

**Erweiterung des Gaumens  
mit Hilfe von Quadhelix und Wilson-Apparatur**

**Eine experimentelle Untersuchung**

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

**Ghazal Ebrahimy**

aus Shiraz/Iran

2022

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. Christoph Reichert

Tag der Mündlichen Prüfung: 10.12.2021

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik  
und Werkstoffwissenschaften

Direktor: Prof. Dr. med. Helmut Stark

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meinen Eltern und meiner Schwester



## Inhaltsverzeichnis

	<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>7</b>
<b>1.</b>	<b>Einleitung</b>	<b>8</b>
1.1	Kieferorthopädische Behandlung	9
1.2	Herausnehmbare Apparaturen	10
1.3	Festsitzende Apparaturen	11
1.3.1	Quadhelix	12
1.3.2	Transpalatinal- und Lingualbogen	13
1.4	Criss-Cross-Züge	14
1.5	Gaumennahterweiterung	14
1.6	Biomechanische Grundlagen der Zahnbewegung	15
1.7	Formen der Zahnbewegung	16
1.8	Phasen der Zahnbewegung	18
1.9	Fragestellung und Ziele	19
<b>2.</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>21</b>
2.1	Material	21
2.2	Methode	24
2.2.1	Vorbereitung der Versuchsproben	24
2.2.2	Orthodontisches Mess- und Simulations-System	26
2.2.3	Versuchsablauf	28
2.2.4	Versuchsdurchführung	28
2.3	Datenauswertung	30
2.4	Statistische Auswertung	32
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>33</b>
3.1	Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten	33
3.2	Ergebnisse der Expansion	37
3.3	Ergebnisse der Rotation	41
3.4	Ergebnisse des Torques	44
3.5	Ergebnisse der statistischen Auswertung	48
3.5.1	Statistische Auswertung der Kraftergebnisse bei einer Expansion	49

3.5.2	Statistische Auswertung der Drehmomentergebnisse bei einer Expansion	52
<b>4.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>55</b>
4.1	Diskussion der Versuchsmethodik und des Materials	55
4.1.1	Material und Methode	55
4.1.2	Aktivierungsmessung mit dem OMSS	57
4.2	Diskussion der Ergebnisse	58
4.2.1	Diskussion der Kraftergebnisse	58
4.2.2	Diskussion der Drehmomentergebnisse	60
4.3	Schlussfolgerungen	61
<b>5.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>64</b>
<b>6.</b>	<b>Anhang</b>	<b>66</b>
<b>7.</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>73</b>
<b>8.</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>77</b>
<b>9.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>80</b>
<b>10.</b>	<b>Danksagung</b>	<b>88</b>

## Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Analysis of Variance, Varianzanalyse
CR	Centre of Resistance, Widerstandszentrum
DQH	Dentaurum-Quadhelix
GNE	Gaumennahterweiterung
OMSS	Orthodontisches Mess- und Simulations-System
OSIM	Orthodontic Simulator, Orthodontisches Simulationsgerät
PDL	Periodontal Ligament, Parodontalligament
RC	Centre of Rotation, Rotationszentrum
RMO	Rocky Mountain Orthodontics®
WLA	Wilson® 3D® Lingual Arch, Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur
WPA	Wilson® 3D® Multi-Action Palatal Appliance, Wilson® 3D®-Gaumenapparatur
WQH	Wilson® 3D®-Quadhelix

