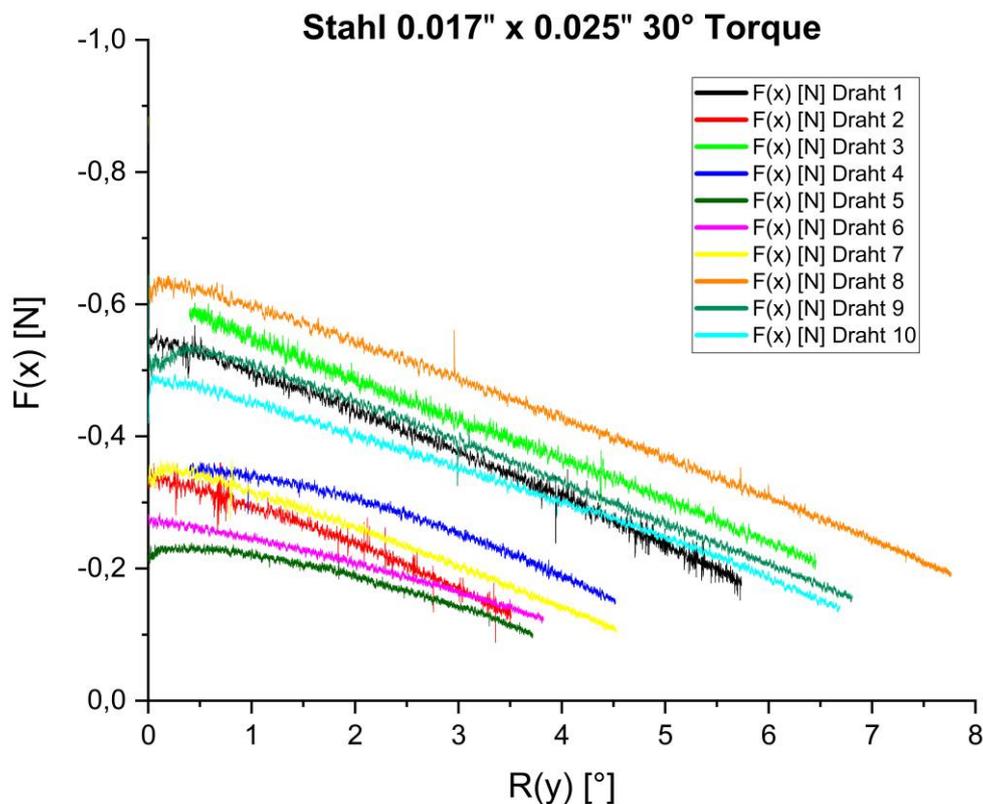
Die Abb. 15 zeigt den Abbau des Drehmoments  $M(y)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$  des gesamten Frontzahnsegments. Die (betragsmäßig) maximalen Werte für  $M(y)$  betragen dabei zwischen  $-7,924$  Nmm (Draht 8) und  $-3,298$  Nmm (Draht 5). Der Abbau des Drehmoments fand durchschnittlich mit  $0,717$  Nmm/ $^\circ$  statt. Bei den Drähten 3 und 4 traten zu Beginn der Messung größere Schwankungen u.a. in Form von hohen Drehmomentsbeträgen mit Wechsel des Vorzeichens auch außerhalb der eigentlichen Torqueebene auf. Dieser Bereich ist zur besseren Übersichtlichkeit ausgeblendet, die beiden Graphen beginnen bei  $R(y)=0,4^\circ$ . Zudem wiesen die Drähte 1,2,5,6,7 für einen kurzen Zeitraum nach Start der Messung geringe Rotationen ( $R(y) \leq 0,1^\circ$ ) mit negativen Vorzeichen auf. Auch dieser Bereich ist nicht dargestellt, ging jedoch in die statistische Auswertung ein (vgl. angegebenes maximales Drehmoment  $M(y)$  von Draht 5 in Tabelle 2).



**Abbildung 16:** Die Kraft  $F(z)$  entlang der Achse der Frontzähne in Startposition aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Höhere Beträge entsprechen höheren Kräften. Negatives Vorzeichen bedeutet extrudierende Kraft, positives Vorzeichen intrudierende Kraft.

Die Abb. 16 zeigt den Verlauf der Kraft  $F(z)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Durchschnittlich trat bei  $R(y)=1^\circ$  eine extrudierende Kraft mit einem Betrag von  $-0,083$  N auf, allerdings zeigten die Drähte 4 und 5 an diesem Messpunkt noch intrudierende Kräfte, bevor sie schließlich

ebenfalls ihr Vorzeichen änderten und bei  $2^\circ$  ebenfalls extrudierend wirkten. Auffällig ist zudem ein vergleichsweise konstanter Verlauf der Graphen für die meisten Proben (Ausnahmen: Draht 4,5 und 6). Bei den Drähten 3 und 4 traten zu Beginn der Messung größere Schwankungen u.a. in Form von hohen Drehmomentsbeträgen mit Wechsel des Vorzeichens außerhalb der eigentlichen Torqueebene auf. Dieser Bereich ist zur besseren Übersichtlichkeit ausgeblendet, die beiden Graphen beginnen bei  $R(y)=0,4^\circ$ . Zudem wiesen die Drähte 1,2,5,6,7 für einen kurzen Zeitraum nach Start der Messung geringe Rotationen ( $R(y) \leq 0,1^\circ$ ) mit negativen Vorzeichen auf. Auch dieser Bereich ist nicht dargestellt, ging jedoch in die statistische Auswertung ein.



**Abbildung 17:** Die Kraft  $F(x)$  aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Höhere Beträge entsprechen höheren Kräften. Negatives Vorzeichen bedeutet retrudierende Kraft.

Die Abb. 17 zeigt den Verlauf der Kraft  $F(x)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Durchschnittlich trat bei  $R(y)=1^\circ$  eine retrudierende Kraft mit einem Betrag von 0,399 N auf. Auffällig ist zudem ein vergleichsweise linearer Abbau der Kraft  $F(x)$ . Bei den Drähten 3 und 4 traten zu Beginn der Messung größere Schwankungen u.a. in Form von hohen Drehmomentsbeträgen mit Wechsel des Vorzeichens außerhalb der eigentlichen Torqueebene auf. Dieser Bereich ist zur besseren Übersichtlichkeit ausgeblendet, die beiden Graphen beginnen bei  $R(y)=0,4^\circ$ . Zudem

wiesen die Drähte 1,2,5,6,7 für einen kurzen Zeitraum nach Start der Messung geringe Rotationen ( $R(y) \leq 0,1^\circ$ ) mit negativen Vorzeichen auf. Auch dieser Bereich ist nicht dargestellt, ging jedoch in die statistische Auswertung ein.

**Tabelle 2:** Relevante Kraft- und Drehmomentewerte der Stahldrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque. Die rechte Spalte stellt eine Annäherung für den Abbau des Drehmoments  $M(y)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$  dar (Achse des palatinalen Wurzeltores). Negatives Vorzeichen bei  $M(y)$  bedeutet palatinalen Wurzelorque. Negatives Vorzeichen bei  $F(x)$  bedeutet retrudierende Kraft. Negatives Vorzeichen bei  $F(z)$  bedeutet extrudierende Kraft.

<b>Draht</b>	<b>Maximales Drehmoment <math>M(y)</math> [Nmm]</b>	<b>Kraft <math>F(x)</math> [N] bei <math>R(y) = 1^\circ</math></b>	<b>Kraft <math>F(z)</math> [N] bei <math>R(y) = 1^\circ</math></b>	<b><math>\Delta M(y) / \Delta R(y)</math> [Nmm/°]</b>
<b>1</b>	-7,672	-0,498	-0,055	-0,949
<b>2</b>	-4,761	-0,290	-0,049	-0,920
<b>3</b>	-7,196	-0,539	-0,186	-0,751
<b>4</b>	-4,306	-0,341	0,056	-0,590
<b>5</b>	-3,298	-0,223	0,042	-0,558
<b>6</b>	-3,725	-0,241	-0,009	-0,580
<b>7</b>	-4,785	-0,314	-0,144	-0,764
<b>8</b>	-7,924	-0,593	-0,169	-0,717
<b>9</b>	-6,810	-0,505	-0,166	-0,710
<b>10</b>	-5,995	-0,448	-0,153	-0,632
<b>Ø</b>	<b>-5,647</b>	<b>-0,399</b>	<b>-0,083</b>	<b>-0,717</b>

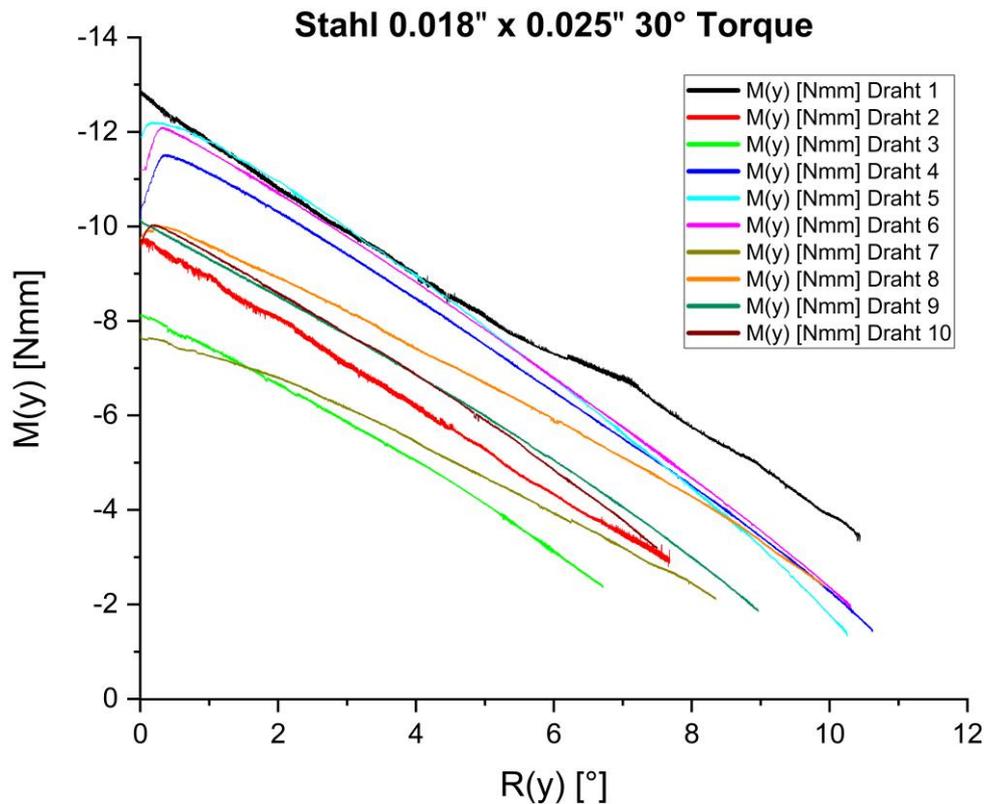
Aus Tabelle 2 lassen sich die maximalen Werten des im Versuch erreichten palatinalen Wurzeltores  $M(y)$  entnehmen. Da das Vorzeichen lediglich die Richtung des Torques angibt, sind physiologisch nur die Beträge des Drehmoments relevant. Sie lagen zwischen maximal 7,672 Nmm und minimal 3,298 Nmm, der Mittelwert betrug 5,647 Nmm. Aus den dargestellten Maximalwerten für  $M(y)$  errechnete sich dabei eine Standardabweichung der Stichprobe von 1,690 Nmm. Es ergab sich außerdem ein Medianwert für den Betrag der maximalen Drehmomente  $M(y)$  von 5,390 Nmm.

Ebenfalls interessant ist der angenäherte Drehmomentabbau pro Grad Rotation um die Y-Achse des Zahnes, weil diese der Achse entspricht, über die der palatinale Wurzelorque abgebaut wird. Der Drehmomentabbau wurde als Quotient des Unterschieds zwischen maximalem und minimalem Drehmoment und der Gesamtrotation  $R(y)$  um die Y-Achse errechnet. Er lag entsprechend Tabelle 2 zwischen maximal -0,949 Nmm/° und minimal -0,558 Nmm/° bei

einem Mittelwert von  $-0,717 \text{ Nmm}/^\circ$ . Die Standardabweichung der Stichprobe betrug dabei  $0,136 \text{ Nmm}/^\circ$ . Für den Drehmomentabbau ergab sich ein Medianwert von  $-0,714 \text{ Nmm}/^\circ$ .

### 5.1.2 Dimension 0.018" x 0.025" mit 30° Torque (Stahl)

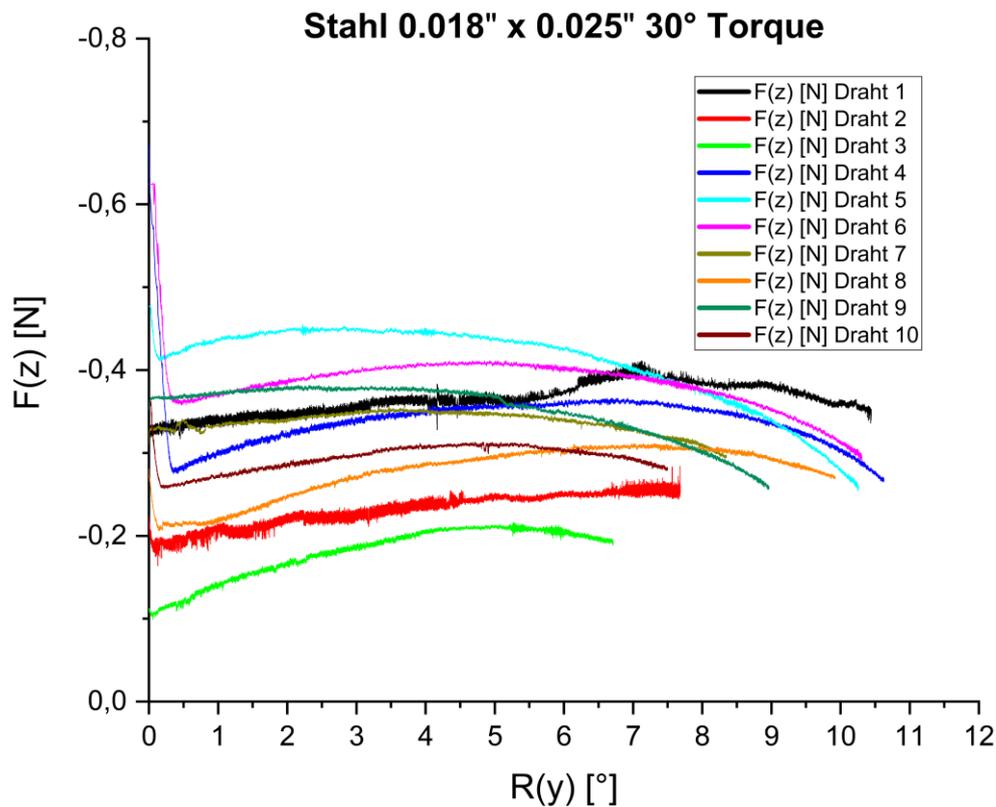
Dargestellt sind alle Kräfte/Drehmomente in der Sagittalebene der zehn Stahldrähte in der entsprechenden Dimension mit 30° Torque.



**Abbildung 18:** Das Drehmoment  $M(y)$  im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ .

Höhere Beträge entsprechen höheren Drehmomenten. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinaler Wurzeltorque.

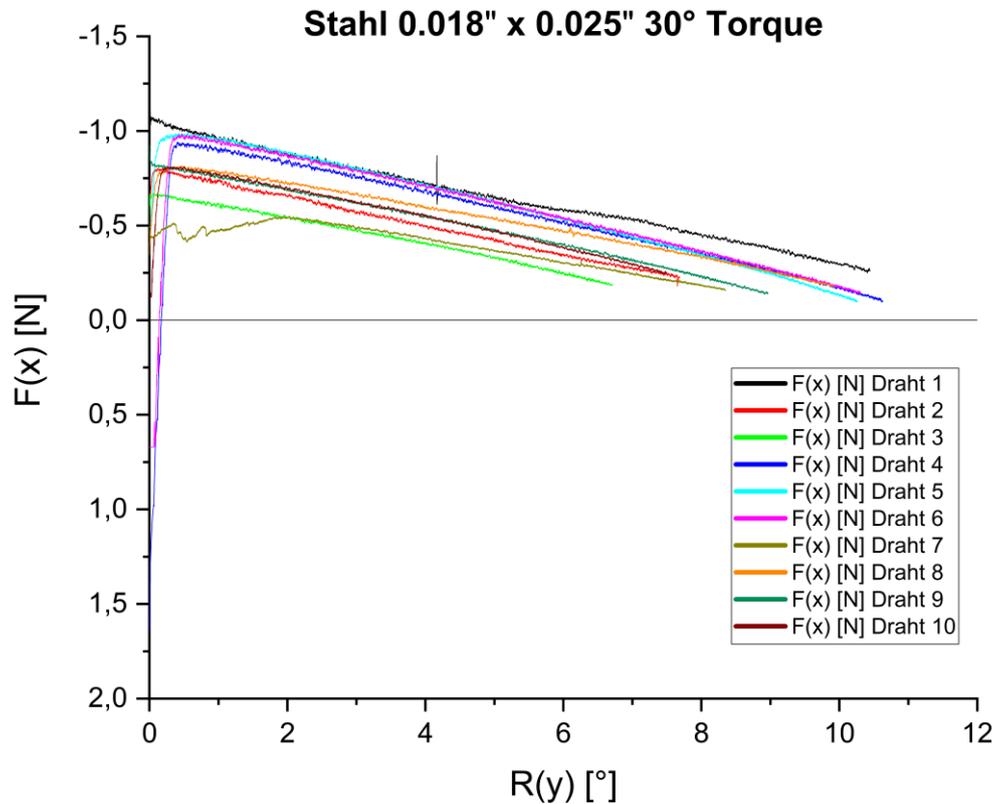
Die Abb. 18 zeigt den Abbau des Drehmoments  $M(y)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Die (betragsmäßig) maximalen Werte für  $M(y)$  betragen dabei zwischen  $-12,941 \text{ Nmm}$  (Draht 1) und  $-7,759 \text{ Nmm}$  (Draht 7). Der Abbau des Drehmoments fand durchschnittlich mit  $0,898 \text{ Nmm}/^\circ$  statt. Bei der Messung von Draht 10 kam es aufgrund der hohen Rotation am Ende des Versuchs zu einem Zusammenstoß von Frontzahnsegment und Seitenzahnsegment. Dieser Bereich ist in der Abbildung ausgeblendet.



**Abbildung 19:** Die Kraft  $F(z)$  entlang der Achse der Frontzähne in Startposition aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Höhere Beträge entsprechen höheren Kräften. Negatives Vorzeichen bedeutet extrudierende Kraft, positives Vorzeichen intrudierende Kraft.

Die Abb. 19 zeigt den Verlauf der Kraft  $F(z)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Durchschnittlich trat bei  $R(y)=1^\circ$  eine extrudierende Kraft mit einem Betrag von 0,300 N auf. Auffällig ist zudem ein vergleichsweise relativ konstanter Verlauf der Graphen für alle Proben. Bei der Messung von Draht 10 kam es aufgrund der hohen Rotation am Ende zu einem Zusammenstoß von Frontzahnsegment und Seitenzahnsegment. Dieser Bereich ist in der Abbildung ausgeblendet.

Die Abb. 20 (nächste Seite) dahingegen zeigt den Verlauf der Kraft  $F(x)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Durchschnittlich trat bei  $R(y)=1^\circ$  eine retrudierende Kraft mit einem Betrag von 0,788 N auf. Auffällig ist hier ein annähernd linearer Abbau der Kraft  $F(x)$ . Wie erwähnt, kam es bei der Messung von Draht 10 aufgrund der hohen Rotation am Ende zu einem Zusammenstoß von Frontzahnsegment und Seitenzahnsegment. Dieser Bereich ist deswegen auch in dieser Abbildung ausgeblendet.



**Abbildung 20:** Die Kraft  $F(x)$  aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Höhere Beträge entsprechen höheren Kräften. Negatives Vorzeichen bedeutet retrudierende Kraft.

Aus Tabelle 3 (nächste Seite) lassen sich die maximalen Werten des im Versuch erreichten palatinalen Wurzeltores  $M(y)$  entnehmen. Da das Vorzeichen auch hier lediglich die Richtung des Torques angibt, sind physiologisch analog zu Tabelle 1 nur die Beträge des Drehmoments relevant. Sie lagen zwischen maximal 12,941 Nmm und minimal 7,759 Nmm, der Mittelwert betrug 10,468 Nmm. Aus den dargestellten Maximalwerten für  $M(y)$  errechnete sich dabei eine Standardabweichung der Stichprobe von 1,721 Nmm. Es ergab sich außerdem ein Medianwert für den Betrag der maximalen Drehmomente  $M(y)$  von 10,104 Nmm.

Erneut aufgeführt ist außerdem der angenäherte Drehmomentabbau pro Grad Rotation um die Y-Achse des Zahnes, also jener Achse, über die der palatinale Wurzeltorque abgebaut wird. Der Drehmomentabbau wurde analog zu Tabelle 1 als Quotient des Unterschieds zwischen maximalem und minimalem Drehmoment und der Gesamtrotation  $R(y)$  um die Y-Achse errechnet. Er lag entsprechend Tabelle 2 zwischen maximal  $-1,061 \text{ Nmm}/^\circ$  und minimal  $-0,677 \text{ Nmm}/^\circ$  bei einem Mittelwert von  $-0,898 \text{ Nmm}/^\circ$ . Die Standardabweichung der

Stichprobe betrug dabei  $0,108 \text{ Nmm}/^\circ$ . Für den Drehmomentabbau ergab sich ein Medianwert von  $-0,918 \text{ Nmm}/^\circ$ .