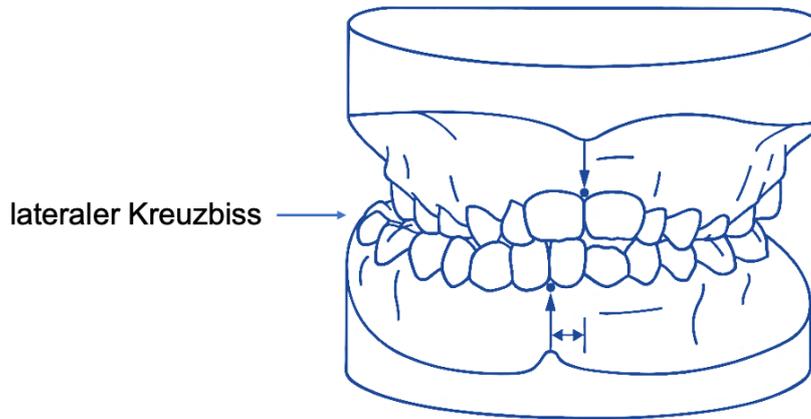
## 1. Einleitung

Zahnfehlstellungen, Malokklusionen und Dysgnathien werden entsprechend der anatomischen Lage- und Richtungsbezeichnungen als sagittal, transversal und vertikal bezeichnet. Die Einteilung und Abgrenzung der sagittalen Lagediskrepanz erfolgt anhand der Klassifikation nach dem Kieferorthopäden Edward H. Angle, der im Jahre 1899 die Malokklusionen definierte (Angle, 1899). Transversale Abweichungen werden unter dem Oberbegriff Kreuzbiss zusammengefasst (Nötzel und Schultz, 2001). Ein Kreuzbiss liegt vor, wenn eine transversale Diskrepanz zwischen den Ober- und Unterkieferzähnen besteht (da Silva et al., 1991; 1995). In der transversalen Zahnbogendimension liegt eine normale Okklusion vor, wenn die mesiopalatinalen Höcker der oberen Molaren und die palatinalen Höcker der Prämolaren jeweils in die untere Zentralfissur der Molaren und in die Fossa der Prämolaren greifen (Brizuela et al., 2020).

Ein Kreuzbiss (Abb. 1) kann eine skelettale Malokklusion, eine dentoalveoläre Malokklusion oder eine Kombination aus beiden aufweisen (Brizuela et al., 2020). Er kann durch eine Fehlstellung einzelner oder Gruppen von Seitenzähnen (Zahnkreuzbiss), eine Fehlstellung der Seitenzähne, begleitet von einer funktionellen Verschiebung des Unterkiefers (Funktionskreuzbiss) oder einer transversalen Disharmonie zwischen Ober- und Unterkiefer (Skelettkreuzbiss) verursacht werden (Macena et al., 2009). Je nach Lokalisation des Kreuzbisses spricht man von einem frontalen oder einem lateralen Kreuzbiss (Brizuela et al., 2020). Der laterale Kreuzbiss kann wiederum in einen uni- oder bilateralen Kreuzbiss aufgeteilt werden (Brizuela et al., 2020). Bell und Kiebach beobachteten 2014 einen lateralen Kreuzbiss als eine häufige Malokklusion bei Milch- und Wechselgebissen mit einer Prävalenz von 5 % bis 8 % in der Altersgruppe von 3 bis 12 Jahren (Bell und Kiebach, 2014).

Die Kenntnis der Ätiologie von Malokklusionen ist für den Erfolg einer kieferorthopädischen Behandlung von wesentlicher Bedeutung, da die Beseitigung der Ursachen eine Voraussetzung für die Korrektur ist. Neben der genetischen Prädisposition sind Gewohnheiten, wie das Daumenlutschen, Mundatmung, muskuläre Dysfunktionen oder ein

frühzeitiger Milchzahnverlust ätiologische Faktoren, auf die ein Kreuzbiss zurückzuführen ist (Bresolin et al., 1983; Modeer et al., 1982; Subtelny, 1980).



**Abb. 1:** Darstellung eines lateralen Kreuzbisses mit einer Mittellinienabweichung im Wechselgebiss (modifiziert nach Lippold et al., 2012). Die Größe der Mittellinienabweichung ist durch die Pfeile markiert.

### 1.1 Kieferorthopädische Behandlung

Die kieferorthopädische Behandlung zur Korrektur eines Kreuzbisses sollte frühzeitig durchgeführt werden, um das Auftreten von Adaptionprozessen im Kiefergelenk und skelettale Adaptionen zu vermeiden (Hesse et al., 1997; O'Byrn et al., 1995; Sonnesen et al., 1998). Nachweislich zeigten Studien eine Assoziation zwischen einer Malokklusion und Kiefergelenksstörungen bei Kindern (Sonnesen et al., 1998). Des Weiteren kann ein unbehandelter Kreuzbiss zu einer Restriktion des Oberkieferwachstums und zu Funktionsstörungen führen. Das Verhältnis von Gewohnheiten, Mundatmung und Malokklusion ist ein wichtiges Thema im Hinblick auf die Prävention und frühzeitige Behandlung von Störungen des kraniofazialen Wachstums. Einerseits können Gewohnheiten die Position der Zähne und das normale skelettale Wachstumsmuster beeinträchtigen, andererseits kann eine Obstruktion der oberen Atemwege, die zu einer Mundatmung führt, das Muster des kraniofazialen Wachstums verändern und konsekutiv zu einer Malokklusion führen (Grippaudo et al., 2016). Eine frühe Behandlung zielt darauf ab, bessere dentale und skelettale Lagebeziehungen zu schaffen, wodurch die Kaufunktion verbessert und eine symmetrische Beziehung zwischen Kondylus und Fossa herge-

stellt werden kann. Neben der Funktion ist auch die Ästhetik ein wichtiges Behandlungsziel in der kieferorthopädischen Therapie. Für die transversale Kreuzbisstherapie kommen herausnehmbare und festsitzende Apparaturen zur Anwendung (Almeida et al., 2012). Die Tabelle 1 (Wichelhaus und Eichenberg, 2013) veranschaulicht die Apparaturen zur Korrektur eines Kreuzbisses und deren Wirkung.