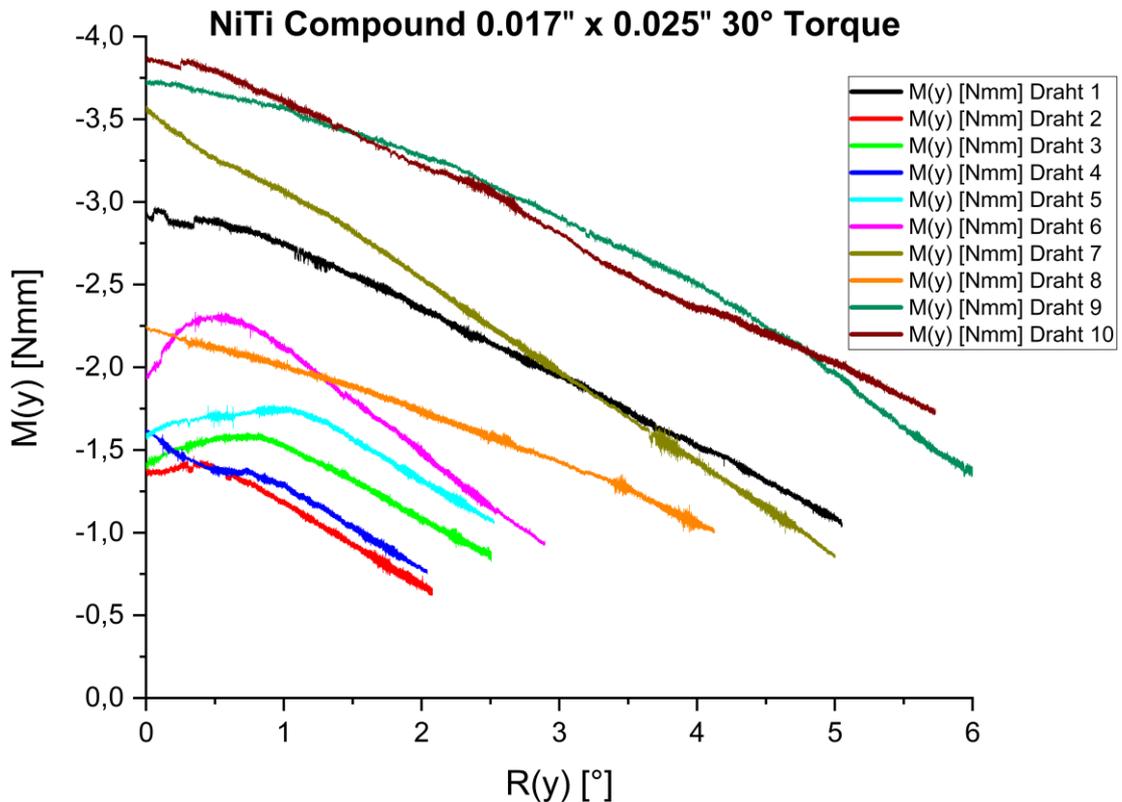
**Tabelle 3:** Relevante Kraft- und Drehmomentewerte der Stahldrähte  $0.018" \times 0.025"$  mit  $30^\circ$  Torque. Die rechte Spalte stellt eine Annäherung für den Abbau des Drehmoments  $M(y)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$  dar (Achse des palatinalen Wurzeltorques). Negatives Vorzeichen bei  $M(y)$  bedeutet palatinalen Wurzeltorque. Negatives Vorzeichen bei  $F(x)$  bedeutet retrudierende Kraft. Negatives Vorzeichen bei  $F(z)$  bedeutet extrudierende Kraft.

<b>Draht</b>	<b>Maximales Drehmoment <math>M(y)</math> [Nmm]</b>	<b>Kraft <math>F(x)</math> [N] bei <math>R(y) = 1^\circ</math></b>	<b>Kraft <math>F(z)</math> [N] bei <math>R(y) = 1^\circ</math></b>	<b><math>\Delta M(y) / \Delta R(y)</math> [Nmm/<math>^\circ</math>]</b>
<b>1</b>	-12,941	-0,960	-0,340	-0,920
<b>2</b>	-9,757	-0,733	-0,211	-0,906
<b>3</b>	-8,139	-0,616	-0,140	-0,860
<b>4</b>	-11,527	-0,888	-0,304	-0,951
<b>5</b>	-12,211	-0,953	-0,437	-1,061
<b>6</b>	-12,101	-0,954	-0,367	-0,987
<b>7</b>	-7,759	-0,474	-0,333	-0,677
<b>8</b>	-10,037	-0,778	-0,223	-0,772
<b>9</b>	-10,164	-0,755	-0,371	-0,928
<b>10</b>	-10,044	-0,766	-0,271	-0,915
<b>Ø</b>	<b>-10,468</b>	<b>-0,788</b>	<b>-0,300</b>	<b>-0,898</b>

## 5.2 Kräfte und Drehmomente bei der Verwendung der NiTi-Compoundbögen

Es folgt die Darstellung der Messungen als Diagramm und in Form einer Durchschnittstabelle mit ausgewählten Punkten der Kurve.

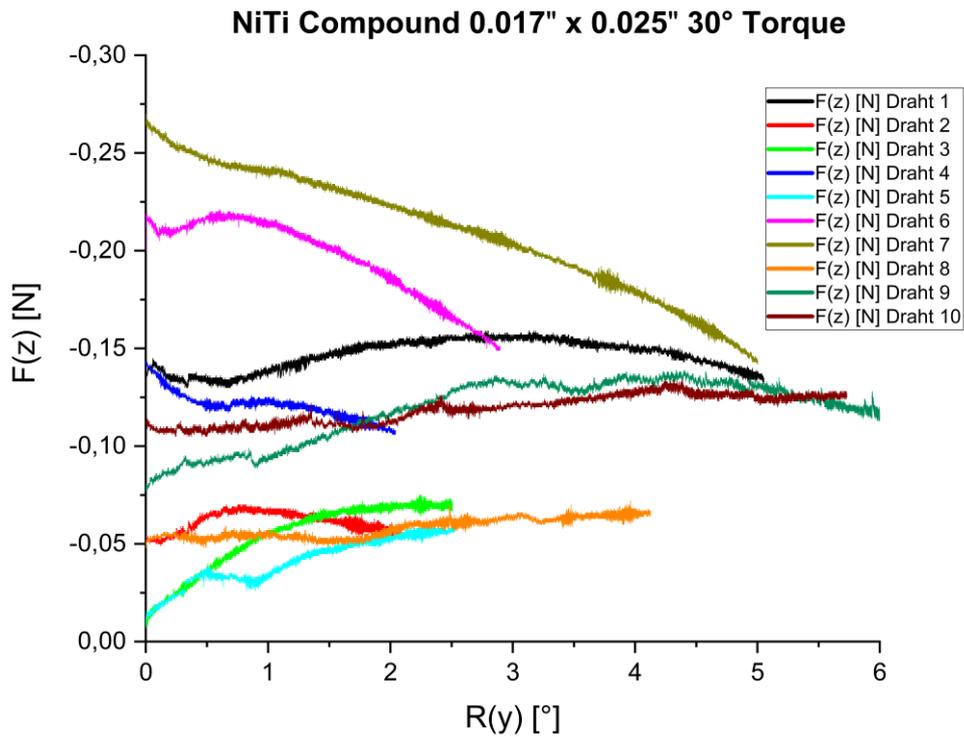
### 5.2.1 NiTi Element Dimension 0.017" x 0.025" mit 30° Torque



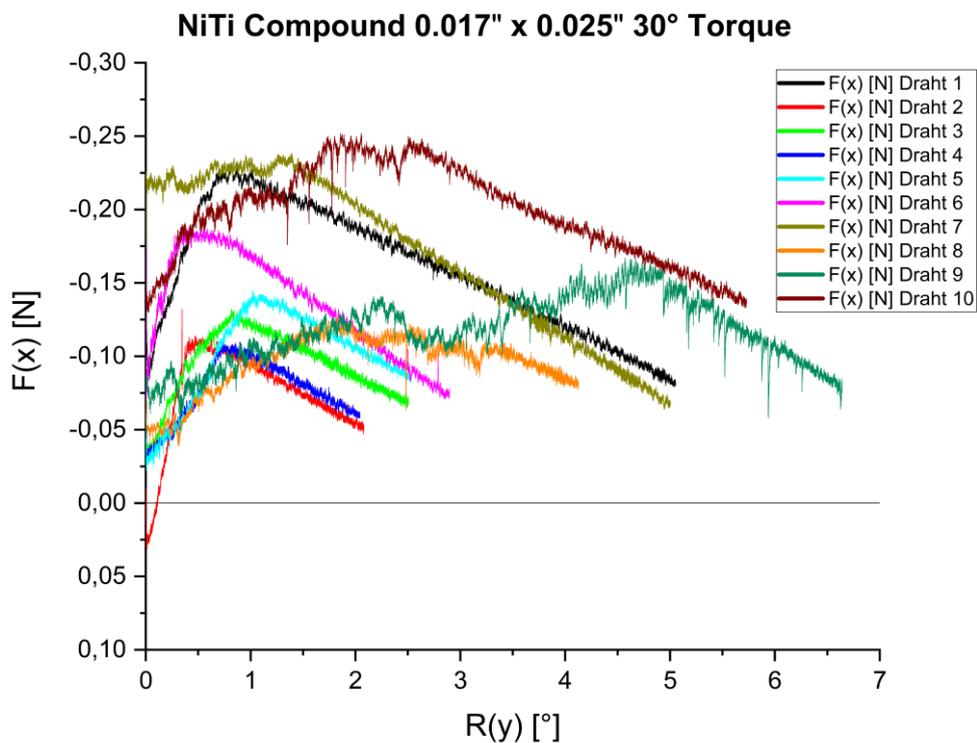
**Abbildung 21:** Das Drehmoment  $M(y)$  im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Höhere Beträge entsprechen höheren Drehmomenten. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinaler Wurzeltorque.

Die Abb. 21 zeigt den Abbau des Drehmoments  $M(y)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Die (betragsmäßig) maximalen Werte für  $M(y)$  betragen dabei zwischen -3,878 Nmm (Draht 10) und -1,463 Nmm (Draht 2). Der Abbau des Drehmoments fand durchschnittlich mit 0,396 Nmm/° statt.

Abb. 22 (nächste Seite) wiederum zeigt den Verlauf der Kraft  $F(z)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Durchschnittlich trat bei  $R(y) = 1^\circ$  eine extrudierende Kraft mit einem Betrag von 0,113 N auf. Auffällig ist zudem ein relativ linearer Verlauf der Graphen für die meisten Proben (Ausnahmen: Draht 6 und 7).



**Abbildung 22:** Die Kraft  $F(z)$  entlang der Achse der Frontzähne in Startposition aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Höhere Beträge entsprechen höheren Kräften. Negatives Vorzeichen bedeutet extrudierende Kraft, positives Vorzeichen intrudierende Kraft.



**Abbildung 23:** Die Kraft  $F(x)$  aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Höhere Beträge entsprechen höheren Kräften. Negatives Vorzeichen bedeutet retrudierende Kraft.

Die Abb. 23 (Seite zuvor) zeigt den Verlauf der Kraft  $F(x)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Durchschnittlich trat bei  $R(y) = 1^\circ$  eine retrudierende Kraft mit einem Betrag von 0,150 N auf. Während die Graphen vieler Proben nach einem anfänglichen Anstieg lineare Anteile zeigten, verliefen andere deutlich unregelmäßiger (z.B. Draht 4 und 9).

**Tabelle 4:** Relevante Kraft- und Drehmomentewerte der NiTi-Compounddrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque. Die rechte Spalte stellt eine Annäherung für den Abbau des Drehmoments  $M(y)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$  dar (Achse des palatinalen Wurzeltores). Negatives Vorzeichen bei  $M(y)$  bedeutet palatinalen Wurzeltores. Negatives Vorzeichen bei  $F(x)$  bedeutet retrudierende Kraft. Negatives Vorzeichen bei  $F(z)$  bedeutet extrudierende Kraft.

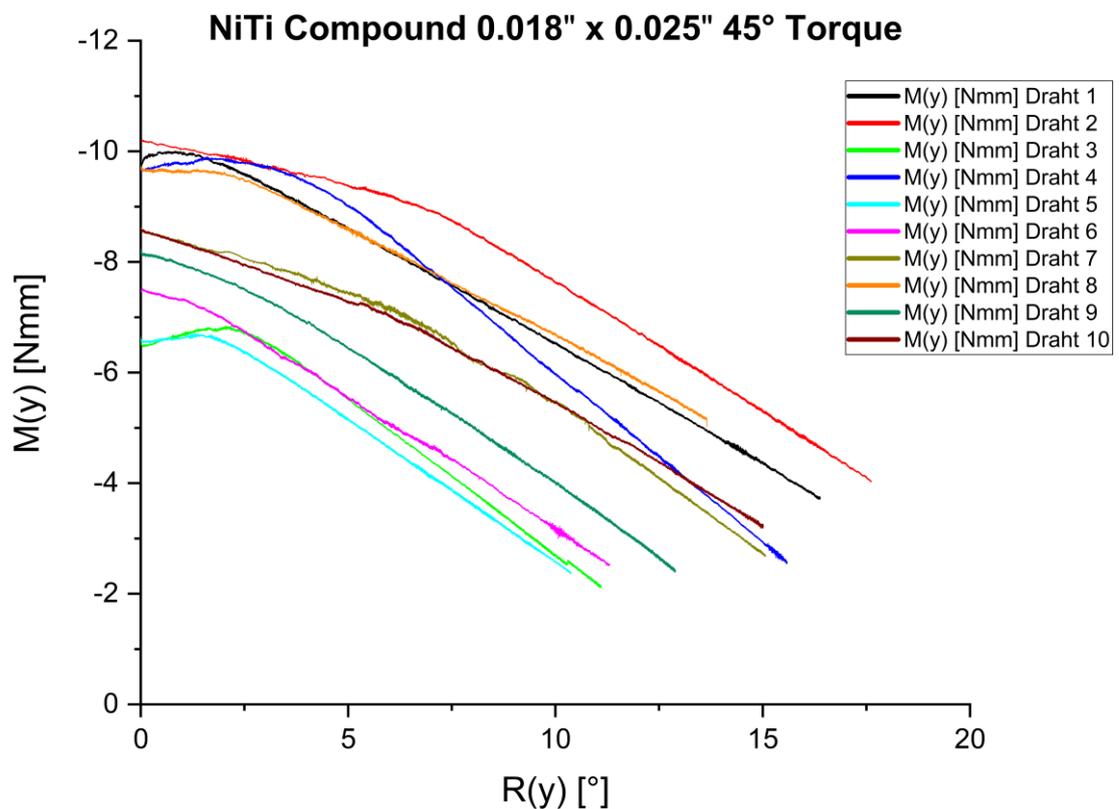
<b>Draht</b>	<b>Maximales Drehmoment <math>M(y)</math> [Nmm]</b>	<b>Kraft <math>F(x)</math> [N] bei <math>R(y) = 1^\circ</math></b>	<b>Kraft <math>F(z)</math> [N] bei <math>R(y) = 1^\circ</math></b>	<b><math>\Delta M(y) / \Delta R(y)</math> [Nmm/°]</b>
<b>1</b>	-3,055	-0,225	-0,137	-0,400
<b>2</b>	-1,463	-0,095	-0,067	-0,404
<b>3</b>	-1,607	-0,122	-0,055	-0,308
<b>4</b>	-1,637	-0,105	-0,123	-0,434
<b>5</b>	-1,776	-0,138	-0,034	-0,280
<b>6</b>	-2,335	-0,170	-0,212	-0,488
<b>7</b>	-3,581	-0,227	-0,241	-0,546
<b>8</b>	-2,255	-0,093	-0,055	-0,305
<b>9</b>	-3,739	-0,108	-0,093	-0,416
<b>10</b>	-3,878	-0,212	-0,110	-0,378
<b>Ø</b>	<b>-2,533</b>	<b>-0,150</b>	<b>-0,113</b>	<b>-0,396</b>

Aus Tabelle 4 lassen sich die maximalen Werten des im Versuch erreichten palatinalen Wurzeltores  $M(y)$  entnehmen. Da das Vorzeichen auch hier lediglich die Richtung des Torques angibt, sind analog zu den vorhergehenden Tabellen physiologisch nur die Beträge des Drehmoments relevant. Sie lagen zwischen maximal 3,878 Nmm und minimal 1,463 Nmm, der Mittelwert betrug 2,533 Nmm. Aus den dargestellten Maximalwerten für  $M(y)$  errechnete sich dabei eine Standardabweichung der Stichprobe von 0,950 Nmm. Es ergab sich außerdem ein Medianwert für den Betrag der maximalen Drehmomente  $M(y)$  von 2,300 Nmm.

Erneut aufgeführt ist außerdem der angenäherte Drehmomentabbau pro Grad Rotation um die Y-Achse des Zahnes, also jener Achse, über die der palatinale Wurzeltores abgebaut wird. Der Drehmomentabbau wurde analog zu den vorhergehenden Tabellen als Quotient des

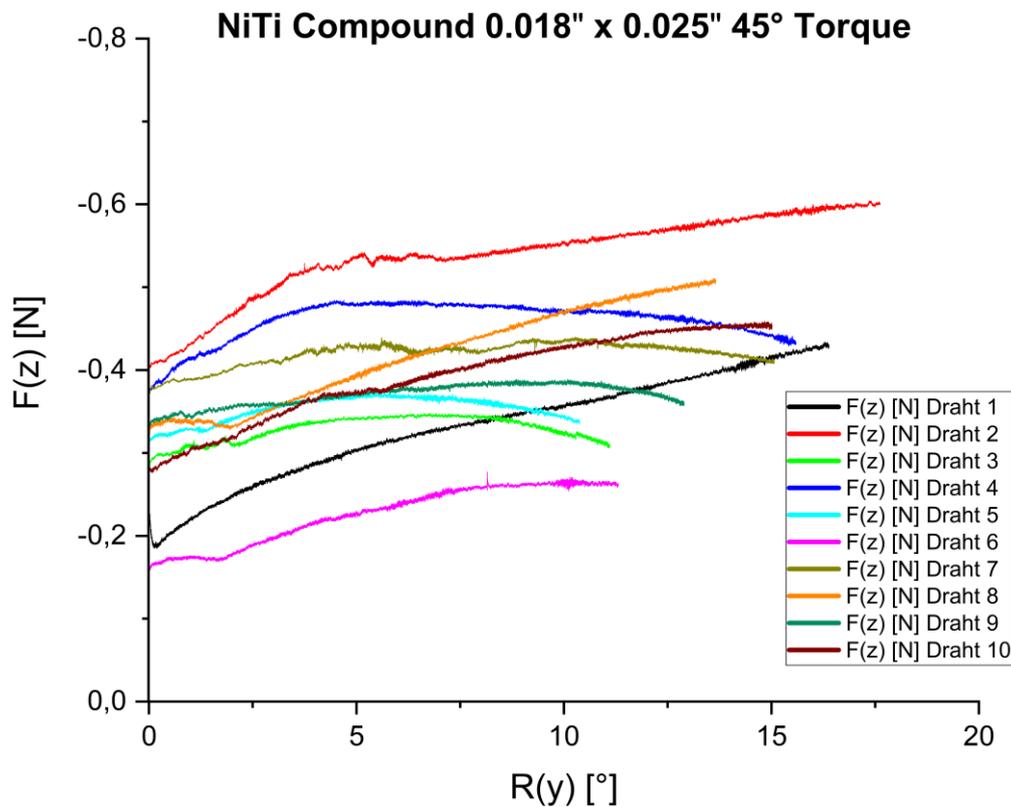
Unterschieds zwischen maximalem und minimalem Drehmoment und der Gesamtrotation  $R(y)$  um die Y-Achse errechnet. Er lag entsprechend Tabelle 3 zwischen maximal  $-0,546 \text{ Nmm}/^\circ$  und minimal  $-0,280 \text{ Nmm}/^\circ$  bei einem Mittelwert von  $-0,396 \text{ Nmm}/^\circ$ . Die Standardabweichung der Stichprobe betrug dabei  $0,083 \text{ Nmm}/^\circ$ . Für den Drehmomentabbau ergab sich ein Medianwert von  $-0,402 \text{ Nmm}/^\circ$ .

### 5.2.2 NiTi Element Dimension 0.018" x 0.025" mit 45° Torque



**Abbildung 24:** Das Drehmoment  $M(y)$  im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Höhere Beträge entsprechen höheren Drehmomenten. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinaler Wurzeltorque.