**Tab. 1:** Apparaturen für die Therapie des Kreuzbisses (Wichelhaus und Eichenberg, 2013).

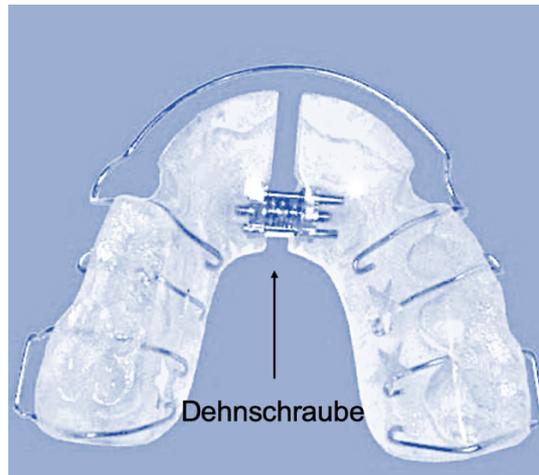
<b>Apparatur</b>	<b>Wirkung</b>
Plattenapparatur	Erweiterung des Zahnbogens
Quadhelix, Transpalatinalbogen, Compound-Palatinalbogen	Erweiterung des Zahnbogens
Criss-Cross-Elastics	Extrusion, Bukkal-/Palatinalbewegungen
Forcierte Gaumennahterweiterung	Erweiterung der skelettalen Basis

Basierend auf einem Review aller Studien über die Behandlungsmöglichkeiten und Behandlungsergebnisse des lateralen Kreuzbisses von 1970 bis 1999 formulierten Harrison und Ashby zusammenfassend, dass nur zwei Studien (Lindner, 1989; Thilander et al., 1984) ein signifikantes Ergebnis erzielten. Die Ergebnisse dieser Studien legen nahe, dass Einschleifmaßnahmen im Milchgebiss in Kombination mit einer Plattenapparatur wirksam verhindern können, dass ein lateraler Kreuzbiss im Wechselgebiss oder in der permanenten Dentition bestehen bleibt (Harrison und Ashby, 2001).

## 1.2 Herausnehmbare Apparaturen

Herausnehmbare, monomaxilläre Plattenapparaturen sind in der Regel gut geeignet für eine Überstellung eines Kreuzbisses. Eine Oberkieferdehnplatte besitzt median eine Dehnschraube (Abb. 2) und die Aktivierung erfolgt durch den Patienten einmal in der Woche. Hierbei kann eine transversale Expansion von 2 bis 3 mm erzielt werden (Wichelhaus und Eichenberg, 2013). Die Wirkung der Apparatur besteht in der dentalen Erweiterung des Zahnbogens. Die Behandlung kann im Alter vom 5. bis 8. Lebensjahr erfolgen, indem das noch vorhandene suturale Wachstum genutzt wird. Die erforderli-

che Tragezeit der Dehnplatte ist sehr hoch und sie sollte nur zum Essen herausgenommen werden, um eine Überstellung des Kreuzbisses zu erreichen (Sander et al., 2011). Aus diesem Grund ist die herausnehmbare Apparatur mit einer hohen Compliance des Patienten verbunden.



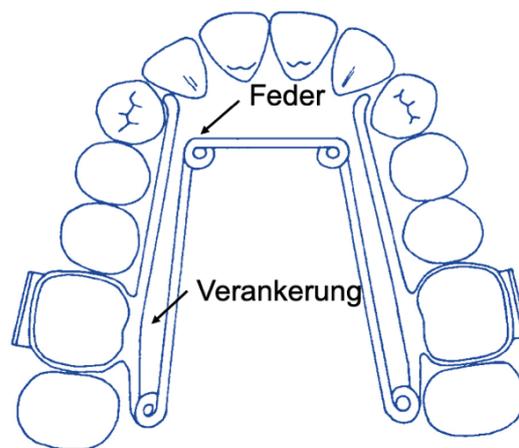
**Abb. 2:** Herausnehmbare Oberkieferdehnplatte mit medianer Dehnschraube (modifiziert nach Wichelhaus und Eichenberg, 2013).

### 1.3 Festsitzende Apparaturen

Alternativ können ein Transpalatinalbogen oder eine Quadhelix für die Kreuzbissüberstellung verwendet werden. Diese Apparaturen finden ihre Anwendung überwiegend bei kleineren Dehnungen mit einer Aktivierung von circa 2 bis 4 mm zur Distalisation, Rotation und zum Torque von Molaren (Wichelhaus und Eichenberg, 2013).