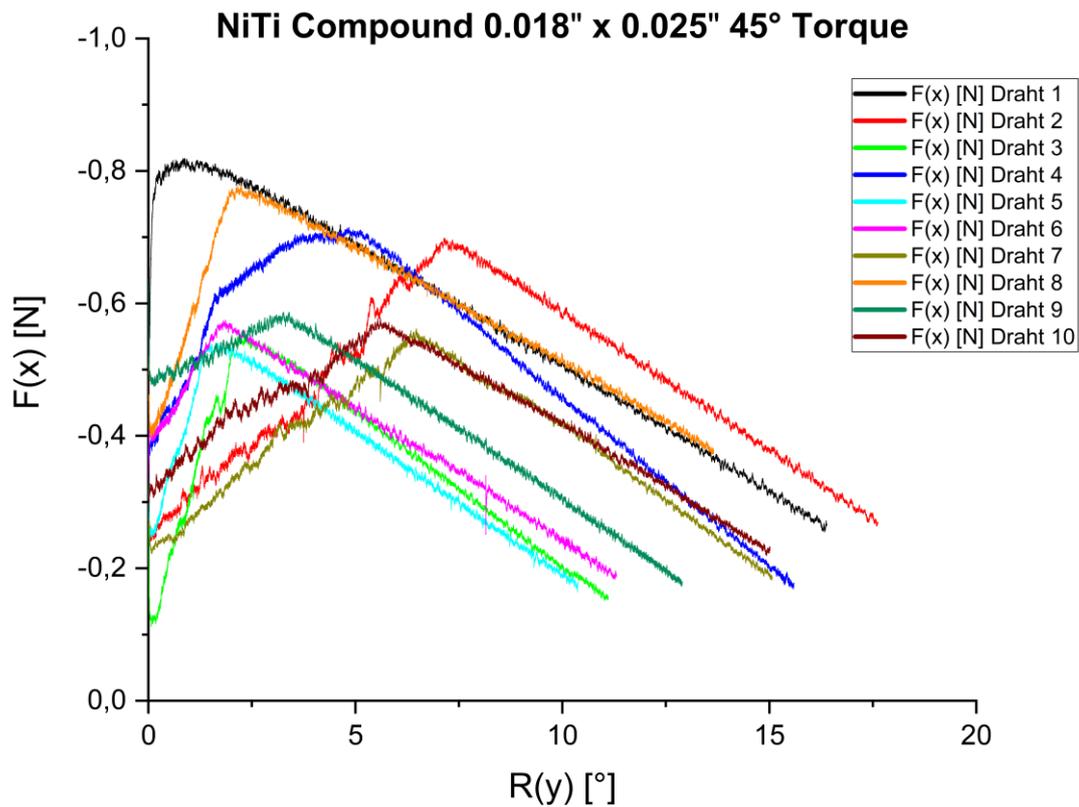
Die Abb. 24 zeigt den Abbau des Drehmoments  $M(y)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Die (betragsmäßig) maximalen Werte für  $M(y)$  betragen dabei zwischen  $-10,209 \text{ Nmm}$  (Draht 2) und  $-6,702 \text{ Nmm}$  (Draht 5). Der Abbau des Drehmoments fand durchschnittlich mit  $0,405 \text{ Nmm}/^\circ$  statt. Bei der Messung von Draht 2 und 8 kam es aufgrund der hohen Rotation am Ende des Versuchs zu einem Zusammenstoß von Frontzahnsegment und Seitenzahnsegment. Diese Bereiche sind in der Abbildung ausgeblendet.



**Abbildung 25:** Die Kraft  $F(z)$  entlang der Achse der Frontzähne in Startposition aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Höhere Beträge entsprechen höheren Kräften. Negatives Vorzeichen bedeutet extrudierende Kraft, positives Vorzeichen intrudierende Kraft.

Die Abb. 25 zeigt den Verlauf der Kraft  $F(z)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Durchschnittlich trat bei  $R(y) = 1^\circ$  eine extrudierende Kraft mit einem Betrag von 0,325 N auf, wobei sich ein näherungsweise linearer Verlauf der Graphen für alle Proben darstellt. Bei der Messung von Draht 2 und 8 kam es aufgrund der hohen Rotation am Ende zu einem Zusammenstoß von Frontzahnsegment und Seitenzahnsegment. Diese Bereiche sind - wie auch bei Abb. 24 - in den Abbildungen 25 und 26 ausgeblendet.

Abb. 26 (nächste Seite) wiederum zeigt den Verlauf der Kraft  $F(x)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$ . Durchschnittlich trat hier bei  $R(y) = 1^\circ$  eine retrudierende Kraft mit einem Betrag von 0,457 N auf. Auffällig ist zudem ein vergleichsweise linearer Abbau der Kraft  $F(x)$ , nach einem anfänglichen, unterschiedlich stark ausgeprägten Anstieg der Kraftbeträge im Diagramm.



**Abbildung 26:** Die Kraft  $F(x)$  aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Höhere Beträge entsprechen höheren Kräften. Negatives Vorzeichen bedeutet retrudierende Kraft.

Aus Tabelle 5 (nächste Seite) lassen sich die maximalen Werten des im Versuch erreichten palatinalen Wurzeltores  $M(y)$  entnehmen. Da das Vorzeichen auch hier lediglich die Richtung des Torques angibt, sind analog zu den vorhergehenden Tabellen physiologisch nur die Beträge des Drehmoments relevant. Sie lagen zwischen maximal 10,209 Nmm und minimal 6,702 Nmm, der Mittelwert betrug 8,636 Nmm. Aus den dargestellten Maximalwerten für  $M(y)$  errechnete sich dabei eine Standardabweichung der Stichprobe von 1,314 Nmm. Es ergab sich außerdem ein Medianwert für den Betrag der maximalen Drehmomente  $M(y)$  von 8,601 Nmm.

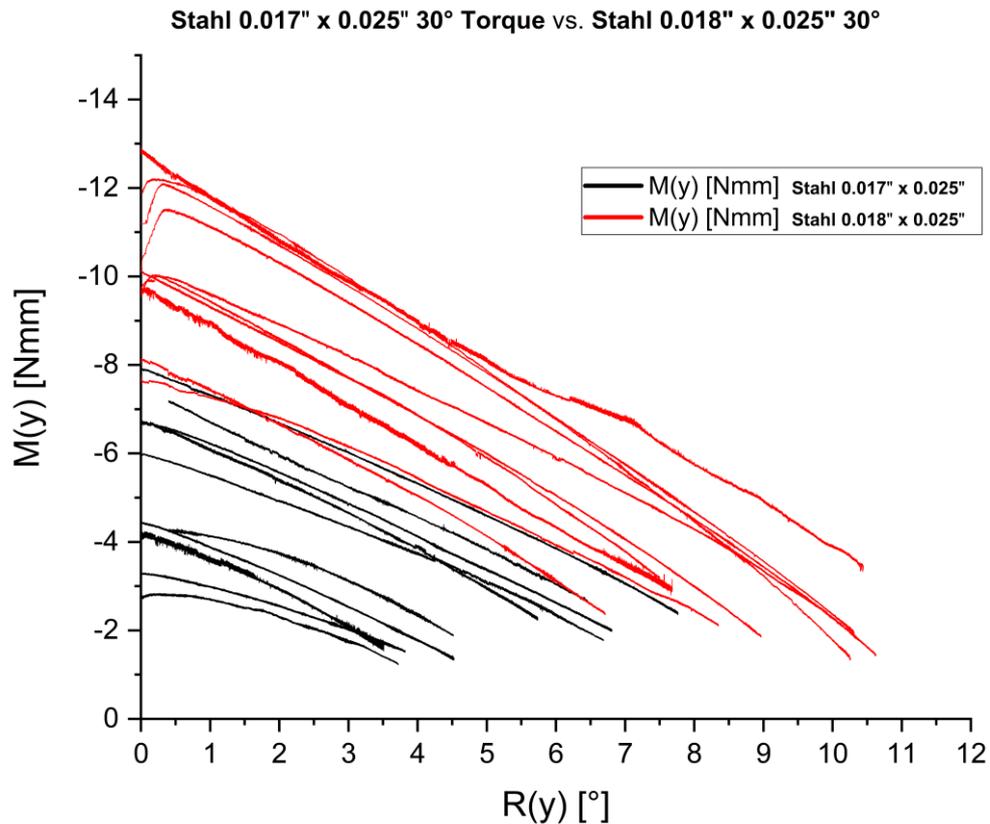
Erneut aufgeführt ist außerdem der angenäherte Drehmomentabbau pro Grad Rotation um die Y-Achse des Zahnes, also jener Achse, über die der palatinale Wurzeltorque abgebaut wird. Der Drehmomentabbau wurde analog zu den vorhergehenden Tabellen als Quotient des Unterschieds zwischen maximalem und minimalem Drehmoment und der Gesamtrotation  $R(y)$  um die Y-Achse errechnet. Er lag entsprechend Tabelle 4 zwischen maximal  $-0,472 \text{ Nmm}/^\circ$  und minimal  $-0,346 \text{ Nmm}/^\circ$  bei einem Mittelwert von  $-0,405 \text{ Nmm}/^\circ$ . Die Standardabweichung der Stichprobe betrug dabei  $0,045 \text{ Nmm}/^\circ$ . Für den Drehmomentabbau ergab sich ein Medianwert von  $-0,406 \text{ Nmm}/^\circ$ .

**Tabelle 5:** Relevante Kraft- und Drehmomentewerte der NiTi-Compounddrähte 0.018" x 0.025" mit 45° Torque. Die rechte Spalte stellt eine Annäherung für den Abbau des Drehmoments  $M(y)$  über den Rotationswinkel  $R(y)$  dar (Achse des palatinalen Wurzeltores). Negatives Vorzeichen bei  $M(y)$  bedeutet palatinalen Wurzeltores. Negatives Vorzeichen bei  $F(x)$  bedeutet retrudierende Kraft. Negatives Vorzeichen bei  $F(z)$  bedeutet extrudierende Kraft.

<b>Draht</b>	<b>Maximales Drehmoment <math>M(y)</math> [Nmm]</b>	<b>Kraft <math>F(x)</math> [N] bei <math>R(y) = 1^\circ</math></b>	<b>Kraft <math>F(z)</math> [N] bei <math>R(y) = 1^\circ</math></b>	<b><math>\Delta M(y) / \Delta R(y)</math> [Nmm/°]</b>
<b>1</b>	-10,008	-0,807	-0,219	-0,385
<b>2</b>	-10,209	-0,312	-0,431	-0,351
<b>3</b>	-6,848	-0,299	-0,310	-0,427
<b>4</b>	-9,901	-0,494	-0,413	-0,472
<b>5</b>	-6,702	-0,431	-0,329	-0,418
<b>6</b>	-7,514	-0,489	-0,174	-0,443
<b>7</b>	-8,615	-0,272	-0,390	-0,394
<b>8</b>	-9,746	-0,575	-0,336	-0,346
<b>9</b>	-8,233	-0,516	-0,344	-0,453
<b>10</b>	-8,587	-0,371	-0,302	-0,360
<b>Ø</b>	<b>-8,636</b>	<b>-0,457</b>	<b>-0,325</b>	<b>-0,405</b>

### 5.3 Vergleiche zwischen den verschiedenen Testgruppen

#### 5.3.1 Stahl 0.017" x 0.025" mit 30° Torque und Stahl 0.018" x 0.025" mit 30° Torque

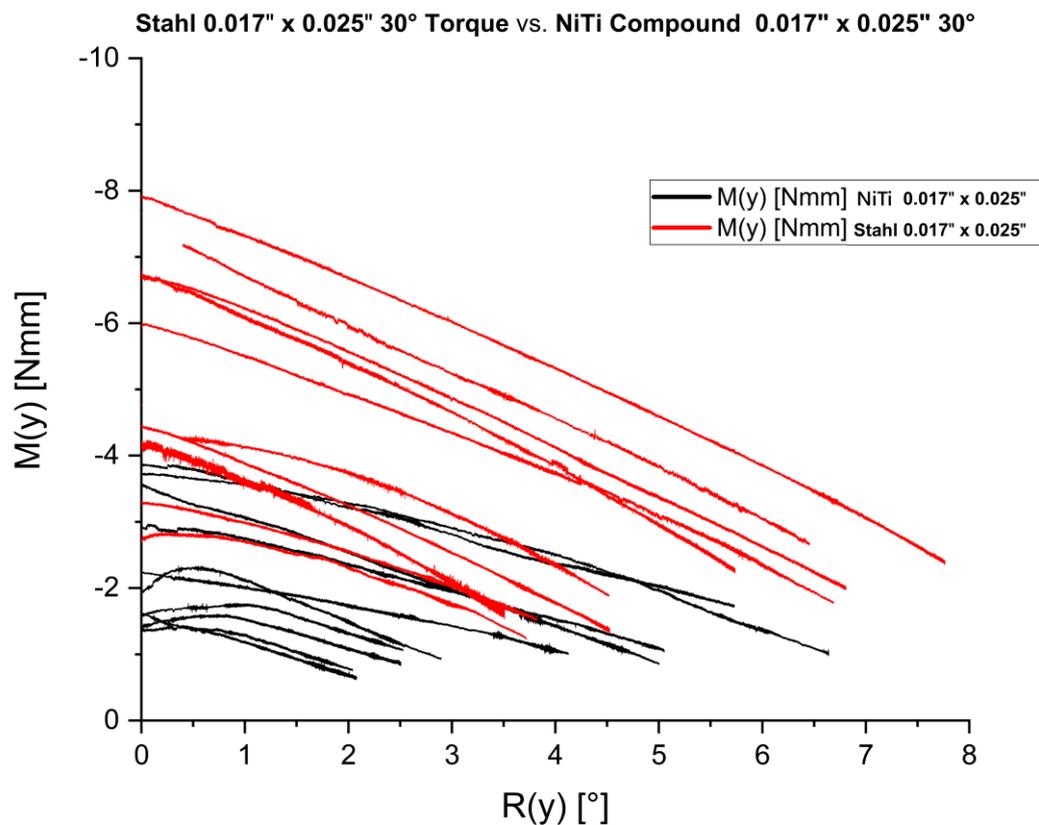


**Abbildung 27:** Die Drehmomente der Stahldrähte der Dimension 0.017" x 0.025" und 0.018" x 0.025" gemessen im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Die Stahldrähte enthielten 30° eingebogenen Torquewinkel.

Die Abb. 27 zeigt die Drehmomente  $M(y)$  entsprechend dem palatinalen Wurzeltorque der beiden getesteten Bögen im Vergleich. Es bestand ein signifikanter Unterschied zwischen dem maximalen Drehmoment der beiden Testgruppen nach dem Kruskal-Wallis-Test mit einem Signifikanzwert von  $p < 0,001$ . Die Mittelwerte betragen dabei -5.647 Nmm für die Stahlbögen 0.017" x 0.025" (30° Torque) und -10,468 Nmm für die Stahlbögen 0.018" x 0.025" (30° Torque).

Für den angenäherten Drehmomentabbau des palatinalen Wurzeltorques über den Rotationswinkel  $R(y)$  der beiden Testgruppen wurde ebenfalls ein Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Es ergab sich dabei kein signifikanter Unterschied zwischen den Testgruppen. Die Mittelwerte betragen dabei -0,717 Nmm/° für die Stahlbögen 0.017" x 0.025" (30° Torque) und -0,898 Nmm/° für die Stahlbögen 0.018" x 0.025" (30° Torque).

### 5.3.2 NiTi 0.017" x 0.025" mit 30° Torque und Stahl 0.017" x 0.025" mit 30° Torque

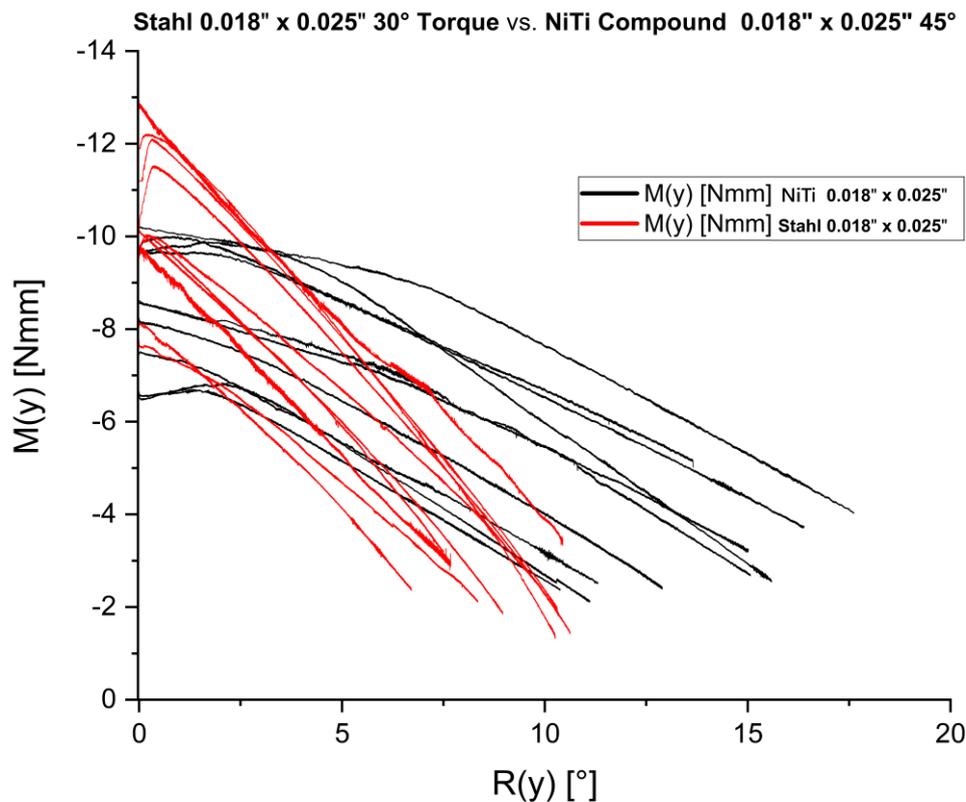


**Abbildung 28:** Die Drehmomente von NiTi und Stahldrähten der Dimension 0.017" x 0.025" gemessen im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Beide Drähte enthielten 30° eingebogenen Torquewinkel.

Die Abb. 28 zeigt die Drehmomente  $M(y)$  entsprechend dem palatinalen Wurzel torque der beiden getesteten Bögen im Vergleich. Es zeigte sich zwar eine deutliche Tendenz der Stahlbögen zu einem höheren maximalen Drehmoment  $M(y)$ , diese blieb allerdings statistisch knapp unter dem angestrebten Signifikanzniveau von  $p=0,05$  (ohne Bonferronikorrektur  $p=0,056$ ; mit Korrektur  $p=0,335$ ). Die Mittelwerte betragen dabei  $-5,647$  Nmm für die Stahlbögen 0.017" x 0.025" (30° Torque) und  $-2,533$  Nmm für die Compoundbögen 0.017" x 0.025" (30° Torque).

Für den angenäherten Drehmomentabbau des palatinalen Wurzel torques über  $R(y)$  der beiden Testgruppen wurde ebenfalls ein Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Hier ergaben sich signifikante Unterschiede mit einem Signifikanzniveau von  $p = 0,006$ . Die Mittelwerte betragen dabei  $-0,717$  Nmm/° für die Stahlbögen 0.017" x 0.025" (30° Torque) und  $-0,396$  Nmm/° für die Compoundbögen 0.017" x 0.025" (30° Torque).

### 5.3.3 NiTi 0.018" x 0.025" mit 45° Torque und Stahl 0.018" x 0.025" mit 30° Torque

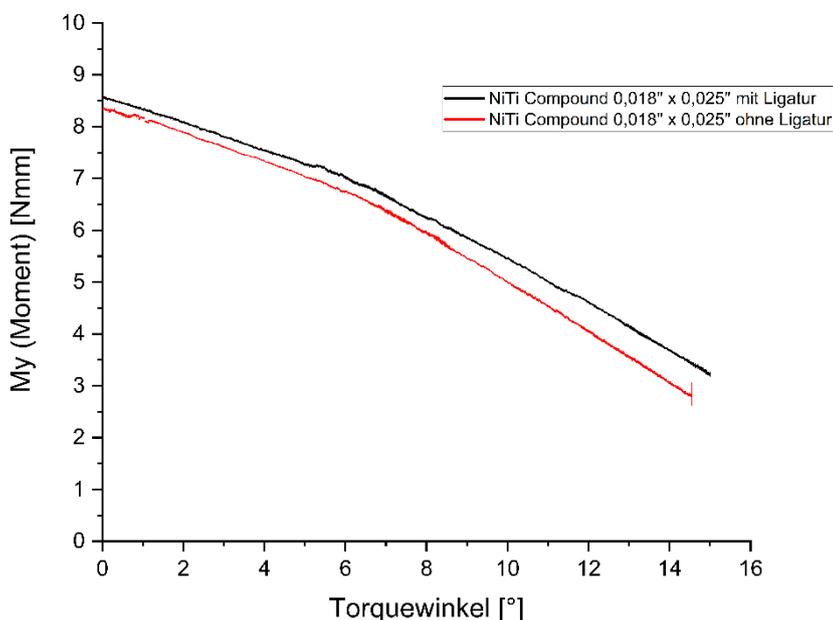


**Abbildung 29:** Die Drehmomente von NiTi und Stahldrähten der Dimension 0.018" x 0.025" gemessen im Kraftansatzpunkt aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$ . Die Stahldrähte enthielten 30° eingebogenen Torquewinkel, während dieser bei den NiTi Compoundbögen 45° betrug.

Die Abb. 29 zeigt die Drehmomente  $M(y)$  entsprechend dem palatinalen Wurzeltorque der beiden getesteten Bögen im Vergleich. Es bestand kein signifikanter Unterschied zwischen dem maximalen Drehmoment der beiden Testgruppen nach dem Kruskal-Wallis-Test, da  $p$  deutlich über dem angestrebten Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  lag (ohne Bonferroni-Korrektur  $p=0,193$ ; mit Korrektur  $p=1,0$ ). Die Mittelwerte betragen dabei -10,468 Nmm für die Stahlbögen 0.018" x 0.025" (30° Torque) und -8,636 Nmm für die Compoundbögen 0.018" x 0.025" (45° Torque).