### 1.3.1 Quadhelix

Die Quadhelix (Abb. 3) ist eine Apparatur mit vier Federelementen, die über Schlösser an den Molarenbändern befestigt wird. Sie ist auf die „W-Feder“ zurückzuführen, die ursprünglich von Coffin beschrieben wurde (Coffin, 1882). Coffins Grundidee wurde 1975 von Ricketts modifiziert, indem er durch das Hinzufügen von vier Helizes die Flexibilität und Elastizität erhöhte und eine Aktivierbarkeit ermöglichte (Ricketts, 1975). Die klassische Quadhelix wird aus einem 0,9 mm runden Stahldraht hergestellt.



**Abb. 3:** Eine Quadhelix mit vier Federelementen und Verankerung am ersten Molaren (modifiziert nach Birnie und McNamara, 1980).

Die Quadhelix kommt bei folgender Indikationsstellung zur Anwendung (Birnie und McNamara, 1980):

1. Erweiterung des Zahnbogens,
2. Korrektur eines uni- oder bilateralen Kreuzbisses,
3. Rotation der ersten Molaren,
4. Torque und
5. Distalisation.

Der Zahnbogen wird durch die Quadhelix langsam erweitert und erlaubt dem Gewebe eine gute physiologische Anpassung (Cotton, 1978; Storey, 1973). Eine langsame Oberkieferexpansion erzeugt mehr physiologische Reaktionen im Bereich der Sutura

palatina mediana. Sie erzeugt weniger Gewebewiderstand durch eine konstante Kraftübertragung und ermöglicht eine bessere Ossifikation (Barber und Sims, 1981).

Herkömmlicherweise wird ein schmaler Kiefer durch eine schnelle Expansion unter Verwendung einer GNE oder anderen Apparaturen geweitet. Hierbei wurden destruktive Nebenwirkungen durch große Kräfte auf die Sutura palatina mediana bei Tieren (Storey, 1973) und beim Menschen (Melsen, 1972) beschrieben. Bei den destruktiven Effekten handelte es sich um eine Unterbrechung der Vaskularisation des umliegenden Gewebes.

Die Aktivierung der Quadhelizes kann intra- oder extraoral erfolgen. Allerdings wurde die intraorale Methode kritisiert, da es nach der Biegung zu einer Abnahme der ursprünglichen Aktivierungskraft kommt (Chaconas und de Alba Levy, 1977). Bei der extraoralen Aktivierung hingegen kann der Aktivierungsgrad genauer angegeben werden (Birnie und McNamara, 1980; Chaconas und de Alba Levy, 1977). Die maximale transversale Aktivierung ist begrenzt auf 4 mm, die Rotation auf circa  $10^\circ$  (Wichelhaus et al., 2004) und der Wurzelorque auf etwa  $20^\circ$  (Wichelhaus und Eichenberg, 2013), da sonst die Kräfte und Drehmomente in unphysiologische Bereiche geraten.

### 1.3.2 Transpalatinal- und Lingualbogen

Die Anwendung von Lingual- und Transpalatinalbögen ist in der kieferorthopädischen Praxis weit verbreitet. Sie werden meistens aus einem runden 0,9 mm dicken Stahldraht angefertigt und in linguale und palatinale Molarenschlösser eingesetzt. Die Bögen werden vor allem zur dreidimensionalen Einstellung der Molaren verwendet (Wichelhaus et al., 2004). In diesem Zusammenhang ist es möglich, die transversale Breitendiskrepanz zu verändern sowie Rotation und Torque einzustellen (Wichelhaus et al., 2004). Darüber hinaus hat der Lingualbogen die Funktion eines Lückenhalters, indem er eine Mesialwanderung der ersten Molaren durch Abstützung an den Frontzähnen vermeidet (Grohmann, 2005).

#### 1.4 Criss-Cross-Züge

Für isolierte Einzelzahnbewegungen können Criss-Cross-Züge verwendet werden. Die Gummizüge werden orovestibulär an Molarenbändern befestigt (Abb. 4). Die Criss-Cross-Züge werden in Kombination mit einer festsitzenden Apparatur eingesetzt. Bei Anwendung der Züge kann eine transversale Bewegung von circa 3 mm erreicht werden (Wichelhaus und Eichenberg, 2013).



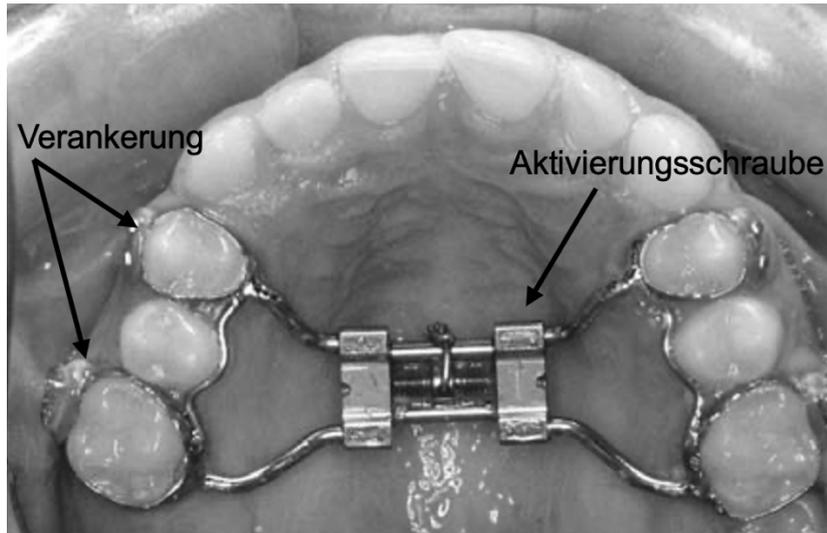
**Abb. 4:** Intermaxilläre Gummizüge (modifiziert nach Wichelhaus und Eichenberg, 2013). Bei einem lateralen Kreuzbiss werden die Gummizüge von palatinal im Oberkiefer nach bukkal im Unterkiefer gespannt.

#### 1.5 Gaumennahterweiterung

Bei einer schweren transversalen Oberkieferdiskrepanz kann mit Hilfe einer Gaumennahterweiterung eine skelettale Dehnung an der Sutura palatina mediana erreicht werden. Die GNE-Apparatur (Abb. 5) besteht aus einer Schraube, die zweimal täglich aktiviert wird. Dabei kann eine Aktivierung zwischen 8 und 12 mm variieren (Wichelhaus und Eichenberg, 2013). Der Indikationsbereich liegt bei Kindern und Jugendlichen bis zu einem Alter von 15 Jahren.

1975 teilte Melsen die morphologische Entwicklung der Sutura palatina mediana in drei Stufen ein und stellte fest, dass ab dem 15. Lebensjahr kein Wachstumsprozess im Bereich der Sutura palatina mediana zu beobachten ist (Melsen, 1975). Bei älteren Alters-

gruppen (über 25 Jahre) kann eine konventionelle GNE nicht mehr zum gewünschten Behandlungsziel führen und sollte chirurgisch unterstützt werden (Knaup et al., 2004). Abgesehen von der skelettalen Auswirkung der GNE sind auch dentale Effekte, insbesondere eine Bukkalkippung der Seitenzähne, zu erwarten (Wichelhaus und Eichenberg, 2013).



**Abb. 5:** Standardapparatur zur GNE in situ mit Aktivierungsschraube und Verankerung am Molaren und Prämolaren (modifiziert nach Sander et al., 2011).

### 1.6 Biomechanische Grundlagen der Zahnbewegung

Die Biomechanik beschäftigt sich mit der Mechanik des biologischen Systems. Die biomechanische Reaktion hängt von der Größe, Dauer, Richtung und dem Angriffspunkt einer definierten Kraft ab (Kahl-Nieke, 2010). Zusätzlich spielen Faktoren wie die Zahnmorphologie und die Beschaffenheit des umliegenden Gewebes eine Rolle. Daraus resultiert die Lage des Widerstands- und Rotationszentrums. Das Widerstandszentrum liegt bei einwurzeligen Zähnen bei etwa 40 % (Christiansen und Burstone, 1969; Poppe et al., 2002) und bei mehrwurzeligen Zähnen bei 40-44 % der koronal gemessenen Alveolarhöhe (Ziegler, 2004; Ziegler et al., 2005). Das Rotationszentrum hingegen ist ein Punkt, um den sich ein starrer Körper dreht (Kahl-Nieke, 2010).