Für den angenäherten Drehmomentabbau des palatinalen Wurzeltorques über  $R(y)$  der beiden Testgruppen wurde ebenfalls ein Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Hier ergaben sich signifikante Unterschiede mit einem Signifikanzniveau von  $p < 0,001$ . Die Mittelwerte betragen dabei -0,898 Nmm/° für die Stahlbögen 0.018" x 0.025" (30° Torque) und -0,405 Nmm/° für die Compoundbögen 0.018" x 0.025" (45° Torque).

### 5.3.4 NiTi 0.018" x 0.025" mit 45° Torque mit und ohne Ligatur



**Abbildung 30:** Das entwickelte Drehmoment von Draht 10 der NiTi Compoundbögen in der Dimension 0.018" x 0.025" mit 45° eingebogenem Torquewinkel, jeweils mit (Schwarz) und ohne (Rot) Stahlligatur, aufgetragen gegen den Rotationswinkel R(y). Negatives Vorzeichen bedeutet palatinalen Wurzeltorque.

Die Messung wurde durchgeführt mit Draht 10 der NiTi Torquesegmentbögen (45° Torque, 0,018" x 0,025", in dem er nach der regulären Messung nochmals ohne Ligatur vermessen wurde. Die Abb. 30 zeigt das Drehmoment M(y) entsprechend dem palatinalen Wurzeltorque des Drahtes jeweils mit und ohne Ligatur. Der Unterschied zwischen den beiden Kurven ist gering, der Quotient  $M(y)2 / M(y)1$  entspricht 0,974 bei 0°, 0,966 bei 5° und 0,917 bei 10°, wobei M(y)1 das Drehmoment mit Ligatur und M(y)2 ohne Ligatur darstellt.

Tabelle 6 zeigt die Vergleichspunkte noch einmal einzeln aufgeführt.

**Tabelle 6:** Vergleich ausgewählter Punkte des wiederholten Versuches ohne Ligatur mit dem Ergebnis der regulären Testreihe

Vergleich gemessen mit und ohne Ligatur NiTi 0.018" x 0.025" (Draht 10) M(y) / Nmm			
R(y) / °	Mit Ligatur	Ohne Ligatur	Abweichung %
0°	8,564	8,344	2,6%
5°	7,280	7,036	3,4%
10°	5,463	5,010	8,3%

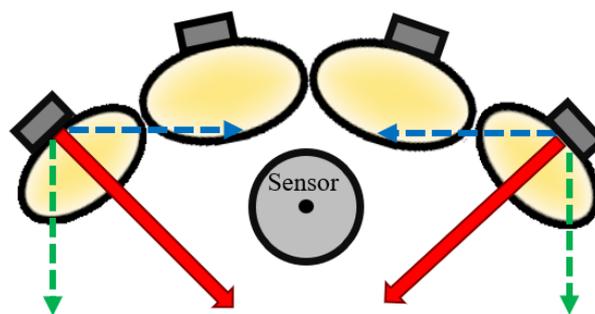
## 6. Diskussion

### 6.1 Analyse des gewählten Versuchsaufbaus

Da es sich beim vorhandenen Versuchsaufbau um eine *in-vitro* Simulation handelt, ergeben sich einige Abweichungen vom realen Patienten, die kritisch betrachtet und letztendlich berücksichtigt werden müssen. Zum einen sind im Aufbau sowohl das Frontzahn- als auch das Seitenzahnsegment starr montiert und die einzelnen Zähne im jeweiligen Segment als Gipsmodell zusammengefasst. Dies steht aber im Gegensatz zur Wirkung des parodontalen Ligaments, durch die die *in-vivo* Kräfte und Drehmomente auf die Zähne etwas abgeschwächt werden können.

Zum anderen führt diese Verblockung der einzelnen Zähne innerhalb eines Segments zusätzlich dazu, dass sich die Zähne nicht relativ zueinander bewegen können. Das hat insbesondere beim Frontzahnsegment die Folge, dass Kräfte und Drehmomente, die in der Transversalebene auftreten, sich am Modell gegenseitig aufheben können und somit das gemessene Drehmoment geringer als an den einzelnen Zähnen am Patienten ist. Das ist vor allem für den transversal wirkenden Torqueanteil an den seitlichen Schneidezähnen der Fall (vgl. Abb 31).

#### Messbares Drehmoment am Sensor für äußere Inzisiven (vereinfacht, schematisch)



- Rot:** Gesamter, realer Betrag für  $M(y)$  der äußeren Inzisiven
- Blau:** Transversal wirkender Drehmomentanteil von  $M(y)$  der äußeren Inzisiven, hebt sich aufgrund entgegengesetzter Vorzeichen am Sensor auf
- Grün:** Sagittaler Anteil von  $M(y)$  der äußeren Inzisiven, addiert sich links/rechts auf

**Abbildung 31:** Darstellung des messbaren Anteils von  $M(y)$  der seitlichen Schneidezähne

Zudem stellt die Verblockung eine Vereinfachung des Systems der Kräfte und Drehmomente dar, da in der Realität die Effekte des Torques auf die Zähne meist zeitversetzt und

unterschiedlich an den einzelnen Zähnen eintreten. So erfahren die seitlichen Schneidezähne oft erst eine gewissen palatinale Kippung der Wurzel, bevor diese an den mittleren Schneidezähnen eintritt (Jayade et al. 2007).

Es sollte außerdem der Abstand von 28mm zwischen den Brackets der Frontzähne und der Molaren beachtet werden, welcher zu geringeren Messwerten führt, als wenn der Draht durch Brackets an den Prämolaren geführt werden würde. Je geringer diese „freie“ Drahtlänge zwischen den Brackets ausfällt, über die der Torque aufgebaut wird, desto höhere Drehmomente ergeben sich. Dies wird ersichtlich aus der Gleichung zur Berechnung des Torsionsmoments  $M$ , hier zur Vereinfachung dargestellt für einen Runddraht (Meschede 2015):

$$M = \int_0^R dM = \frac{\pi GR^4}{2l} \phi$$

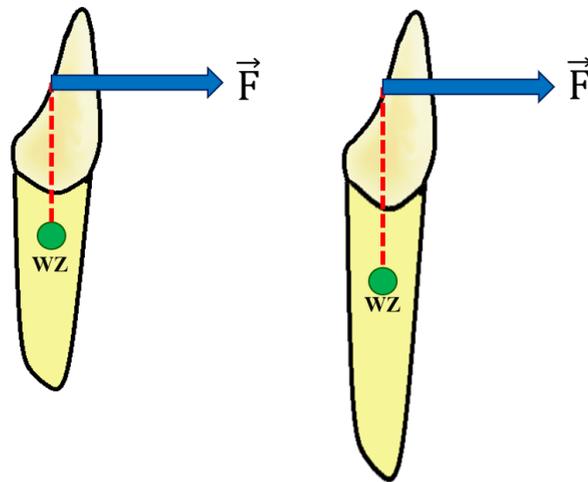
( $M$ = Torsionsmoment;  $l$ = Länge des Drahtes/ „freie“ Drahtlänge;  $R$ = Radius des Drahtes;  $G$ = Schubmodul;  $\phi$ = Verdrehwinkel)

Anhand der Gleichung erkennt man, dass das übertragene Torsionsmoment umgekehrt proportional zur freien Länge des Drahtes ist, aber insbesondere vom Drahtdurchmesser, der im Zähler mit dem Exponenten 4 steht, abhängt. Dies entspricht dem Flächenträgheitsmoment. Diese Überlegung gilt auch analog für quadratische oder rechteckige Drahtprofile, wobei die Querschnittsfläche durch eine kompliziertere Form, basierend auf dem jeweiligen Flächenträgheitsmoment, ersetzt werden muss.

Die Gleichung ist von Bedeutung, wenn die absoluten Drehmomentbeträge des vorgestellten Versuchs mit anderen Versuchsständen verglichen werden sollen, in denen geringere Abstände (= freie Drahtlänge) zwischen den Segmenten, die bewegt werden sollen, verwendet wurden. Dies ist z.B. häufig bei der Anwendung von Torque auf nur einen einzelnen Zahn innerhalb des Zahnbogens der Fall.

Des Weiteren muss beachtet werden, dass sich Zahnform,-bogen und -größe in der Realität stark von einem standardisierten Modell unterscheiden können, was ebenfalls zu abweichenden Kräften und Drehmomenten führen kann. Insbesondere die Wurzellänge spielt eine große Rolle, da sie sich direkt auf den wirksamen Hebelarm der Kraft und damit das Drehmoment auswirkt. Da im Versuchsstand eher kürzere Wurzellängen vorausgesetzt wurden, sind dementsprechende geringere Drehmomentwerte als bei größerer Wurzellänge anzunehmen (siehe Abb. 32).

### Einfluss der Wurzellänge auf das Drehmoment (schematisch, vereinfacht)



Blau: An der Zahnkrone ansetzende, auf den Zahn wirksame Kraft  
 Rot: Effektiver Hebelarm; größere Wurzellänge führt zu längerem Hebelarm und dementsprechend höherem Drehmoment

**Abbildung 32:** Einfluss der Wurzellänge auf das Drehmoment bzw. den wirksamen Hebelarm

Die Probleme, die ein vereinfachtes, standardisiertes Modell mit sich bringt, sind allerdings nicht spezifisch für den vorgestellten Versuchsstand, sondern treten bei nahezu jedem biomechanischen Versuch auf, der gewisse Vereinfachungen gegenüber der Vielfalt biologisch möglicher Varianten erforderlich macht. Allgemeine Aussagen über Behandlungsschritte anhand einer Studie ohne Kenntnis über die individuelle Anatomie des Patienten können deshalb nicht getroffen werden. Ein Vorteil des Versuchsstands mit dem Hexapod ist aber, dass nahezu alle Parameter bezogen auf die Zahnanatomie veränderbar sind. So ist es unter anderem möglich die Wurzellänge oder die Position des Widerstandszentrums zu variieren, um besser speziellen Anatomien (wie z.B. besonders langen oder kurzen Wurzeln) entsprechen zu können ohne zwingend das Modell wechseln zu müssen.

Einen Nachteil unabhängig vom Zahnmodell stellt die vergleichsweise hohe Versuchsdauer dar, die sich aus der derzeitigen Programmierung der Software ergibt. Da die Bewegung direkt proportional zur Kraft/Drehmomentgröße ist, verlangsamt sie sich mit abnehmender Kraft bzw. Drehmoment zunehmend und die Bewegungsschrittweiten gehen schließlich asymptotisch gegen null. Zwar lässt sich die Größe der einzelnen durchgeführten Bewegungsschritte im Programm anpassen, dies ist allerdings nur bis zu einem gewissen Grad sinnvoll, da sich sonst Kräfte und/oder Drehmomente „aufschaukeln“ können, was zu einem wellenförmigen Kraft/Drehmoment-Diagramm führen würde. Dieses Phänomen ist darauf zurückzuführen, dass bereits geringe Auslenkungen in einer Raumrichtung zu relativ hohen Kräften führen können,

wenn der Draht dabei zu stark gegen die Slotwände des Brackets gedrückt wird. Bei zu großer Schrittgröße führt dies zu Überkorrekturen mit stetig wechselndem Vorzeichen der Kraft, da der Draht durch die Bewegungsbefehle abwechselnd an die gegenüberliegenden Slotwände gepresst wird. Neben verfälschten Ergebnissen würde dies in der Folge auch zu Schäden am Versuchsstand führen.

Eine Folge der langen Versuchsdauer sind die unterschiedlichen Endpunkte der einzelnen Proben, da die einzelnen Durchgänge nach einer Dauer etwa 2,5-3 Stunden abgebrochen wurden und kaum noch eine weitere Veränderung/Bewegung stattfand. Allerdings ist dies auch im biologischen System in gleicher Weise der Fall, denn auch hier werden keine weiteren Bewegungen des Zahnsegments oder der Einzelzähne erfolgen, wenn die Kräfte und Momente der eingebrachten kieferorthopädischen Apparatur einmal abgebaut sind. Im Gegensatz zum durchgeführten in-vitro Experiment findet in der Realität jedoch eine Nachjustierung der Apparatur bei Wiedervorstellung des Patienten solange statt, bis das Behandlungsziel erreicht worden ist. Somit stellen die Endpunkte im Gegensatz zu den Startpunkten der Messungen aber keine direkt vergleichbaren Daten dar.

Darüber hinaus ist die Bewegungsmatrix (vgl. Kapitel 4.4.2) nur als eine mathematisch errechnete Grundlage zu betrachten, die für bestimmte Individuen zutrifft, für andere aber auch deutlich abweichen kann. Das liegt unter anderem an den bereits erwähnten Unterschieden der Zahnform und -größe, sowie auch an Abweichungen in der Zahnbogenform. Eine genauere Bestimmung der mathematisch berechneten Matrix ist prinzipiell z.B. über FE-Simulationen möglich, aber zeitaufwändiger. Zudem ist auch solch eine Bestimmung nicht fehlerfrei, da auch modernen FE-Simulationen noch viele Vereinfachungen und Standardisierungen zu Grunde liegen und auch eine FE-Simulation letztendlich nur eine Modellrechnung bleibt. Ein Vorteil der entwickelten Software ist jedoch, dass die Parameter der Bewegung (=Bewegungsmatrix) sich ebenfalls relativ komplikationslos im Programm anpassen lassen, so dass sie in Zukunft weiter verbessert und aktualisiert werden können. Dies ist auch in Anbetracht anderer Versuchsmodelle sinnvoll, insbesondere bei der Betrachtung anderer Zahngruppen. Vor allem bei der Simulation der Bewegungen von mehrwurzigen Zähnen, muss die Matrix unbedingt angepasst werden, um realitätsnähere Ergebnisse zu erzielen.

Viele der genannten Punkte sind nicht spezifisch für den Versuchsaufbau mit dem Hexapod, sondern treten in ähnlicher Form bei nahezu allen biomechanischen Versuchsständen auf. Ein charakterisierendes Herausstellungsmerkmal des vorgestellten Versuchsstandes stellt der kraftgesteuerte Bewegungsablauf dar, der die praktische Simulation der Zahnbewegung erst

ermöglicht. Durch sie werden viele Faktoren erfasst, die bei einem herkömmlichen bewegungsgesteuerten Versuchsablauf nicht erfasst oder korrigiert werden können. Es werden so zum Beispiel geringe Asymmetrien der Bogenform, die durch die manuelle Anpassung der Bögen entstehen, im Verlauf der Simulation ausgeglichen, da das Modell sich während des Versuchs möglichst kraft- und drehmomentfrei zentriert. Der Versuchsstand ist daher weniger anfällig für Ungenauigkeiten, die durch den Behandler entstehen (=anwenderspezifische Komponente). Trotzdem können diese nicht komplett verhindert werden. Auf der anderen Seite kann man erkennen, wie groß selbst bei ein und demselben erfahrenen Behandler die Ungenauigkeit der manuell erstellten Biegungen sein kann.

Außerdem kann durch die Kraftsteuerung der Bewegungsweg der Zahngruppe nachvollzogen und dementsprechend bestimmt werden, ob ein bestimmter Betrag eines Drehmoments oder einer Kraft im Ergebnis zu einem klinisch gewünschten Therapieergebnis führen kann. Neben kraftgesteuerten Versuchsaufbauten ist dies sonst nur mithilfe einer FE-Simulation möglich.

Zuletzt sollte berücksichtigt werden, dass sich Abweichungen aus der inhärenten Messungenauigkeit des Kraftsensors, sowie aus der Positioniergenauigkeit des Hexapods (siehe 4.2.1 bzw. 4.2.2) ergeben, diese fallen jedoch im Vergleich zu den anderen genannten Faktoren gering aus.

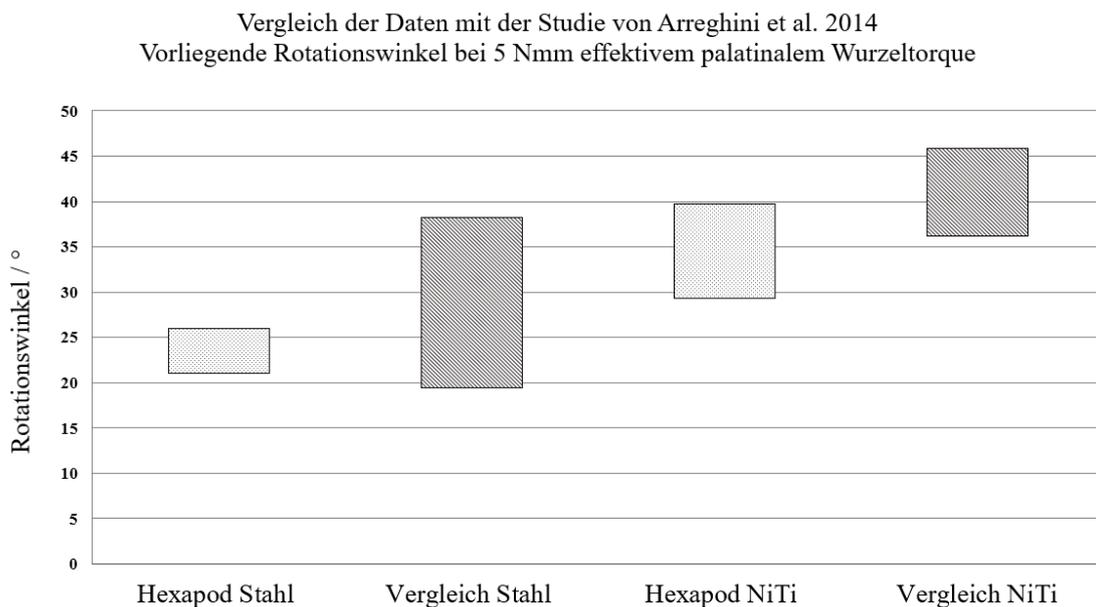
## **6.2 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur**

Obwohl in der Literatur des Öfteren Torqueversuche für kieferorthopädische Drähte beschrieben werden, fällt ein direkter Vergleich jener Ergebnisse mit denen der vorgelegten Studie schwer, da sich die Arbeiten im Aufbau oft deutlich unterscheiden. Dennoch wurden die Ergebnisse der Studie mit bereits vorhandenen Ergebnissen aus der aktuelleren Literatur abgeglichen.

Als erste Vergleichspunkte wurden z.B. mit dem OMSS (Bourauel et al. 1992; Drescher et al. 1991) Beträge für das maximale Drehmoment  $M(y)$  gemessen, die zwischen 4 Nmm und 35 Nmm lagen. Dies geschah allerdings bei größerer Drahtdimension (0.019" x 0.025"), geringerem Torquewinkel (20°) und unterschiedlichen Brackets (verschiedene Stahl, Keramik und Kunststoffbrackets) (Morina et al. 2008). Diese Ergebnisse können somit lediglich zur Bestätigung der Größenordnung der im vorgestellten Versuch mit dem Hexapod gemessenen Resultate dienen, da die Unterschiede im Versuchsdesign zu groß waren. Bei dem in der vorgelegten Studie gemessenen, etwas schmaleren 0.018" x 0.025" Stahldraht traten bei dem

entsprechenden Torquewinkel von  $20^\circ$  zumindest bis zu 3,9 Nmm auf, was sehr nahe dem Minimum von 4 Nmm mit dem OMSS liegt. Aufgrund der Dimensionsunterschiede erscheint dies letztendlich aber plausibel.

Eine weitere Publikation zeigt den nötigen Torquewinkel, der bei verschiedenen Kombinationen aus Bracket und Draht notwendig war, um 5 Nmm bzw. 20 Nmm effektiven Torque zu erreichen (Arreghini et al. 2014). Für Brackets mit 0.022" Slotweite und Stahlbögen der Dimension 0.018" x 0.025" lag dieser Winkel zwischen  $19,40^\circ$  und  $38,21^\circ$  (5 Nmm), beziehungsweise zwischen  $23,65^\circ$  und  $32,54^\circ$  (20 Nmm; eine Kombination der dort verwendeten Brackets mit dem Draht erreichte diesen Wert nicht).



**Abbildung 33:** Vergleich der Daten der vorliegenden Dissertation mit der Studie von Arreghini et al. (2014); dargestellt ist jeweils das Spektrum der Rotationswinkel, der bei einem Drehmoment von 5 Nmm vorlag.

Für NiTi-Bögen der Dimension 0.018" x 0.025" waren hingegen bereits  $36,15^\circ$  bis  $45,84^\circ$  Torquewinkel für 5 Nmm notwendig, und in der Folge wurden 20 Nmm mit den NiTi-Drähten bei keinem getesteten Torquewinkel erreicht. Vergleicht man diese Ergebnisse nun zunächst mit denen der getesteten Stahldrähte am Hexapod, muss berücksichtigt werden, dass die Messung am Hexapod bei einem vollem Torquewinkel von  $30^\circ$  begonnen wurde, und der Versuchsablauf umgekehrt erfolgte (Mit dem Hexapod wurde der Torque langsam abgebaut, während beim in der Literatur beschriebene Versuch der Torque aufgebaut wurde). Der Wert 5 Nmm für  $M(y)$  (= palatinaler Wurzeltorque) konnte am Hexapod nach  $4,05^\circ$  und  $8,95^\circ$  Ausrotation um die Torqueachse beobachtet werden, was unter Einbezug des entgegengesetzten Versuchsablaufs zum Vergleich  $21,05^\circ$  bis  $25,95^\circ$  entspricht ( $30^\circ - 8,95^\circ$  bzw.  $30^\circ - 4,05^\circ$ ). Die Werte für die Stahldrähte liegen hier also im angegebenen Bereich der Literatur. Wenn man

nun die am Hexapod getesteten NiTi Compoundbögen zum Vergleich heranzieht, muss dementsprechend der höhere eingebogene Torque von  $45^\circ$  eingerechnet werden, so dass diese Drähte mit dem Hexapod die geforderten 5 Nmm zwischen  $29,35^\circ$  und  $39,74^\circ$  Rotationswinkel erzielten ( $45^\circ - 15,65^\circ$  bzw.  $45^\circ - 5,26^\circ$ ). Auch diese Werte liegen zum größten Teil im Spektrum der Vergleichsliteratur. Anzumerken ist allerdings, dass der zweite Wert von 20Nmm für  $M(y)$  (=palatinaler Wurzelorque), der von der Literatur für die Stahldrähte angegeben werden konnte, mit dem Hexapod nie erreicht wurde. Wie bei der ersten vorgestellten Publikation lagen aber auch hier entscheidende Unterschiede im Versuchsaufbau vor, die womöglich zu den geringen Differenzen in den Ergebnissen geführt haben. So wurde z.B. das Drehmoment nur über ein einzelnes Bracket und nicht wie mit dem Hexapod über Brackets an der gesamten Frontzahngruppe erzeugt und gemessen. Folglich stand dem Draht am Hexapod mehr freie Länge zwischen den Brackets zur Verfügung, weil der Torque zwischen den Brackets an den ersten Molaren und den zweiten Inzisiven aufgebaut wurde. Dieser vergrößerte Abstand zwischen den Elementen, an denen der Torque entsteht, führt ebenfalls zu geringeren Drehmomenten. Ferner ist insbesondere bei NiTi-Drähten ein Unterschied in der Höhe des Entlastungsplateaus maßgeblich für die abgegebenen Kräfte und Drehmomente. Dieser Parameter ist jedoch bei den vorliegenden Vergleichsarbeiten nicht bekannt.

Abseits dessen beschäftigten sich andere Studien mit den Unterschieden zwischen aktiv- und passiv-selbstligierenden Brackets (Badawi et al. 2008). Während signifikante Unterschiede in der Effizienz der beiden Brackettypen zugunsten aktiv-ligierender Brackets festgestellt wurden, wurden auch hier verschiedene Werte für feste Torquewinkel vorgestellt. Es wurden u.a. auch Brackets der Firma Densply/Sirona (New York, USA) verwendet, die in der zitierten Studie als „In-Ovation Brackets“ bezeichnet wurden. Allerdings wurden sie mit einem etwas breiteren Stahldraht der Dimension  $0.019'' \times 0.025''$  kombiniert. Es wurde dabei für einen Torquewinkel von  $24^\circ$  12,4 Nmm Drehmoment angegeben, beziehungsweise 27,8Nmm bei  $36^\circ$  Torquewinkel. Wie wegen des größeren Drahtdurchmessers zu erwarten war, übersteigen die Drehmomente jene, die in der vorgelegten Dissertation mit dem Hexapod gemessen wurden (10,5 Nmm im Durchschnitt bei  $30^\circ$  Torque am  $0.018'' \times 0.025''$  Stahldraht), die Ergebnisse nähern sich aber sehr gut gegenseitig an. Ebenfalls bemerkenswert ist die verhältnismäßig hohe Varianz (Standardabweichung 6,9Nmm bei  $24^\circ$ , 12,5Nmm bei  $36^\circ$ ), die in der Literatur angegeben wird und in der vorgelegten Dissertation durch die höhere Probenzahl reduziert werden konnte (Standardabweichung von 1,633 Nmm bei  $30^\circ$  am  $0.018'' \times 0.025''$  Stahldraht).

Obwohl insgesamt verhältnismäßig viele Torqueversuche in der Literatur beschrieben werden, stellen sich die Ergebnisse bezogen auf konkrete Zahlenwerte uneinheitlich dar. Aus diesem

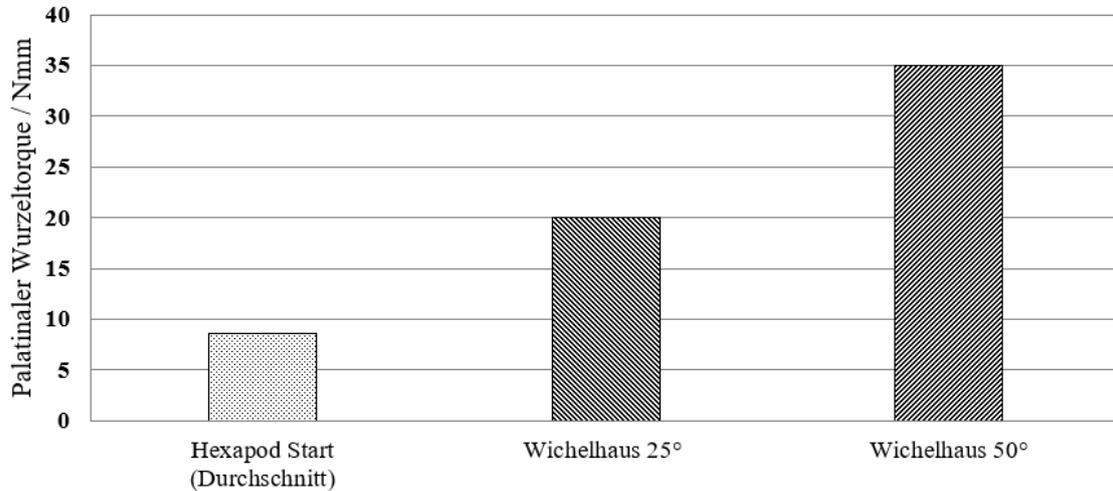
Grund wurde versucht, die Ergebnisse verschiedener Arbeiten in einer Metastudie gegenüberzustellen (Archambault et al. 2010a). Die Studie fokussiert sich dabei speziell auf den Winkel, der nötig war, um das Spiel zwischen Bracket und Draht zu überwinden. Ein Draht übt in der Theorie erst dann ein Drehmoment aus, wenn der eingebogene Torquewinkel größer als dieser Winkel des Spiels zwischen Slot und rechteckigem Bogen ist. Hierbei spielen herstellungsbedingte Toleranzen, aber auch Prozessungenauigkeiten bei der Herstellung beider Komponenten eine Rolle. Deshalb war der Betrag des Spiels auch von großer Wichtigkeit für die Experimente mit dem Hexapod, da es der hauptsächliche Grund für die vergleichsweise niedrigen Drehmomentwerte ist. Die Metastudie gibt das Spiel für 0.022" Brackets und einen Bogen der Dimension 0.018" x 0.025" mit etwa 18° an. Ähnlich hohe Werte zeigt auch eine neuere Studie, in der drei verschiedene getestete Brackets mit einer Slotbreite von ebenfalls 0.022" in Kombination mit 0.018" x 0.025" Stahlbögen ein durchschnittliches Spiel zwischen 14,46° und 19,75° aufwiesen (Wichelhaus 2017). Dies muss beim Vergleich der Hexapodergebnisse mit Ergebnissen spielfreier Versuchsstände berücksichtigt werden.

Dies gilt auch für den Vergleich der vorgelegten Dissertation mit einer früheren Arbeit, die als Vorlage für das Versuchsdesign des Hexapodversuchsstands diente (Wichelhaus 1999). Dieser Arbeit lag ein Aufbau ohne Spiel zwischen Draht und Bracket zu Grunde. Weil bei der Kombination eines Drahtes der Dimension 0.018" x 0.025" mit einem Slot der Größe 0.022" aber mit einem Torqueverlust von etwa 18°- 20° zu rechnen war (Archambault et al. 2010a; Gioka und Eliades 2004), wurden schon im Vorhinein geringere Drehmomente und Kräfte erwartet. Dementsprechend wurden sowohl das angegebene Drehmoment von 35 Nmm bei 50° Aktivierung, als auch 22 Nmm bei 30° Aktivierung, aus der früheren Arbeit mit dem Torquesegmentbogen der Dimension 0.018" x 0.025" im neuen Versuchsstand nicht erreicht. Einen besseren Vergleichspunkt stellen die Werte dar, die in der Arbeit von Wichelhaus für 25° Aktivierung angegeben wurden, weil diese nach Abzug von 20° Spiel den Startwerten der Torquesegmentbögen mit 45° Torque (0.018" x 0.025") beim vorliegenden Versuchsstand entsprechen sollten. Hierbei sind 20 Nmm angegeben, was in etwa dem Doppelten des im Rahmen dieser Dissertation erreichten Drehmoments von 8,2-10,2 Nmm entspricht (Abb. 34).

Als mögliche Ursachen dafür sind ein höher als angenommenes Spiel des Drahtes im Bracket im Versuch mit dem Hexapod, aber auch Unterschiede in der generellen Messmethodik bzw. im Aufbau denkbar. Insbesondere die Positionierung der Brackets und des Modells in Bezug auf das Widerstandszentrum spielen hier eine Rolle, die zu diesen Differenzen führen könnte. Das liegt daran, dass sich aus dieser Positionierung der wirksame Hebelarm ergibt, über den

das Drehmoment aufgebaut wird, und so direkt der errechnete Drehmomentbetrag am Kraftansatzpunkt (Mitte aller vier Frontzahnbrackets) beeinflusst wird.

### Vergleich der Daten mit der Studie von Wichelhaus 1999



**Abbildung 34:** Vergleich der Drehmomentbeträge von  $M(y)$  der Startwerte des Hexapods mit den Werten der Studie von Wichelhaus (1999). Es handelt sich um die Werte der NiTi-Bögen der Dimension 0,018" x 0,025"

Hinsichtlich der Kräfte zeigte sich ein ähnliches Bild. Während in beiden Versuchen extrudierende Kräfte gemessen wurden, unterschieden sich diese deutlich im Betrag. Der Betrag der Kraft bei 30° Aktivierung im früheren Versuch ist mit 1,1 N angegeben, während die  $F(z)$  Beträge hier vorgestellten Versuchsstands bei 0,17 N – 0,41 N liegen. Es muss allerdings berücksichtigt werden, dass hier nur mit den Werten für 30° Aktivierung verglichen wird, da keine anderen Werte in der Publikation angegeben werden. Somit fallen sie im neuen Versuchsstand allein bedingt durch das Spiel schon geringer aus, da der Torquewinkel nach Abzug des Spiels nur noch maximal ca. 25° betrug. Die Kräfte entlang der X-Achse unterschieden sich im Vorzeichen, wodurch der aktuelle Versuch retrudierende und der frühere Versuch protrudierende Kräfte zeigte. Dies ist vermutlich auf den geänderten, bewegungsgesteuerten Versuchsablauf zurückzuführen, insbesondere, weil im früheren Versuch eine reine Drehung um einen fixen Punkt umgesetzt wurde. Dies erzeugt auch generell höhere Kräfte und Momente, da während der Bewegung kein Ausgleich der Kräfte/Momente durch Translationen erfolgen kann.

Zuletzt legen einige Autoren keine absoluten Messwerte dar, stattdessen aber das Verhältnis der Drehmomente zwischen verschiedenen Materialien. So zeigt eine Arbeit, dass für einen Draht der Dimension 0.017" x 0.025" und einen Torquebereich zwischen 20° und 40° die Drehmomente eines Stahldrahtes etwa 1,1-1,7-mal größere Werte erreichen, als die eines NiTi-Drahtes (Hirai et al. 2011). Dem entgegen stehen die Ergebnisse einer weiteren Studie,

die ein Verhältnis der Drehmomente von etwa 1 : 2,5-3 zwischen NiTi- und Stahldrähten der Dimension 0.019" x 0.025" beschreibt (Archambault et al. 2010b). Dies ist aber unter anderem auf die unterschiedlichen Drahtabmessungen zurückzuführen. Das mit dem Hexapod gemessene durchschnittliche Verhältnis von  $M(y)$  für die Drähte der Dimension 0.017" x 0.025" bei 30° liegt mit etwa 1 : 2,2 genau zwischen den Werten, die von den beiden Arbeiten angegeben werden. Aufgrund der relativ hohen Streuung der Drehmomente und der Unterschiede zwischen den einzelnen Drähten lassen sich die Ergebnisse aber gut in Einklang bringen.

Abschließend lässt sich zusammenfassen, dass die Ergebnisse der vorliegenden Dissertation vor allem im Bereich der niedrigeren und mittleren Drehmomente und Torquewinkel überwiegend mit denen der bisherigen Literatur übereinstimmen. Die größten Unterschiede liegen in den absoluten Beträgen im Bereich der höheren Drehmomente, die mit dem Hexapod tendenziell am unteren Rand des Vergleichsspektrums angesiedelt sind. Einer der wichtigsten Gründe dafür ist die relativ lange freie Drahtlänge von 28mm (vgl. Abb. 6 in Abschnitt 4.1.1), die dem Versuch zugrunde liegt, und bei den Vergleichsstudien zumeist geringer war. Je länger dieser Abstand ist, desto geringer fallen auch die Drehmomente aus. Einen Einfluss hat auch die vergleichsweise etwas kurze Wurzellänge der Zähne des Modells, die in direkter Korrelation zu den gemessenen Drehmomenten steht. Auch sie führte zu den hier gemessenen, geringeren Drehmomenten. Nicht zuletzt gehen auch durch die Verblockung und die bogenförmige Anordnung der Brackets transversal wirkende Drehmomentanteile verloren, die ansonsten zum palatinalen Wurzeltorque beitragen würden (vgl. Abb. 31).

### 6.3 Bewertung der Versuchsergebnisse

Der Versuchsstand erwies sich insgesamt als nützliches Werkzeug bei der *in-vitro* Simulation kieferorthopädischer Behandlungsabläufe. Während die Versuchsreihen der vorgelegten Dissertation primär die Funktionsweise des neu entwickelten Versuchstandes validieren sollten, konnten darüber hinaus Erkenntnisse über Unterschiede zwischen den verschiedenen getesteten Proben gewonnen werden.

Innerhalb der beiden Testreihen der Stahldrähte zeigte sich wie erwartet, dass der Betrag des durchschnittlichen maximalen palatinalen Wurzeltorques bei der größeren getesteten Bogendimension signifikant höher ( $p < 0,001$ ) ausfiel (5,647 Nmm bei 0.017" x 0.025" im Vergleich zu 10,468 Nmm bei 0.018" x 0.025"). Ebenso zeigten sich höhere durchschnittlich gemessene Beträge der Extrusions- und Retrusionskräfte bei 1° Drehung ( $F(z) = 0,083\text{N}$  und

$F(x) = 0,399\text{N}$  bei  $0.017'' \times 0.025''$  im Vergleich zu  $F(z) = 0,300\text{N}$  und  $F(x) = 0,788\text{N}$  bei  $0.018'' \times 0.025''$ ).

Es war allerdings zu beobachten, dass die Drehmomentverteilungen der beiden Testgruppen nahezu fließend ineinander übergingen und sogar eine geringe Überlappung entstand. Dies bedeutet klinisch, dass im Extremfall ein Stahldraht der Dimension  $0.017'' \times 0.025''$  mit starker Drehmomententwicklung ähnlich hohe Drehmomente wie ein Draht der Dimension  $0.018'' \times 0.025''$  mit geringer Drehmomententwicklung aufweisen kann (Siehe auch Abb. 27 in 5.3.1).

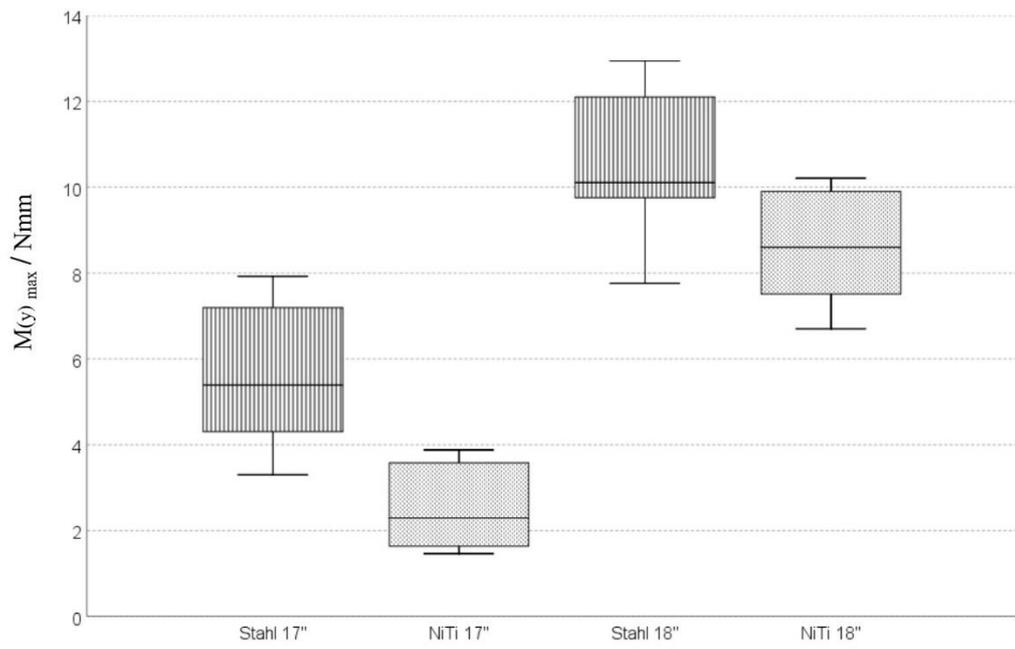
Die Ursache für die Streuung der Drehmomentbeträge liegt vermutlich vor allem im manuellen Vorgang des Anpassens des Drahtes an die Zahnbogenform und Einbiegen des Torques durch den Behandler. Aus diesem Grund wurden auch alle Drähte der Arbeit vom selben Behandler auf Bogenform und Torque kontrolliert, sowie anschließend am Modell einligiert. Die aufgetretenen Abweichungen zwischen einzelnen Proben lassen sich somit nicht auf Unterschiede zwischen zwei oder mehr verschiedenen Behandlern zurückführen. Vielmehr liegt die Vermutung nahe, dass es auch für einen geübten Behandler in der Realität nicht möglich ist, Abweichungen zwischen manuell angepassten Bögen in Gänze zu vermeiden. Zudem lässt sich der tatsächlich eingebogene Torquewinkel nur schlecht messen und könnte ebenfalls eine Fehlermöglichkeit darstellen.

Wie die vorliegende Arbeit aber zeigte, sind die Compoundbögen mit NiTi Frontsegment in der Lage, diese auftretende Streuung der maximalen Drehmomentbeträge im Vergleich zu den herkömmlichen Stahldrähten etwas zu reduzieren (Abb. 35). Dies ist vermutlich aber weniger dem Material NiTi an sich geschuldet, als vielmehr der Tatsache, dass die Bögen schon ab Werk einen fixen Torque enthalten. Dadurch muss der einzelne Bogen vom Behandler nur noch an die Zahnbogenform des Patienten angepasst werden und kein zusätzlicher Torque mehr eingebogen werden. Dies bedeutet, dass dem Behandler die kontrollierte Einstellung eines bestimmten Drehmomentwertes durch die Verwendung eines Compoundbogens erleichtert wird, was wiederum eine vorhersagbare Behandlung vereinfacht.

Beim Vergleich der Compoundbögen untereinander zeigten sich ebenfalls Unterschiede im durchschnittlichen Betrag des maximalen Drehmoments der beiden getesteten Bogengrößen. Hierbei wiesen die Bögen der Dimension  $0.018'' \times 0.025''$  durchweg höhere Beträge auf, als die Bögen der Dimension  $0.017'' \times 0.025''$ . Der durchschnittliche Betrag des maximalen palatinalen Wurzeltores der Compoundbögen lag dabei bei  $2,533\text{ Nmm}$  für die Drähte der Dimension  $0.017'' \times 0.025''$  mit  $30^\circ$  Torque und bei  $8,636\text{ Nmm}$  für die Drähte der

Dimension 0.018" x 0.025" mit 45° Torque. Bei der Gegenüberstellung der entwickelten Kräfte bei 1° Rotation zeigte sich insofern das gleiche Bild, dass auch hier die durchschnittlichen Kraftbeträge der getesteten 0.018" x 0.025" Compoundbögen die der 0.017" x 0.025" Compoundbögen überstiegen. Da neben dem Drahtdurchmesser aber auch das Maß an Torque variiert wurde, erschienen tiefgehende Vergleiche dieser Parameter aber nicht sinnvoll.

#### VERTEILUNG DER BETRÄGE DES MAXIMALEN PALATINALEN WURZELTORQUES



**Abbildung 35:** Verteilung der Beträge des maximalen palatinalen Wurzeltorques im Boxplot. Gezeigt ist der Median (mittlere Linie einer Box), sowie die Extremwerte (äußere Begrenzungen) und Quartile (Begrenzung der Kästen). Es ist zu beachten, dass die NiTi-Drähte der Dimension 0.018" x 0.025" 45° Torque enthielten, während in alle anderen Drähte 30° Torque eingebogen war.

Zusammenfassend fielen somit aber in beiden Compound Testgruppen die durchschnittlichen Beträge des Drehmoments geringer aus als bei dem jeweiligen dimensionsgleichen Pendant unter den getesteten Stahldrähten. Für diese Unterschiede bestand bei der getesteten Probenzahl allerdings keine statische Signifikanz. Dies ist deshalb interessant, weil die Compoundbögen der Dimension 0.018" x 0.025" insgesamt 15° mehr Torque enthielten, als die Stahldrähte (45° im Vergleich zu 30°). Aufgrund des niedrigeren E-Moduls von NiTi gegenüber dem von Stahl und der pseudoelastischen Eigenschaften des NiTi erreichten beide Testgruppen letztendlich aber trotzdem vergleichbare Beträge des maximalen Wurzeltorques.