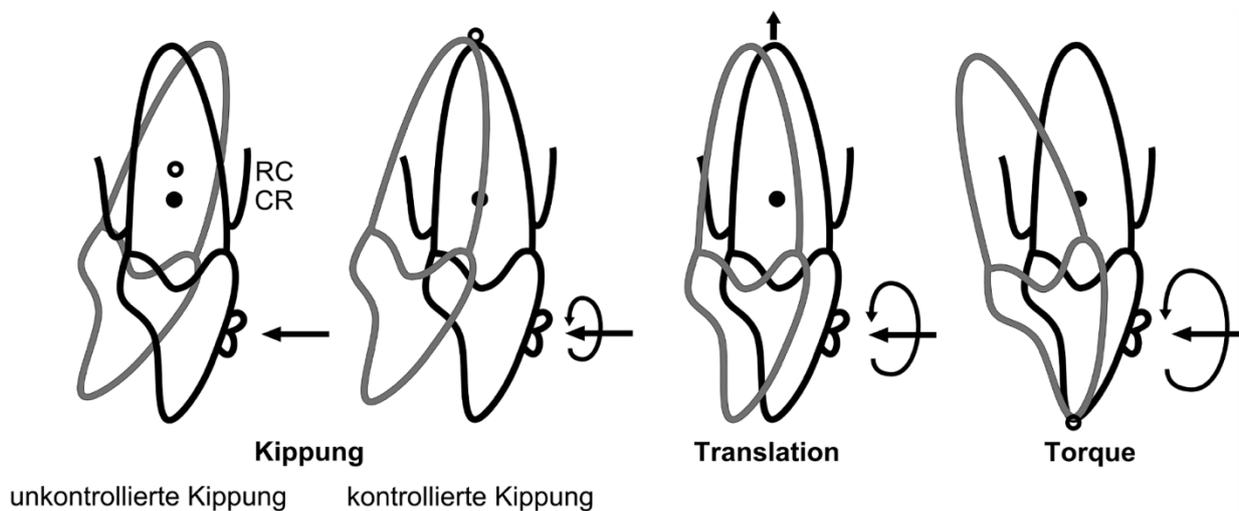
Einer der grundlegendsten Aspekte in der Kieferorthopädie ist die Anwendung von Kräften, um eine kieferorthopädische Zahnbewegung zu induzieren (Drescher et al., 1991). Mit festsitzenden Geräten können nicht nur Kräfte, sondern auch Drehmomente auf die Zähne übertragen werden. Die Kombination von Kräften und Drehmomenten wird als Kraftsystem bezeichnet (Burstone und Koenig, 1974). Da sowohl Kräfte als auch Drehmomente in allen drei Raumebenen wirken, kann das auf einen Zahn wirkende Kraftsystem durch dreidimensionale Kraft- und Momentvektoren dargestellt werden, die jeweils drei Komponenten umfassen: X-, Y- und Z-Kräfte und X-, Y- und Z-Drehmomente (Kneubühl, 1988). Mathematisch betrachtet ist die Kraft ein Vektor, die sich als Produkt von Masse und Beschleunigung definieren lässt (Smith und Burstone, 1984). Durch eine Krafteinwirkung entstehen Drehmomente, die das Produkt aus Kraft und senkrechtem Abstand zum Widerstandszentrum darstellen.

### 1.7 Formen der Zahnbewegung

Physiologisch werden Zähne durch Wangen- und Zungendruck bei physiologischen Bewegungsmustern, wie das Kauen, Schlucken und Pressen, in ihrer Position bewegt (Kahl-Nieke, 2010). Die erste experimentelle Untersuchung der kieferorthopädischen Zahnbewegung wurde 1904-1905 von Sandstedt veröffentlicht. Diese Zahnbewegungen können nach Reitan zweckmäßigerweise in zwei Typen unterteilt werden: die kontinuierliche Zahnbewegung durch festsitzende Geräte und die intermittierende Zahnbewegung durch herausnehmbare Geräte (Reitan, 1960). In seinen Arbeiten beschrieb Reitan die Komplexität der Reaktion des Gewebes auf eine kieferorthopädische Zahnbewegung in Abhängigkeit von der Art und der Größe der ausgeübten Kraft und der Bewegung (Reitan, 1957; Reitan, 1964). Nach Smith und Burstone erzeugen Kräfte entweder eine Translation, eine Rotation oder eine Kombination beider (Smith und Burstone, 1984). Mit kieferorthopädischen Apparaturen kann das Kraft/Drehmoment-Verhältnis individuell eingestellt und folgende Bewegungsformen erzielt werden (Tab. 2, Kahl-Nieke, 2010; Abb. 6, Harzer, 2011).

**Tab. 2:** Zusammenstellung der kieferorthopädischen Bewegungsformen.

Horizontale Zahnbewegung	Vertikale Zahnbewegung
Unkontrollierte Kippung	Extrusion
Kontrollierte Kippung	Intrusion
Translation	
Rotation	
Torque	

**Abb. 6:** Darstellung der verschiedenen Formen der Zahnbewegung von links nach rechts: Unkontrollierte Kippung, kontrollierte Kippung, Translation, Wurzeltorque. RC: Rotationszentrum, CR: Widerstandszentrum (modifiziert nach Harzer, 2011).

Bei der unkontrollierten Kippung entsteht eine Kronenbewegung in Krafrichtung und eine Wurzelbewegung in die entgegengesetzte Richtung. Dabei liegt das Rotationszentrum 1 bis 2 mm apikal des Widerstandszentrums (Kahl-Nieke, 2010). Bei der kontrollierten Kippung resultiert nur eine Kronenbewegung, während das Rotationszentrum am Apex liegt. Eine Translation erfolgt, wenn der Kraftangriff durch das Widerstandszentrum läuft und das Rotationszentrum im Unendlichen liegt. Liegt das Rotationszentrum inzisal und verläuft der Kraftangriff apikal des Widerstandszentrums, kann eine Wurzelbewegung durchgeführt werden. In Tabelle 3 werden die geeigneten Kraftgrößen für die jeweiligen Zahnbewegungen aufgeführt.

**Tab. 3:** Zusammenstellung der therapeutischen Kraftgrößen für differenzierte Zahnbewegungen (unterer Grenzwert für Schneidezähne, oberer Grenzwert für Molaren; Harzer, 2011).

<b>Bewegung</b>	<b>Kraft-/Drehmomentgröße</b>
Kippung	0,3-0,6 N
Translation	0,7-1,2 N
Torque	0,5-1,0 N, 5-20 Nmm
Rotation	0,35-0,60 N, 5-20 Nmm
Extrusion	0,35-0,60 N
Intrusion	0,1-0,2 N

### 1.8 Phasen der Zahnbewegung

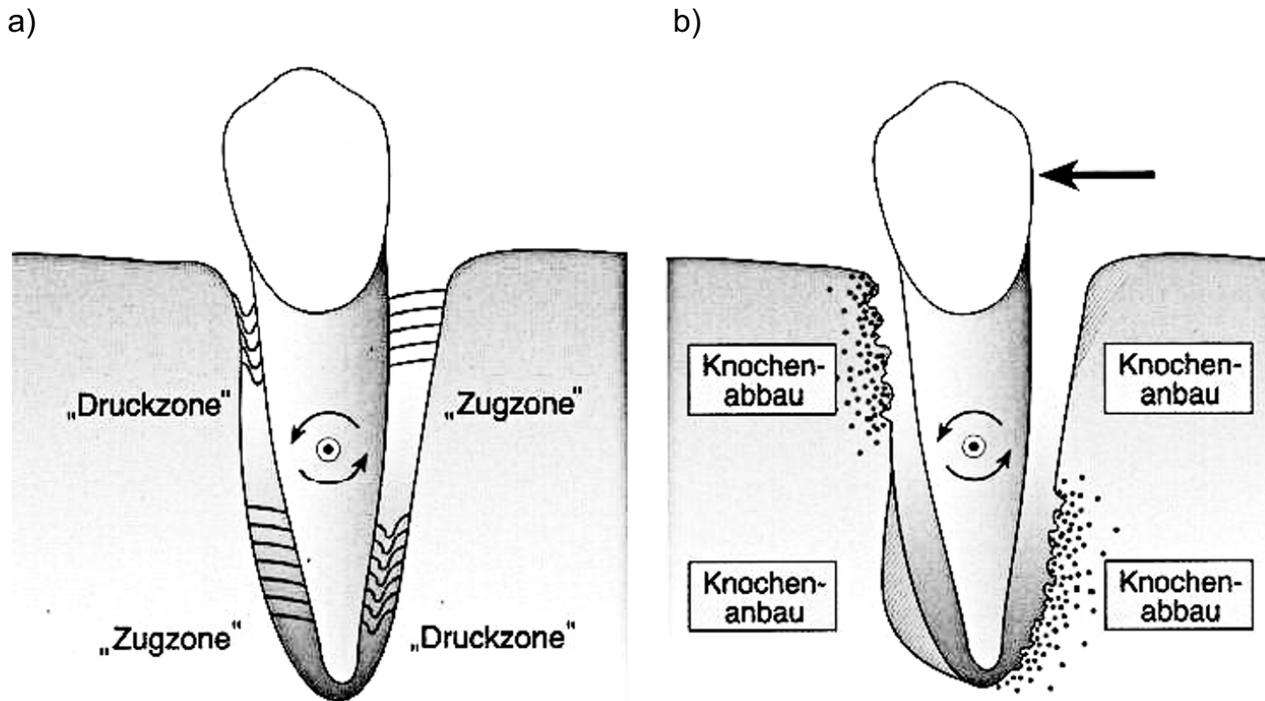
Asiry beschrieb 2018 anhand verschiedener Theorien die Zell- und Molekularbiologie der kieferorthopädischen Zahnbewegung in einer Literaturübersicht (Asiry, 2018). Er stellte die Phasen der Zahnbewegung nach Burstone dar.