Bei der Interpretation der Drehmomentwerte sollte nicht außer Acht gelassen werden, dass den konkreten Drehmomentbeträgen nur eine bedingte Aussagekraft beizumessen ist. Das liegt vor allem daran, dass nicht pauschal gesagt werden kann, dass ein hohes bzw. niedriges

Drehmoment sich besser auf den Patienten auswirkt, zumindest solange sich alle Beträge für die Kräfte und Drehmomente in einem gewissen physiologischen Rahmen (Wichelhaus 2013) bewegen.

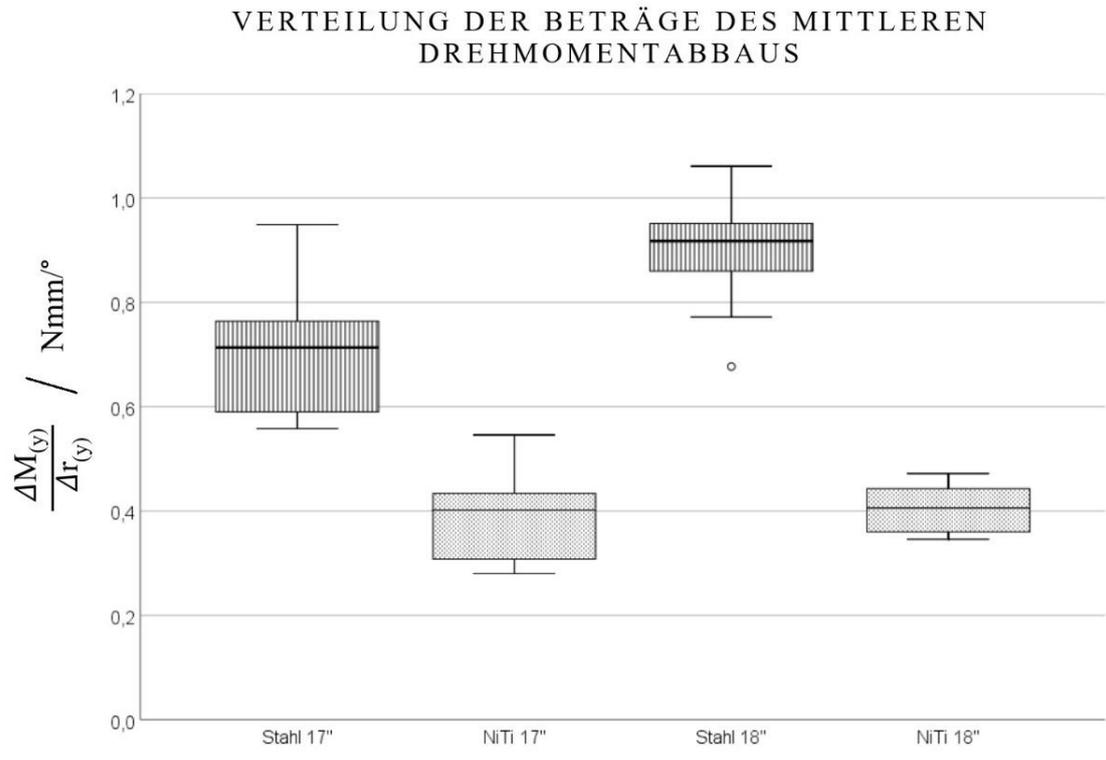
Kritisch betrachtet werden müssen in dieser Hinsicht lediglich die Beträge des maximalen Drehmoments der Compoundbögen der Dimension 0.017" x 0.025" in Kombination mit der verwendeten Bracketbreite von 0,022", da sie insgesamt aufgrund des vorhandenen Spiels sehr niedrig ausfielen. Sie scheinen damit unter den von der Literatur vermuteten physiologisch wirksamen Drehmomentbeträgen von 5 -20 Nmm zu liegen (Archambault et al. 2010a; Gmyrek et al. 2002). Auch wenn diese angegebenen Beträge noch nicht endgültig bestätigt werden konnten, muss daher hinterfragt werden, ob diese Bracket/Bogenkombination klinisch effektiv eingesetzt werden kann, um ausreichend palatinalen Wurzelorque zu erreichen.

Letztendlich lässt sich anhand der in dieser Dissertation vorgestellten Drehmomente und Kraftbeträge aber keine universell gültige Aussage treffen, ob eine der vier Testgruppen prinzipiell besser klinisch geeignet ist als eine andere. Die Kenntnis über das Spektrum der jeweiligen maximalen Drehmomentbeträge bietet vielmehr die Möglichkeit, die Bögen besser in Indikationsgruppen einzuordnen. So benötigt ein Patient mit Steilstand der Front tendenziell eher einen Bogen, der einen stärkeren palatinalen Wurzelorque entwickelt, als ein Patient mit neutraler oder nach bukkal geneigter Stellung der Front. Bei der Auswahl des Bogens spielen zudem andere individuelle Faktoren wie eine Neigung zu Wurzelresorptionen oder spezielle Anatomien der Wurzeln/des Knochens eine Rolle. Die vorgelegten Ergebnisse sollen dabei zur Orientierung dienen und die Abwägung erleichtern, sowie die Festlegung weiterer wissenschaftlicher Untersuchungen vereinfachen.

Über den Betrag des maximalen Drehmoments hinaus wurde in der vorgelegten Arbeit aber auch untersucht, in wie weit die jeweiligen Testgruppen das anfängliche Drehmoment konstant halten konnten bzw. wie schnell dieses im Verlauf der simulierten Behandlung abgeklungen ist. Dieser Faktor ist von besonderer klinischer Relevanz, da er ausschlaggebend dafür ist, wie kontrolliert eine Behandlung durchgeführt werden kann. Der Drehmomentabbau ergibt sich aus der Steigung im Rotation-Drehmoment-Diagramm (vgl. Abb. 28 5.3.2 und Abb. 29 5.3.3). Hierbei zeigt sich (Abb. 36), dass die NiTi Compoundbögen den herkömmlichen Stahlbögen überlegen sind, weil sie aufgrund der Materialeigenschaften der Legierung das Drehmoment deutlich langsamer abgebaut haben.

Während die Compoundbögen in beiden Gruppen einen relativ geringen Abbau des Drehmoments aufwiesen (0,396 Nmm/° bzw. 0.401 Nmm/°), fiel der Abfall bei den

Stahldrähten wesentlich deutlicher aus (0,717 Nmm/° bzw. 0,898Nmm/°).Hierbei ist hinzuzufügen, dass sich weder die Compound- noch die Stahlbögen hinsichtlich dieses Parameters innerhalb ihrer Materialklasse signifikant unterschieden, wohingegen der Vergleich der jeweiligen Pendants zwischen den beiden Materialklassen deutlich signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) zeigte.



**Abbildung 36:** Verteilung der Beträge des mittleren Torqueabbaus im Boxplot. Gezeigt ist der Median (mittlere Linie einer Box, sowie die Extremwerte (äußere Begrenzungen) und Quartile (Begrenzung der Kästen). Es ist zu beachten, dass die NiTi-Drähte der Dimension 0.018" x 0.025" 45° Torque enthielten, während in alle anderen Drähte 30° Torque eingebogen war. Man beachte den Ausreißerpunkt bei den Stahldrähten der Dimension 0.018" x 0.025", durch den der darüberliegende Balken enger anmutet, als die Verteilung tatsächlich war

Der wichtigste Grund für die konstantere Drehmomentabgabe der Compoundbögen liegt in den besonderen physikalischen Eigenschaften des NiTi-Frontelements, welches dieses Material innerhalb des superelastischen Plateaus aufweist (vgl. 2.3.3). Während der zugrunde liegenden Phasenumwandlung vom spannungsinduzierten Martensit in den thermodynamischen Gleichgewichtszustand des Austenits ergibt sich eine über einen großen Dehnungsbereich konstante mechanische Spannung, die als ursächlich für die flachere Steigung und tendenziell größeren erreichbaren Rotationswinkel im Rotation-Drehmoment-Diagramm angesehen werden kann. Dies führte dazu, dass die NiTi-Bögen der Dimension 0.018" x 0.025" im Vergleich zu den Stahlbögen der gleichen Dimension einen größeren Rotationswinkel  $R(y)$  bei gleichzeitig geringerem maximalem Drehmoment (vgl. Abb. 29 5.3.3) erzielen konnten. Dies

stellt den im klinischen Alltag, in dem die Bögen oft über einen langen Behandlungszeitraum eingesetzt werden, einen Vorteil gegenüber den Stahldrähten dar.

Da das superelastische Plateaus aber, je nach Legierung, stark von der Umgebungstemperatur abhängig ist, war es notwendig, dass der Versuchstand auf konstanter Temperatur gehalten werden konnte. Die verwendeten Compounddrähte sind darauf konzipiert, das Plateau unter physiologischen Bedingungen (bei Mund/Körpertemperatur) optimal auszunutzen, weshalb eine Thermokammer um den Versuchstand konstruiert wurde, um so alle Messungen bei 37° C durchführen zu können. Auch wenn der Einfluss der Temperatur bei reinen Stahlbögen nicht zu erwarten gewesen wäre, wurden sie ebenfalls bei 37° gemessen, um die Versuchsbedingungen in beiden Testgruppen vergleichbar zu halten.

Die Ergebnisse sind ein Beleg dafür, dass die beiden getesteten Compoundbögen das erwähnte superelastische Verhalten tatsächlich zeigten und so ihr Drehmoment deutlich länger aufrechterhalten konnten als die getesteten Stahlbögen. Während beide untersuchten NiTi-Bögen dementsprechend gleichermaßen von der Superelastizität profitierten, konnte aber beobachtet werden, dass die Bögen der Dimension 0.018" x 0.025" in dieser Materialgruppe zusätzlich eine sichtbar geringere Streuung im Kastendiagramm des Drehmomentabbau aufwiesen, als die etwas schmalere Drähte der Dimension 0.017" x 0.025". Auch die jeweiligen Standardabweichungen bestätigen diesen Eindruck ( $\pm 0,083^\circ/\text{Nmm}$  für die Drähte der Dimension 0.017" x 0.025" im Vergleich zu  $\pm 0,045^\circ/\text{Nmm}$  bei den Drähten der Dimension 0.018" x 0.025"). Ob dieser Effekt auf den erhöhten Durchmesser oder auf den erhöhten Torque von 45° zurückzuführen ist, ist anhand der vorliegenden Arbeit schwer zu beurteilen. Innerhalb der Stahldrähte scheint zwischen den beiden getesteten Gruppen die Streuung ähnlicher zu sein, allerdings fällt diese dabei insgesamt deutlich höher aus (Standardabweichung  $\pm 0,14^\circ/\text{Nmm}$  für die Drähte der Dimension 0.017" x 0.025" im Vergleich zu  $\pm 0,11^\circ/\text{Nmm}$  bei den Drähten der Dimension 0.018" x 0.025").

Abseits der Vergleiche des Drehmoments und dessen Abbaus wurde durch die Wiederholung der Messung des letzten getesteten Compounddrahtes der Dimension 0.018" x 0.025" ohne eine zusätzliche Ligatur der Einfluss der im ersten Durchlauf eingesetzten Drahtligatur überprüft. Bei den verwendeten In-Ovation ® R Brackets handelt es sich um aktiv-selbstligierende Brackets, so dass von einem geringen bis vernachlässigbaren Effekt der zusätzlichen Drahtligatur auf das maximale Drehmoment ausgegangen wurde. Diese Hypothese wird von den Ergebnissen der vorgelegten Dissertation unterstützt, da an den anfänglichen Vergleichspunkten ( $R(y) = 0^\circ$  bzw.  $5^\circ$ ) der simulierten Behandlung zwischen den jeweiligen

Beträgen von  $M(y)$  mit bzw. ohne zusätzliche Drahtligatur lediglich Abweichungen von 2,6% bzw. 3,4% festgestellt werden konnten. Zwar wuchs diese Abweichung am letzten Vergleichspunkt ( $R(y) = 10^\circ$ ) auf 8,3% an, dies ist aber v.a. darauf zurückzuführen, dass sich anfänglich geringe Abweichungen des Versuchs durch die Kraftsteuerung und den damit insgesamt veränderten Versuchsweg des Hexapods verstärken können. Unterschiede dieser Größenordnung liegen deshalb innerhalb der erwarteten Messtoleranz für einen wiederholten Versuch, da zum einen eine minimale Formabweichung des Drahtes durch Verbiegen während des erneuten Aus-/Einligierens nicht auszuschließen war, und zum anderen auch eine exakt gleiche Positionierung des Drahtes/der Drahtmitte am Modell nicht überprüfbar war.

Trotzdem wurden alle Testgruppen in den regulären Testreihen zusätzlich zum Schließmechanismus der Brackets mit einer Stahlligatur gesichert, um einen homogenen Versuchsablauf noch weiter zu gewährleisten.

#### **6.4 Ausblick**

Die grundlegende Programmierung und Konzipierung des Aufbaus in seiner jetzigen Form ermöglichten bereits erste valide Vergleiche zwischen unterschiedlichen Materialkomponenten, die in der kieferorthopädischen Behandlung zum Einsatz kommen. Weiterführende Studien können somit unter leichter Veränderung verschiedener Parameter der Software ohne weiteres durchgeführt werden.

Für die Zukunft ist trotzdem ein Umstieg von dem verwendeten Gipsmodell auf ein reproduzierbareres Modell durch CAD/CAM und 3D Druck geplant, da das derzeitige Modell nur schwer replizierbar und zudem sehr empfindlich ist. Auf diese Art und Weise sind auch Vergleiche zwischen verschiedenen Brackets leichter umzusetzen, da mehrere exakt identische Modelle mit unterschiedlichen Brackets hergestellt werden können.

Zusätzlich sind auch weitere Verbesserungen in der Programmierung der Kraftsteuerung denkbar, um die derzeit vergleichsweise lange Versuchsdauer zu verkürzen. Dazu muss der Software eine Korrektur hinzugefügt werden, die dem Phänomen der aufschaukelnden, überkorrigierten Bewegungen entgegenwirken kann (vgl. 4.4.2).

Außerdem erfolgt die Veröffentlichung der Ergebnisse dieser Arbeit zusätzlich in Form einer Publikation.

## 7. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Dissertation war es, einen flexibel einsetzbaren Versuchsstand zur biomechanischen Simulation von Zahnbewegungen zu entwickeln. Dabei erfolgte zur Validierung ein Vergleich der Torquewirkung von herkömmlichen Stahlbögen mit speziellen NiTi-Compound-Bögen. Es wurde dafür der Torque der vier oberen Inzisiven als Behandlungssituation ausgewählt. In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, in wie weit das pseudoelastische Verhalten der NiTi-Legierung in diesem konkreten Behandlungsfall genutzt werden kann.

Die Resultate zeigen, dass der neu konstruierte Versuchsstand in der Lage ist, die an ihn gestellten Forderung einer realitätsnahen, biomechanischen Simulation der Zahnbewegung weitestgehend zu erfüllen. Der experimentelle Aufbau konnte bereits im derzeitigen Stadium relativ komplikationslos zum Vergleich der in der Arbeit getesteten Bögen genutzt werden, auch wenn die damit verbundene Versuchsdauer noch weiter optimiert werden kann.

In der vorliegenden Arbeit wurden insgesamt vier verschiedene Testgruppen von getorqueten Drahtbögen hinsichtlich ihres ausgeübten Drehmoments auf die Frontzahngruppe untersucht. Es handelte sich dabei um zwei verschieden große Stahlbögen, sowie um zwei entsprechend gleich große NiTi-Compound-Bögen, die neben den Stahlsegmenten im Seitenzahnbereich ein maschinell vorgetorquertes NiTi-Segment im Frontzahnbereich enthielten. Dabei wurden jeweils 10 Drähte der Dimensionen 0.017" x 0.025" und 0.018" x 0.025" in Kombination mit selbstligierenden Brackets mit einer Slotbreite von 0.022" getestet. Der enthaltene Torque betrug beim Großteil der Testgruppen 30°, lediglich die 0.018" x 0.025" großen Compoundbögen wichen ab und enthielten 45° Torque.

Der Versuchsablauf erfolgte kraftgesteuert über die neu entwickelte Software, so dass neben den initialen Kräften und Drehmoment direkt nach Einligieren der Drähte auch der weitere Verlauf der Kräfte und Momente im Fortgang der simulierten Behandlung untersucht werden konnte. Faktoren wie der maximale palatinale Wurzelorque, der Abbau des Drehmoments über die Zeit und andere entstandene Kräfte wurden dabei aufgezeichnet und anschließend statistisch ausgewertet.

Die vorgestellte Arbeit zeigt, dass sowohl Stahl- als auch Compoundbögen bei entsprechender Dimensionierung von Bogen/Bracket und passender Einstellung des Torques in der Lage sind, klinisch wirksame Drehmomente zu erzeugen. Es konnten darüber hinaus signifikante Unterschiede im Abbau des Torques festgestellt werden, wobei die Compoundbögen einen

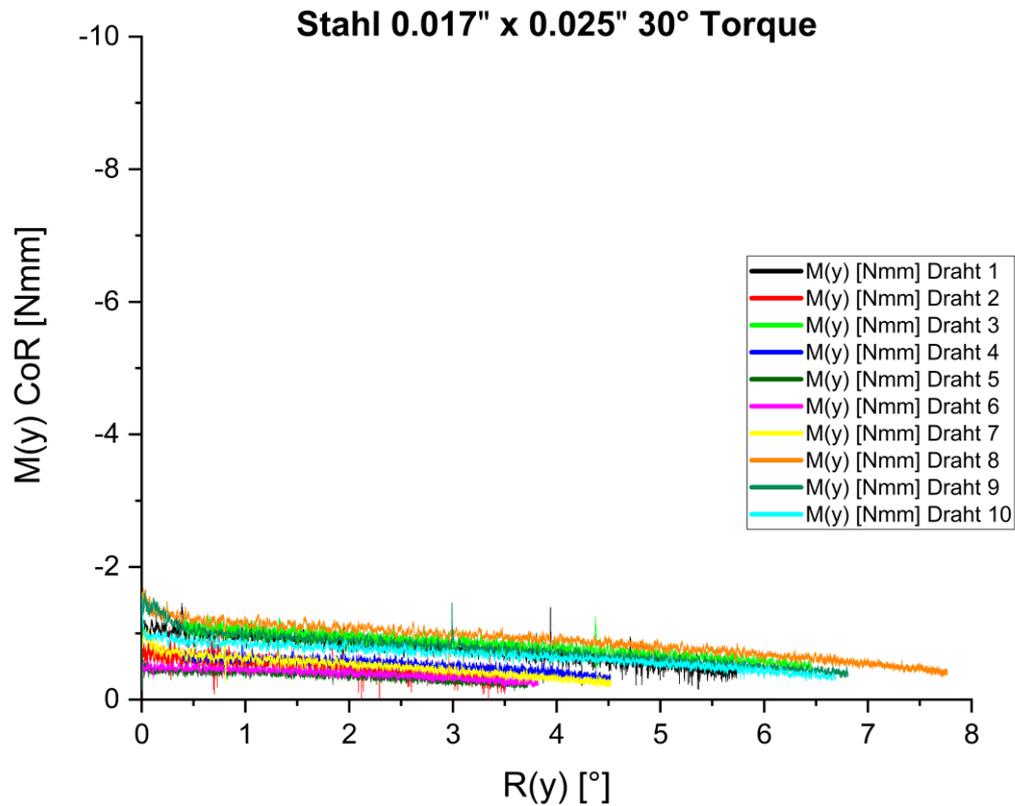
---

deutlich geringeren Abbau des Drehmoments über die Zeit als die Stahldrähte aufwiesen. Dies stellt einen klinischen Vorteil dar, da ein konstanteres Drehmoment über den Zeitraum der Behandlung aufrechterhalten werden kann. In der Boxplot-Darstellung konnte des Weiteren eine gleichmäßigere Verteilung der Drehmomente und des Drehmomentabbaus in der Gruppe der Compoundbögen festgestellt werden, wobei unklar blieb ob erstere auf das Material oder die maschinelle Vorbereitung des Torques zurückzuführen war.

Zuletzt zeigte sich in einem Vergleich zwischen einer Messung desselben Compounddrahtes mit und ohne Stahlligatur, dass diese bei den verwendeten aktiv-selbstligierenden Brackets keinen klinisch relevanten Einfluss ausübte.

## 8. Anhang/Tabellen

### 8.1 Weitere Tabellen und Graphen für die Stahlbögen 0.017" x 0.025"



**Abbildung 37:** Das Drehmoment  $M(y)$  im Widerstandszentrum aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$  für die Stahldrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque. Höhere Beträge entsprechen höheren Drehmomenten. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinaler Wurzeltorque. Skalierung entspricht Abb. 14 zum besseren Vergleich.

Bei den Drähten 3 und 4 traten bei den Kräften zu Beginn der Messung größere Schwankungen statt. Dieser Bereich zur besseren Übersichtlichkeit ausgeblendet.

**Tabelle 7:** Drehmomentwerte  $M(y)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Stahldrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinalen Wurzeltorque: Mit \* markierte Werte sind in vorhergehenden Abbildungen aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt.

Draht	Drehmoment $M(y)$ / Nmm Stahl 0.017" x 0.025" 30° Torque							
1	-7,648	-6,088	-5,387	-4,664	-3,864	-2,946		
2	-4,743	-3,628	-2,936	-2,096				
3	-7,130*	-6,698	-5,945	-5,230	-4,565	-3,840	-3,055	
4	-4,063*	-4,129	-3,742	-3,112	-2,351			
5	-3,298	-2,698	-2,313	-1,741				
6	-3,716	-2,977	-2,547	-2,020				
7	-4,769	-3,872	-3,245	-2,520	-1,784			
8	-7,907	-7,320	-6,680	-6,025	-5,325	-4,591	-3,859	-3,060
9	-6,798	-6,233	-5,562	-4,840	-4,112	-3,382	-2,621	
10	-5,948	-5,500	-4,937	-4,330	-3,732	-3,098	-2,350	
<b>R(y) / °</b>	<b>0°</b>	<b>1°</b>	<b>2°</b>	<b>3°</b>	<b>4°</b>	<b>5°</b>	<b>6°</b>	<b>7°</b>

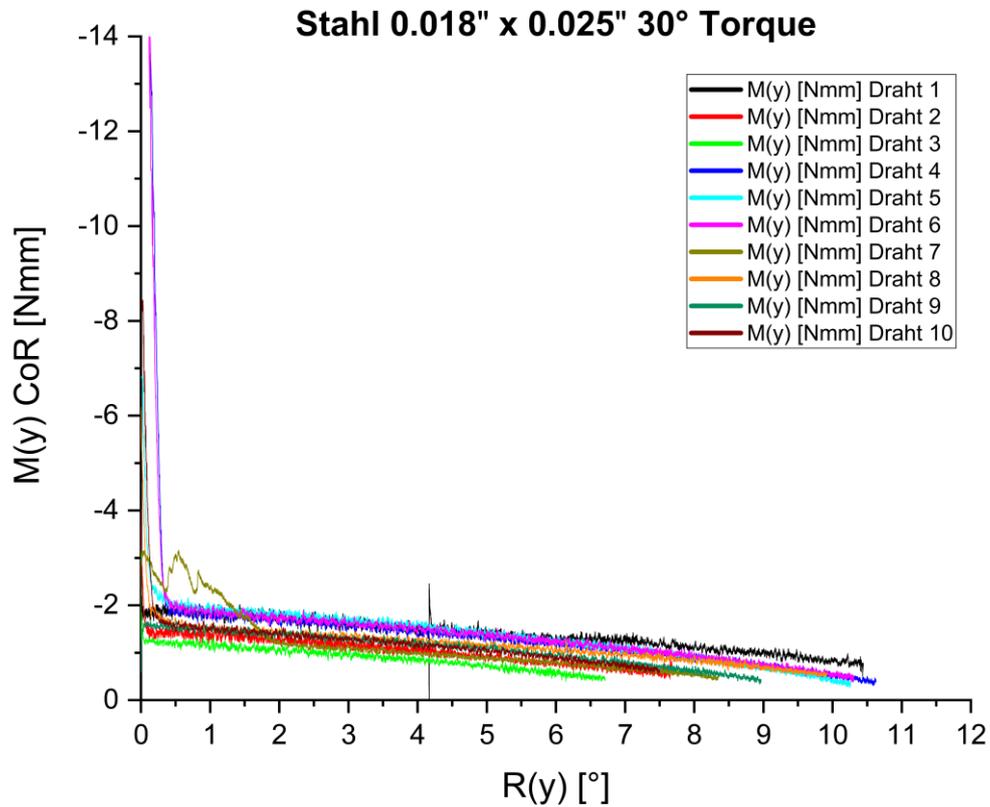
**Tabelle 8:** Kraftwerte  $F(x)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Stahldrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet retrudierende Kraft. Mit \* markierte Werte sind in vorhergehenden Abbildungen aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt.

Draht	Kraft $F(x)$ / N Stahl 0.017" x 0.025" 30° Torque							
1	-2,211*	-0,498	-0,433	-0,380	-0,305	-0,234		
2	-1,137*	-0,290	-0,240	-0,171				
3	0,092*	-0,539	-0,486	-0,425	-0,369	-0,306	-0,242	
4	-0,108*	-0,341	-0,312	-0,256	-0,185			
5	-1,285	-0,223	-0,190	-0,141				
6	-0,999	-0,241	-0,210	-0,163				
7	-0,882	-0,314	-0,263	-0,205	-0,140			
8	-0,625	-0,593	-0,542	-0,495	-0,431	-0,364	-0,317	-0,243
9	-0,643	-0,505	-0,452	-0,377	-0,328	-0,273	-0,208	
10	-0,420	-0,448	-0,407	-0,384	-0,298	-0,248	-0,193	
<b>R(y) / °</b>	<b>0°</b>	<b>1°</b>	<b>2°</b>	<b>3°</b>	<b>4°</b>	<b>5°</b>	<b>6°</b>	<b>7°</b>

**Tabelle 9:** Kraftwerte  $F(z)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Stahldrähte  $0.017'' \times 0.025''$  mit  $30^\circ$  Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet extrudierende Kraft. Mit \* markierte Werte sind in vorhergehenden Abbildungen aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt.

<b>Draht</b>	<b>Kraft <math>F(z)</math> / N Stahl 0.017'' x 0.025'' 30° Torque</b>							
1	0,267	-0,055	-0,090	-0,120	-0,143	-0,145		
2	0,085	-0,049	-0,079	-0,082				
3	-0,259*	-0,186	-0,202	-0,219	-0,232	-0,235	-0,230	
4	-0,134*	0,056	-0,046	-0,076	-0,104			
5	0,286	0,042	-0,016	-0,049				
6	0,164	-0,009	-0,039	-0,061				
7	-0,055	-0,144	-0,152	-0,150	-0,142			
8	-0,203	-0,169	-0,184	-0,199	-0,206	-0,216	-0,217	-0,214
9	-0,142	-0,166	-0,182	-0,197	-0,203	-0,197	-0,193	
10	-0,153	-0,153	-0,169	-0,181	-0,189	-0,189	-0,177	
<b><math>R(y) / ^\circ</math></b>	<b><math>0^\circ</math></b>	<b><math>1^\circ</math></b>	<b><math>2^\circ</math></b>	<b><math>3^\circ</math></b>	<b><math>4^\circ</math></b>	<b><math>5^\circ</math></b>	<b><math>6^\circ</math></b>	<b><math>7^\circ</math></b>

## 8.2 Weitere Tabellen und Graphen für die Stahlbögen 0.018" x 0.025"



**Abbildung 38:** Das Drehmoment  $M(y)$  im Widerstandszentrum aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$  für die Stahldrähte 0.018" x 0.025" mit 30° Torque. Höhere Beträge entsprechen höheren Drehmomenten. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinaler Wurzelorque. Skalierung entspricht Abb. 17 zum besseren Vergleich.

Einige der Drähte wiesen zu Beginn der Messung für kurze Zeit Drehmomentenspitzen auf, die aufgrund der Skalierung der Abbildung nicht dargestellt sind.

**Tabelle 10:** Drehmomentwerte  $M(y)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Stahldrähte 0.018" x 0.025" mit 30° Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinalen Wurzeltorque

Draht	Drehmoment $M(y)$ / Nmm Stahl 0.018" x 0.025" 30° Torque										
1	-12,808	-11,804	-10,811	-9,887	-8,962	-8,080	-7,311	-6,749	-5,750	-4,924	-3,897
2	-9,533	-8,971	-8,070	-7,111	-6,202	-5,282	-4,337	-3,491			
3	-8,042	-7,447	-6,650	-5,863	-5,057	-4,138	-3,113				
4	-10,171	-11,137	-10,309	-9,329	-8,473	-7,487	-6,514	-5,513	-4,515	-3,436	-2,276
5	-11,896	-11,793	-10,955	-9,971	-8,963	-7,871	-6,773	-5,618	-4,468	-3,246	-1,778
6	-11,214	-11,581	-10,690	-9,786	-8,824	-7,826	-6,783	-5,751	-4,670	-3,571	-2,364
7	-7,758	-7,256	-6,796	-6,157	-5,449	-4,687	-3,930	-3,199	-2,456		
8	-9,717	-9,628	-8,910	-8,215	-7,410	-6,679	-5,886	-5,110	-4,281	-3,331	
9	-10,152	-9,293	-8,518	-7,712	-6,874	-5,978	-5,048	-4,065	-2,995		
10	-9,695	-9,441	-8,589	-7,712	-6,853	-5,902	-4,844	-3,771			
<b>R(y) / °</b>	<b>0°</b>	<b>1°</b>	<b>2°</b>	<b>3°</b>	<b>4°</b>	<b>5°</b>	<b>6°</b>	<b>7°</b>	<b>8°</b>	<b>9°</b>	<b>10°</b>

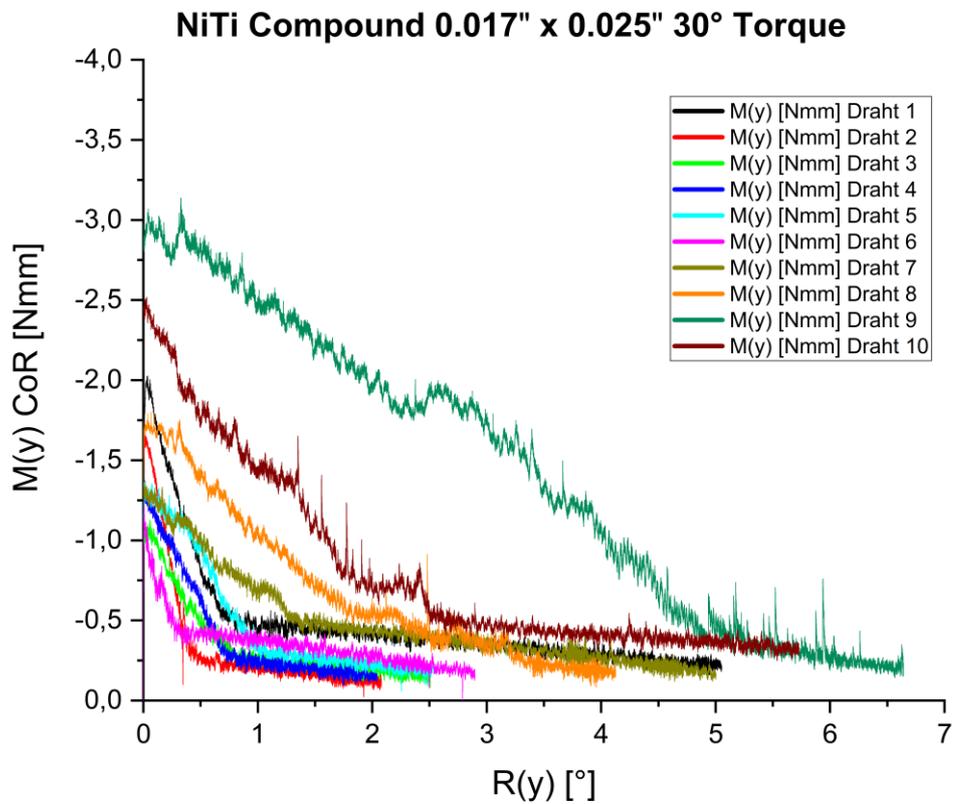
**Tabelle 11:** Kraftwerte  $F(x)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Stahldrähte 0.018" x 0.025" mit 30° Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet retrudierende Kraft

Draht	Kraft $F(x)$ / N Stahl 0.018" x 0.025" 30° Torque										
1	-1,039	-0,960	-0,866	-0,811	-0,721	-0,649	-0,576	-0,530	-0,448	-0,347	-0,297
2	-0,540	-0,733	-0,652	-0,569	-0,496	-0,416	-0,343	-0,275			
3	-0,474	-0,616	-0,540	-0,475	-0,407	-0,329	-0,249				
4	1,648	-0,888	-0,836	-0,749	-0,685	-0,593	-0,521	-0,429	-0,352	-0,258	-0,170
5	-0,493	-0,953	-0,879	-0,794	-0,710	-0,621	-0,536	-0,441	-0,346	-0,244	-0,131
6	0,669	-0,954	-0,878	-0,794	-0,716	-0,619	-0,536	-0,452	-0,357	-0,274	-0,173
7	-0,580	-0,474	-0,542	-0,484	-0,431	-0,364	-0,300	-0,244	-0,187		
8	-0,345	-0,778	-0,719	-0,672	-0,597	-0,536	-0,463	-0,402	-0,327	-0,255	
9	-0,923	-0,755	-0,686	-0,622	-0,555	-0,470	-0,400	-0,314	-0,235		
10	-0,123	-0,766	-0,694	-0,622	-0,551	-0,474	-0,384	-0,290			
<b>R(y) / °</b>	<b>0°</b>	<b>1°</b>	<b>2°</b>	<b>3°</b>	<b>4°</b>	<b>5°</b>	<b>6°</b>	<b>7°</b>	<b>8°</b>	<b>9°</b>	<b>10°</b>

**Tabelle 12:** Kraftwerte  $F(z)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Stahldrähte 0.018" x 0.025" mit 30° Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet extrudierende Kraft

<b>Draht</b>	<b>Kraft <math>F(z)</math> / N Stahl 0.018" x 0.025" 30° Torque</b>										
1	-0,305	-0,340	-0,348	-0,351	-0,362	-0,361	-0,376	-0,396	-0,384	-0,383	-0,360
2	-0,210	-0,211	-0,224	-0,229	-0,239	-0,248	-0,251	-0,253			
3	-0,109	-0,140	-0,165	-0,186	-0,206	-0,211	-0,203				
4	-0,668	-0,304	-0,322	-0,339	-0,348	-0,356	-0,359	-0,363	-0,352	-0,337	-0,302
5	-0,476	-0,437	-0,449	-0,451	-0,448	-0,438	-0,426	-0,400	-0,374	-0,341	-0,280
6	-0,625	-0,367	-0,383	-0,398	-0,405	-0,410	-0,402	-0,393	-0,377	-0,352	-0,314
7	-0,313	-0,333	-0,339	-0,350	-0,351	-0,348	-0,341	-0,328	-0,309		
8	-0,280	-0,223	-0,248	-0,270	-0,286	-0,294	-0,303	-0,308	-0,307	-0,293	
9	-0,353	-0,371	-0,379	-0,378	-0,376	-0,369	-0,347	-0,331	-0,300		
10	-0,362	-0,271	-0,286	-0,296	-0,306	-0,309	-0,302	-0,293			
<b><math>R(y) / ^\circ</math></b>	<b>0°</b>	<b>1°</b>	<b>2°</b>	<b>3°</b>	<b>4°</b>	<b>5°</b>	<b>6°</b>	<b>7°</b>	<b>8°</b>	<b>9°</b>	<b>10°</b>

### 8.3 Weitere Tabellen und Graphen für die NiTi Compoundbögen 0.017" x 0.025"



**Abbildung 39:** Das Drehmoment  $M(y)$  im Widerstandszentrum aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$  für die Compounddrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque. Höhere Beträge entsprechen höheren Drehmomenten. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinaler Wurzelorque. Skalierung entspricht Abb. 20 zum besseren Vergleich.

Die Messungen 1,3 und 4 wiesen zu Beginn für eine geringe Anzahl von Messerwerten große Sprünge auf. Dieser Bereich wurde in der Abbildung ausgeblendet.

**Tabelle 13:** Drehmomentwerte  $M(y)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Compounddrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinalen Wurzeltorque. Mit \* markierte Werte sind in vorhergehenden Abbildungen aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt.

Draht	Drehmoment $M(y)$ / Nmm NiTi Compound 0.017" x 0.025" 30° Torque						
1	-3,129*	-2,739	-2,356	-1,945	-1,529	-1,087	
2	-1,399	-1,187	-0,682				
3	-1,578*	-1,519	-1,076				
4	-1,750*	-1,293	-0,777				
5	-1,583	-1,743	-1,325				
6	-1,997	-2,107	-1,498				
7	-3,542	-3,062	-2,534	-1,958	-1,411	-0,868	
8	-2,243	-2,008	-1,748	-1,427	-1,063		
9	-3,731	-3,562	-3,278	-2,905	-2,506	-1,972	-1.370
10	-3,861	-3,616	-3,214	-2,817	-2,352	-2,016	
<b><math>R(y)</math> / °</b>	<b>0°</b>	<b>1°</b>	<b>2°</b>	<b>3°</b>	<b>4°</b>	<b>5°</b>	<b>6°</b>

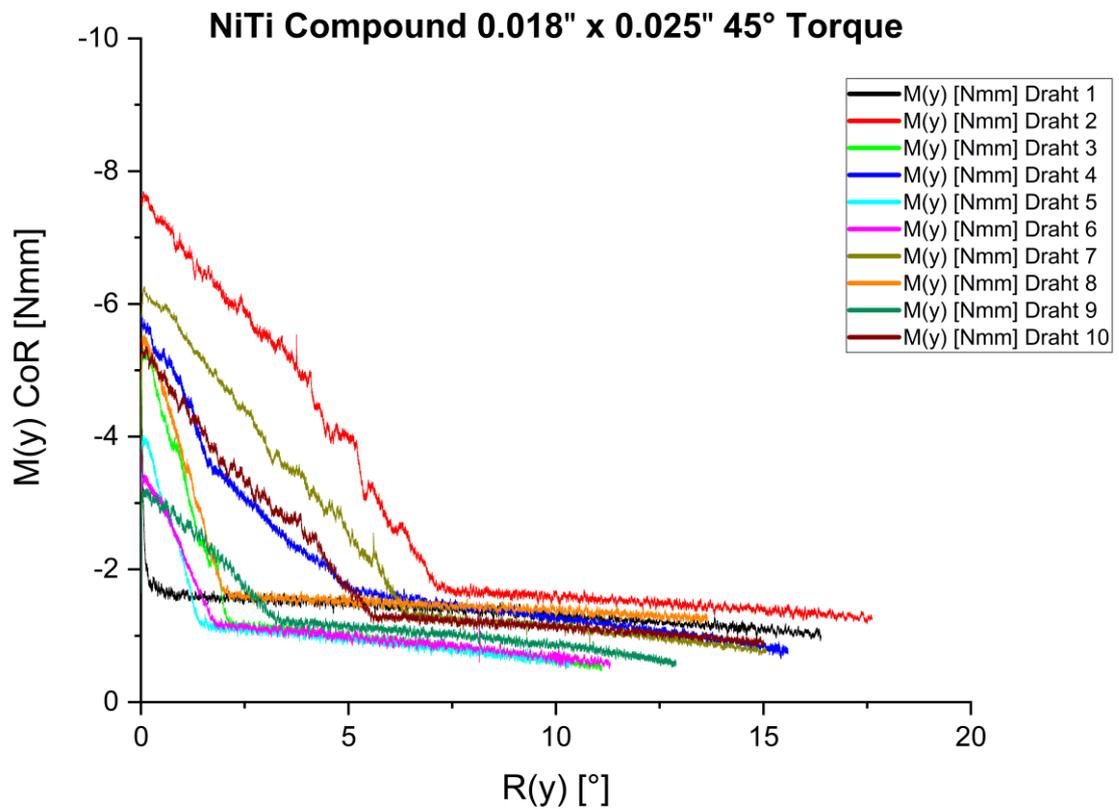
**Tabelle 14:** Kraftwerte  $F(x)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Compounddrähte 0.017" x 0.025" mit 30° Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet retrudierende Kraft. Mit \* markierte Werte sind in vorhergehenden Abbildungen aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt.

Draht	Kraft $F(x)$ / N NiTi Compound 0.017" x 0.025" 30° Torque						
1	-0,357*	-0,225	-0,188	-0,155	-0,122	-0,082	
2	-0,005	-0,095	-0,053				
3	-0,281*	-0,122	-0,084				
4	-0,206*	-0,105	-0,061				
5	-0,070	-0,138	-0,108				
6	-0,201	-0,170	-0,118				
7	-0,173	-0,227	-0,203	-0,155	-0,112	-0,068	
8	-0,069	-0,093	-0,116	-0,108	-0,085		
9	-0,073	-0,108	-0,127	-0,108	-0,141	-0,144	-0,110
10	-0,138	-0,212	-0,239	-0,227	-0,187	-0,159	
<b><math>R(y)</math> / °</b>	<b>0°</b>	<b>1°</b>	<b>2°</b>	<b>3°</b>	<b>4°</b>	<b>5°</b>	<b>6°</b>

**Tabelle 15:** Kraftwerte  $F(z)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Compounddrähte  $0.017'' \times 0.025''$  mit  $30^\circ$  Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet extrudierende Kraft. Mit \* markierte Werte sind in vorhergehenden Abbildungen aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt.

<b>Draht</b>	<b>Kraft <math>F(z)</math> / N NiTi Compound <math>0.017'' \times 0.025''</math> <math>30^\circ</math> Torque</b>						
1	-0,104*	-0,137	-0,152	-0,155	-0,150	-0,136	
2	-0,049	-0,067	-0,056				
3	0,019*	-0,055	-0,069				
4	-0,139*	-0,123	-0,108				
5	-0,007	-0,034	-0,053				
6	0,200	-0,212	-0,186				
7	-0,270	-0,241	-0,222	-0,204	-0,179	-0,144	
8	-0,049	-0,055	-0,058	-0,063	-0,066		
9	-0,081	-0,093	-0,116	-0,133	-0,135	-0,131	-0,116
10	-0,112	-0,110	-0,113	-0,121	-0,127	-0,124	
<b><math>R(y) / ^\circ</math></b>	<b><math>0^\circ</math></b>	<b><math>1^\circ</math></b>	<b><math>2^\circ</math></b>	<b><math>3^\circ</math></b>	<b><math>4^\circ</math></b>	<b><math>5^\circ</math></b>	<b><math>6^\circ</math></b>

#### 8.4 Weitere Tabellen und Graphen für die NiTi Compoundbögen 0.018" x 0.025"



**Abbildung 40:** Das Drehmoment  $M(y)$  im Widerstandszentrum aufgetragen gegen den Rotationswinkel  $R(y)$  für die Compounddrähte 0.018" x 0.025" mit 45° Torque. Höhere Beträge entsprechen höheren Drehmomenten. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinaler Wurzelorque. Skalierung entspricht Abb. 23 zum besseren Vergleich.

Bei der Messung von Draht 2 und 8 kam es aufgrund der hohen Rotation am Ende zu einem Zusammenstoß von Frontzahnsegment und Seitenzahnsegment. Diese Bereiche sind in der Abbildung ausgeblendet.

**Tabelle 16:** Drehmomentwerte  $M(y)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Compounddrähte 0.018" x 0.025" mit 45° Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet palatinalen Wurzeltorque. Mit \* markierte Werte sind in vorhergehenden Abbildungen aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt.

Draht	Drehmoment $M(y)$ / Nmm NiTi Compound 0.018" x 0.025" 45° Torque															
1	-9,731	-9,951	-9,756	-9,386	-9,008	-8,605	-8,174	-7,762	-7,357	-6,947	-6,519	-6,088	-5,666	-5,238	-4,801	-4,385
2	-10,201	-10,040	-9,921	-9,716	-9,577	-9,373	-9,187	-8,932	-8,529	-8,107	-7,639	-7,186	-6,697	-6,244	-5,771	-5,321
3	-6,652	-6,684	-6,797	-6,541	-6,071	-5,518	-4,963	-4,402	-3,853	-3,279	-2,701	-2,193				
4	-9,640	-9,775	-9,848	-9,720	-9,440	-9,010	-8,479	-7,861	-7,231	-6,600	-5,962	-5,410	-4,795	-4,180	-3,558	-2,934
5	-6,598	-6,623	-6,540	-6,138	-5,673	-5,157	-4,637	-4,136	-3,607	-3,087	-2,573					
6	-7,455	-7,318	-6,979	-6,472	-6,037	-5,521	-5,072	-4,633	-4,188	-3,672	-3,174	-2,687				
7	-8,606	-8,379	-8,183	-8,007	-7,720	-7,442	-7,171	-6,784	-6,206	-5,938	-5,471	-4,898	-4,385	-3,806	-3,264	-2,729
8	-9,737	-9,627	-9,597	-9,332	-8,948	-8,611	-8,266	-7,826	-7,420	-7,053	-6,694	-6,274	-5,833	-5,440	-1,374*	
9	-8,222	-7,956	-7,664	-7,303	-6,876	-6,446	-5,964	-5,489	-5,026	-4,499	-3,999	-3,492	-2,947			
10	-8,564	-8,323	-8,069	-7,798	-7,547	-7,280	-7,029	-6,649	-6,229	-5,839	-5,463	-5,025	-4,615	-4,137	-3,679	-3,227
<b>R(y) / °</b>	<b>0°</b>	<b>1°</b>	<b>2°</b>	<b>3°</b>	<b>4°</b>	<b>5°</b>	<b>6°</b>	<b>7°</b>	<b>8°</b>	<b>9°</b>	<b>10°</b>	<b>11°</b>	<b>12°</b>	<b>13°</b>	<b>14°</b>	<b>15°</b>

**Tabelle 17:** Kraftwerte  $F(x)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Compounddrähte 0.018" x 0.025" mit 45° Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet retrudierende Kraft. Mit \* markierte Werte sind in vorhergehenden Abbildungen aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt

Draht	Kraft $F(x)$ / N NiTi Compound 0.018" x 0.025" 45° Torque															
1	-0,492	-0,807	-0,790	-0,759	-0,723	-0,684	-0,649	-0,615	-0,581	-0,544	-0,508	-0,468	-0,430	-0,396	-0,357	-0,317
2	-0,254	-0,312	-0,373	-0,405	-0,464	-0,525	-0,630	-0,682	-0,662	-0,628	-0,578	-0,547	-0,502	-0,463	-0,422	-0,381
3	-0,370	-0,299	-0,525	-0,525	-0,486	-0,432	-0,395	-0,340	-0,296	-0,254	-0,202	-0,159				
4	-0,373	-0,494	-0,622	-0,673	-0,702	-0,707	-0,667	-0,619	-0,566	-0,498	-0,456	-0,412	-0,356	-0,304	-0,250	-0,201
5	-0,317	-0,431	-0,525	-0,491	-0,447	-0,408	-0,367	-0,328	-0,276	-0,234	-0,188					
6	-0,327	-0,489	-0,565	-0,517	-0,477	-0,435	-0,400	-0,371	-0,332	-0,283	-0,244	-0,199				
7	-0,269	-0,272	-0,335	-0,392	-0,435	-0,477	-0,529	-0,533	-0,480	-0,456	-0,418	-0,372	-0,330	-0,280	-0,234	-0,190
8	-0,595	-0,575	-0,767	-0,750	-0,712	-0,686	-0,654	-0,619	-0,582	-0,551	-0,519	-0,471	-0,436	-0,404	-0,087*	
9	-0,637	-0,516	-0,544	-0,572	-0,549	-0,516	-0,475	-0,426	-0,392	-0,346	-0,305	-0,264	-0,220			
10	-0,300	-0,371	-0,438	-0,458	-0,493	-0,541	-0,557	-0,519	-0,486	-0,452	-0,419	-0,381	-0,349	-0,303	-0,264	-0,224
<b>R(y) / °</b>	<b>0°</b>	<b>1°</b>	<b>2°</b>	<b>3°</b>	<b>4°</b>	<b>5°</b>	<b>6°</b>	<b>7°</b>	<b>8°</b>	<b>9°</b>	<b>10°</b>	<b>11°</b>	<b>12°</b>	<b>13°</b>	<b>14°</b>	<b>15°</b>

**Tabelle 18:** Kraftwerte  $F(z)$  gemessen am Kraftansatzpunkt für jeweiligen Rotationswinkel  $R(y)$  für die Compounddrähte 0.018" x 0.025" mit 45° Torque. Negatives Vorzeichen bedeutet extrudierende Kraft. Mit \* markierte Werte sind in vorhergehenden Abbildungen aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt.

Draht	Kraft $F(z)$ / N NiTi Compound 0.018" x 0.025" 45° Torque															
1	-0,227	-0,219	-0,249	-0,268	-0,287	-0,304	-0,317	-0,327	-0,337	-0,348	-0,356	-0,366	-0,379	-0,388	-0,400	-0,417
2	-0,405	-0,431	-0,466	-0,498	-0,523	-0,535	-0,533	-0,535	-0,540	-0,546	-0,555	-0,559	-0,565	-0,573	-0,579	-0,588
3	-0,258	-0,310	-0,309	-0,326	-0,336	-0,343	-0,343	-0,346	-0,344	-0,334	-0,324	-0,311				
4	-0,376	-0,413	-0,437	-0,462	-0,475	-0,479	-0,482	-0,478	-0,476	-0,479	-0,470	-0,469	-0,466	-0,461	-0,454	-0,442
5	-0,306	-0,329	-0,340	-0,355	-0,366	-0,368	-0,368	-0,362	-0,361	-0,353	-0,344					
6	-0,172	-0,174	-0,178	-0,197	-0,216	-0,226	-0,239	-0,247	-0,257	-0,262	-0,263	-0,264				
7	-0,373	-0,390	-0,401	-0,413	-0,422	-0,428	-0,428	-0,425	-0,423	-0,435	-0,436	-0,431	-0,428	-0,423	-0,418	-0,411
8	-0,306	-0,336	-0,332	-0,355	-0,375	-0,394	-0,410	-0,425	-0,439	-0,454	-0,469	-0,484	-0,491	-0,501	-0,531*	
9	-0,316	-0,344	-0,354	-0,357	-0,363	-0,370	-0,374	-0,380	-0,383	-0,384	-0,384	-0,381	-0,372			
10	-0,283	-0,302	-0,317	-0,343	-0,364	-0,373	-0,382	-0,396	-0,406	-0,417	-0,428	-0,436	-0,443	-0,450	-0,453	-0,455
<b><math>R(y) / ^\circ</math></b>	<b>0°</b>	<b>1°</b>	<b>2°</b>	<b>3°</b>	<b>4°</b>	<b>5°</b>	<b>6°</b>	<b>7°</b>	<b>8°</b>	<b>9°</b>	<b>10°</b>	<b>11°</b>	<b>12°</b>	<b>13°</b>	<b>14°</b>	<b>15°</b>

## 9. Literaturverzeichnis

- Al-Sibaie S, Hajeer MY (2014). Assessment of changes following en-masse retraction with mini-implants anchorage compared to two-step retraction with conventional anchorage in patients with class II division 1 malocclusion: a randomized controlled trial. *Eur J Orthod*; 36(3):275-83.
- Andrews LF (1979). The Straight-Wire Appliance. *Br J Orthod*; 6(3):125-143.
- Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C (2010a). Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. A systematic review. *Angle Orthod*; 80(1):201-10.
- Archambault A, Major TW, Carey JP, Heo G, Badawi H, Major PW (2010b). A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets. *Angle Orthod*; 80(5):884-889.
- Arreghini A, Lombardo L, Mollica F, Siciliani G (2014). Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Prog Orthod*; 15(1):53.
- Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW (2008). Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 133(5):721-8.
- Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW (2009). Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 136(4):518-28.
- Baxmann M (2007). Distalisation oberer erster Molaren mittels Headgear in Abhängigkeit des Durchbruchstadiums der zweiten Molaren - Experimentelle und numerische Untersuchungen. Bonn: Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich Wilhelms Universität Bonn.
- Bourauel C, Drescher D, Thier M (1992). An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng*; 14(5):371-8.
- Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jager A (1999). Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models. *J Orofac Orthop*; 60(2):136-51.
- Bourauel C, Vollmer D, Jager A (2000). Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements. *J Orofac Orthop*; 61(4):266-79.
- Braun S, Marcotte MR (1995). Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 108(1):1-8.
- Burstone CJ (1962). Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod*; 48(11):805-22.
- Burstone CJ, Pryputniewicz RJ (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod*; 77(4):396-409.
- Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B (2008). Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: A finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 133(5):681-689.
- Christiansen RL, Burstone CJ (1969). Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod*; 55(4):353-369.
- Cignoni P, Callieri M, Corsini M, Dellepiane M, Ganovelli F, Ranzuglia G (2008). MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool. Eurographics Italian Chapter Conference, The Eurographics Association.
- Dermaut LR, Vanden Bulcke MM (1986). Evaluation of intrusive mechanics of the type "segmented arch" on a macerated human skull using the laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod*; 89(3):251-263.
- Drescher D, Bourauel C, Thier M (1991). Orthodontisches Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung *Fortschr Kieferorthop*; 52(3):133-40.
- Drobicky OB, Smith RJ (1989). Changes in facial profile during orthodontic treatment with extraction of four first premolars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 95(3):220-30.

- Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C (2009). Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. *Angle Orthod*; 79(3):592-601.
- Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL (1973). Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech*; 6(5):511-20.
- Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S (2000). Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. *J Orofac Orthop*; 61(4):258-65.
- Geiger M, Schneider J, Sander FG (2011). Finite Element Calculation of Bone Remodeling in Orthodontics by Using Forces and Moments. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*; 03(02):123-134.
- Geiger M (2013). Finite element-based force/moment-driven simulation of orthodontic tooth movement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*; 16(6):639-47.
- Gioka C, Eliades T (2004). Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 125(3):323-8.
- Gmyrek H, Bourauel C, Richter G, Harzer W (2002). Torque capacity of metal and plastic brackets with reference to materials, application, technology and biomechanics. *J Orofac Orthop*; 63(2):113-28.
- Hamanaka R, Yamaoka S, Anh TN, Tominaga J-y, Koga Y, Yoshida N (2017). Numeric simulation model for long-term orthodontic tooth movement with contact boundary conditions using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 152(5):601-612.
- Harzer W (2011). *Kieferorthopädie. [Checklisten der Zahnmedizin]* Stuttgart/New York: Georg Thieme Verlag.
- Heo W, Nahm DS, Baek SH (2007). En masse retraction and two-step retraction of maxillary anterior teeth in adult Class I women. A comparison of anchorage loss. *Angle Orthod*; 77(6):973-8.
- Hirai M, Nakajima A, Kawai N, Tanaka E, Igarashi Y, Sakaguchi M, Sameshima GT, Shimizu N (2011). Measurements of the torque moment in various archwire-bracket-ligation combinations. *Eur J Orthod*; 34(3):374-380.
- Howe RP, McNamara JA, Jr., O'Connor KA (1983). An examination of dental crowding and its relationship to tooth size and arch dimension. *Am J Orthod*; 83(5):363-73.
- Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Eliades T, Jager A, Bourauel C (2009). Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 136(5):638-43.
- Hülsmann M (2008). Anatomische Charakteristika der einzelnen Zahntypen. In: Hülsmann M (Hrsg.). *Endodontie*
- Janson G, Carvalho PE, Cancado RH, de Freitas MR, Henriques JF (2007). Cephalometric evaluation of symmetric and asymmetric extraction treatment for patients with Class II subdivision malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 132(1):28-35.
- Jayade V, Annigeri S, Jayade C, Thawani P (2007). Biomechanics of torque from twisted rectangular archwires. A finite element investigation. *Angle Orthod*; 77(2):214-20.
- Katsikogianni EN, Reimann S, Weber A, Karp J, Bourauel C (2015). A comparative experimental investigation of torque capabilities induced by conventional and active, passive self-ligating brackets. *Eur J Orthod*; 37(4):440-6.
- Keilig L, Bourauel C, Gruner M, Hultenschmidt R, Bayer S, Utz KH, Stark H (2004). Aufbau und Erprobung eines neuartigen Meßsystems für die dentale Biomechanik – Meßprinzip und Beispielmessungen des Hexapod-Meß-Systems. *Biomed Tech (Berl)*; 49(7-8):208-15.
- Keilig L (2008). *Experimentelle und numerische Untersuchungen zum Verschleiß von Halteelementen in der zahnärztlichen Prothetik.* Bonn: Mathematisch-naturwissenschaftliche Fakultät, Rheinische Friedrich Wilhelms Universität Bonn.
- Kim TK, Kim JT, Mah J, Yang WS, Baek SH (2005). First or second premolar extraction effects on facial vertical dimension. *Angle Orthod*; 75(2):177-82.
- Kojima Y, Fukui H (2010). Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 138(6):702 e1-6; discussion 702-4.

- Lochmatter D, Steineck M, Brauchli L (2012). Influence of material choice on the force delivery of bimaxillary tooth positioners on canine malpositions. *J Orofac Orthop*; 73(2):104-15.
- Major TW, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW (2011). Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 139(1):e31-44.
- Matsui S, Caputo AA, Chaconas SJ, Kiyomura H (2000). Center of resistance of anterior arch segment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 118(2):171-8.
- McLaughlin RP, Bennett JC (1989). The transition from standard edgewise to preadjusted appliance systems. *J Clin Orthod*; 23(3):142-53.
- McLaughlin RP, Bennett JC (1999). The dental VTO: an analysis of orthodontic tooth movement. *J Clin Orthod*; 33(7):394-403.
- Melgaço CA, Araújo MTdS (2012). Asymmetric extractions in orthodontics. *Dental Press Journal of Orthodontics*; 17:151-156.
- Melsen B (2001). Tissue reaction to orthodontic tooth movement--a new paradigm. *Eur J Orthod*; 23(6):671-81.
- Meschede D (2015). *Gerthsen Physik (25. Auflage)*. Berlin/Heidelberg: Springer Verlag GmbH.
- Mezomo MB, Pierret M, Rosenbach G, Tavares CAE (2010). Extraction of upper second molars for treatment of Angle Class II malocclusion. *Dental Press Journal of Orthodontics*; 15(3):94-105.
- Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW (2000). The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 118(6):662-74.
- Morina E, Eliades T, Pandis N, Jager A, Bourauel C (2008). Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod*; 30(3):233-8.
- Pandis N, Bourauel CP (2010). Nickel-Titanium (NiTi) Arch Wires: The Clinical Significance of Super Elasticity. *Semin Orthod*; 16(4):249-257.
- Papadopoulou K, Keilig L, Eliades T, Krause R, Jager A, Bourauel C (2014). The time-dependent biomechanical behaviour of the periodontal ligament--an in vitro experimental study in minipig mandibular two-rooted premolars. *Eur J Orthod*; 36(1):9-15.
- Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K (1991). Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. *Eur J Orthod*; 13(6):452-8.
- Provatidis CG (2000). A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys*; 22(5):359-370.
- Reichenbach E (1967). Die Extraktionstherapie in historischer Sicht. *Fortschr Kieferorthop*; 28(4):441-9.
- Remington DN, Joondeph DR, Artun J, Riedel RA, Chapko MK (1989). Long-term evaluation of root resorption occurring during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 96(1):43-6.
- Ricketts RM (1976). Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part II. *Am J Orthod*; 70(4):359-97.
- Sander C, Sander FM, Sander FG (2006a). The derotation of premolars and canines with NiTi elements. *J Orofac Orthop*; 67(2):117-26.
- Sander C, Sander FM, Sander FG (2006b). Leveling of the second molar with a superelastic spring. *J Orofac Orthop*; 67(3):186-95.
- Sander FG, Wichelhaus A (1995). [Clinical experiences with the torque-segmented arch (TSA)]. *Fortschr Kieferorthop*; 56(4):194-201.
- Sander FG, Sander FM, Sander C (2011). Multibandapparatur. In: Sander FG, Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg.). *Kieferorthopädie. [Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde]* Stuttgart/New York: Georg Thieme Verlag.
- Scott Conley R, Jernigan C (2006). Soft tissue changes after upper premolar extraction in Class II camouflage therapy. *Angle Orthod*; 76(1):59-65.
- Smith RJ, Burstone CJ (1984). Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod*; 85(4):294-307.

- Staggers JA (1990). A comparison of results of second molar and first premolar extraction treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 98(5):430-6.
- Stocker T, Li H, Bamidis EP, Baumert U, Hoffmann L, Wichelhaus A, Sabbagh H (2022). Influence of normal forces on the frictional behavior in tribological systems made of different bracket types and wire dimensions. *Dent Mater J*; 41(3):402-413.
- Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ (1988). Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 94(5):426-31.
- Tayer BH (1992). The asymmetric extraction decision. *Angle Orthod*; 62(4):291-7.
- Vanden Bulcke MM, Dermaut LR, Sachdeva RCL, Burstone CJ (1986). The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 90(3):211-220.
- Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR (1987). Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 91(5):375-84.
- Vollmer D, Ehmer U, Bourauel C, Linss G (2001). Planung orthognather Chirurgie mit dem Hexapod - Planning of Orthognathic Surgery with the Hexapod System. *Biomed Tech (Berl)*; 46(3):63-8.
- Wang C, Han J, Li Q, Wang L, Fan Y (2014). Simulation of bone remodelling in orthodontic treatment. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*; 17(9):1042-50.
- Wichelhaus A, Sander FG (1996). Anwendung des Compound-Retraktionsbogens. *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie*; 28(3):407-424.
- Wichelhaus A (1999). Die Entwicklung und klinische Anwendung superelastischer Bögen und Teilbögen in der Kieferorthopädie. Berlin, Quintessenz-Verl.; ; Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde).
- Wichelhaus A (2013). Kieferorthopädie - Therapie Band 1. [Farbatlanten der Zahnmedizin] Stuttgart/New York: Georg Thieme Verlag KG.
- Wichelhaus A (2017). A new elastic slot system and V-wire mechanics. *Angle Orthod*; 87(5):774-781.
- Wichelhaus A, Dulla M, Sabbagh H, Baumert U, Stocker T (2021). Stainless steel and NiTi torque archwires and apical root resorption. *J Orofac Orthop*; 82(1):1-12.
- Wise GE, King GJ (2008). Mechanisms of tooth eruption and orthodontic tooth movement. *J Dent Res*; 87(5):414-34.
- Xu TM, Zhang X, Oh HS, Boyd RL, Korn EL, Baumrind S (2010). Randomized clinical trial comparing control of maxillary anchorage with 2 retraction techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 138(5):544 e1-9; discussion 544-5.
- Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K (2001). Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 120(2):190-7.

## 10. Danksagung

Am Ende möchte ich mich noch bei all meinen Unterstützern bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit begleitet haben.

Besonderer Dank gilt hierbei Frau Prof. Wichelhaus, die mir das Thema zur Verfügung gestellt und mich bei dessen Umsetzung an der kieferorthopädischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München persönlich und professionell betreut hat.

Ebenso gilt der Dank Herrn Dr. Matthias Mertmann, der mir mit seiner Expertise als Betreuer und insbesondere bei der Validation des Versuchsstandes, werkstoffkundlichen Fragen und Korrektur zur Seite stand.

Zudem möchte ich mich bei Herrn Dr. Sebastian Stapfner und Herrn Dipl.-Ing. Thomas Stocker für die stetige Hilfe bei der Erstellung des Versuchsaufbaus und der Programmierung der Software bedanken, sowie bei allen Betreuern klinischer Seite, insbesondere bei Frau Dr. Elisa Ewers, Dr. Marc Dulla und Dr. Hisham Sabbagh, ebenso wie bei PD Dr. Uwe Baumert, für hilfreiche Tipps bei der Suche nach Literatur.

Außerdem bedanke ich mich bei der SAM Präzisionstechnik GmbH München, die freundlicherweise Komponenten für den Versuchsaufbau kostenfrei zur Verfügung gestellt hat.

Nicht zuletzt gilt mein herzlicher Dank auch meiner Familie und allen Freunden, die mich während der Arbeit unterstützt und motiviert haben.