Phasen der Zahnbewegung (Burstone, 1962):

1. Initiale Phase,
2. Latenzphase und
3. Postlatenzphase.

In der initialen Phase wird der Zahn durch eine Krafteinwirkung im Parodontalspalt ausgelenkt. Die initiale Zahnbewegung erfolgt in den ersten 24 bis 48 Stunden (Burstone, 1962). Aufgrund der auf den Zahn ausgeübten Kraft kommt es zu Veränderungen des Parodontiums und des Alveolarknochens. Als Folge entstehen Druck- und Zugzonen, die zu Knochenresorption und Knochenapposition führen (Abb. 7, Kahl-Nieke, 2010). Die Ursache dafür ist eine Extravasation der Gefäße, eine Ansammlung von Entzündungszellen und die Aktivierung von knochenbauenden und -abbauenden Zellen. Innerhalb von 20 bis 30 Tagen findet die Latenzphase statt. In dieser Phase kommt es aufgrund einer Hyalinisierung des komprimierten PDL zu einer minimalen oder keiner Zahnbewegung. Das nekrotische Gewebe wird von Makrophagen, Fremdkörper-

Riesenzellen und Osteoklasten abgebaut. 40 Tage nach der initialen Kraftanwendung beginnt die Postlatenzphase, in der die Zahnbewegung allmählich steigt (Krishnan und Davidovitch, 2006).



**Abb. 7:** a) Darstellung der Druck- und Zugzonen bei der initialen Zahnbewegung, b) Darstellung der Knochenumbauprozesse: Knochenabbau in der Druckzone und Knochenanbau in der Zugzone (modifiziert nach Kahl-Nieke, 2010).

### 1.9 Fragestellung und Ziele

Das Ziel dieser Studie war, die Wirkungsweise der Wilson® 3D®-Quadhelix, Wilson® 3D®-Gaumenapparatur und Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur durch Bestimmung des Kraftsystems zu untersuchen. Hierbei wurden Zahnbewegungen, konkret die Expansion, die Rotation und der Torque, experimentell aktiviert und Messungen der Kräfte und Drehmomente durchgeführt. Zum Vergleich sollten konventionelle Remanium®-Quadhelix vermessen werden. Folgende Fragen sollten untersucht werden:

1. Welche Kräfte und Drehmomente werden mit den verschiedenen Apparaturen erzeugt?
2. Mit welcher Apparatur sind effektive Zahnbewegungen zu erwarten?
3. Welche Vorteile weisen die Wilson® 3D®-Quadhelizes gegenüber den konventionellen Quadhelizes auf?

## 2. Material und Methoden

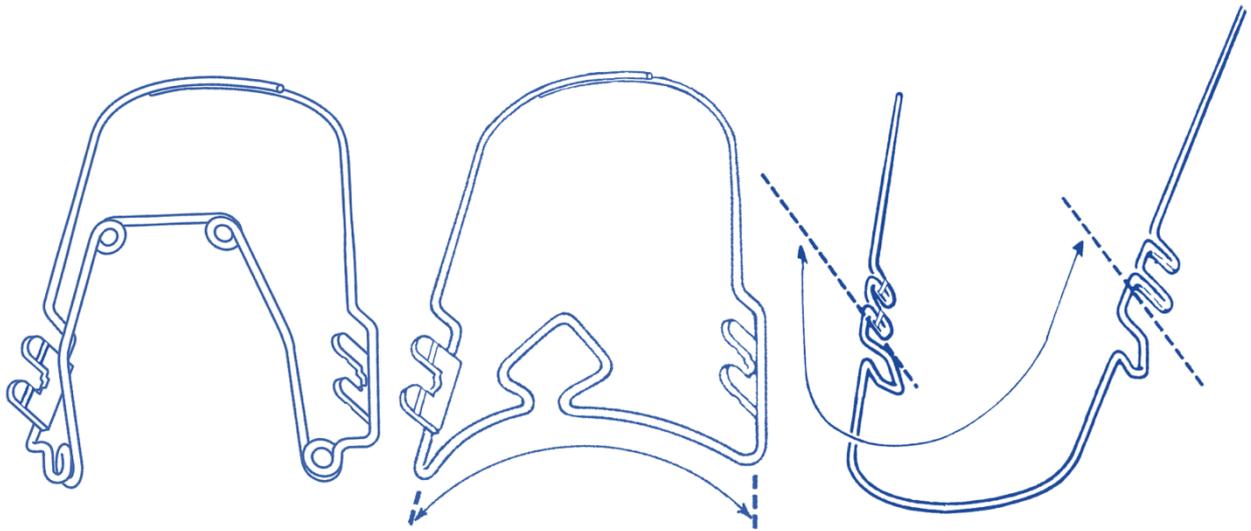
Im folgenden Kapitel wird die Vorgehensweise der Messung der Kräfte und Drehmomente von Wilson® 3D® Quadhelix, Wilson® 3D® Multi-Action Palatal Appliance und Wilson® 3D® Lingual Arch in verschiedenen Größenvarianten dargestellt. Zum Vergleich werden Remanium®-Quadhelizes von der Firma Dentaforum vermessen. Dabei werden experimentell durchgeführte Zahnbewegungen in Form von Expansion, Rotation und Wurzeltorque aktiviert.

### 2.1 Material

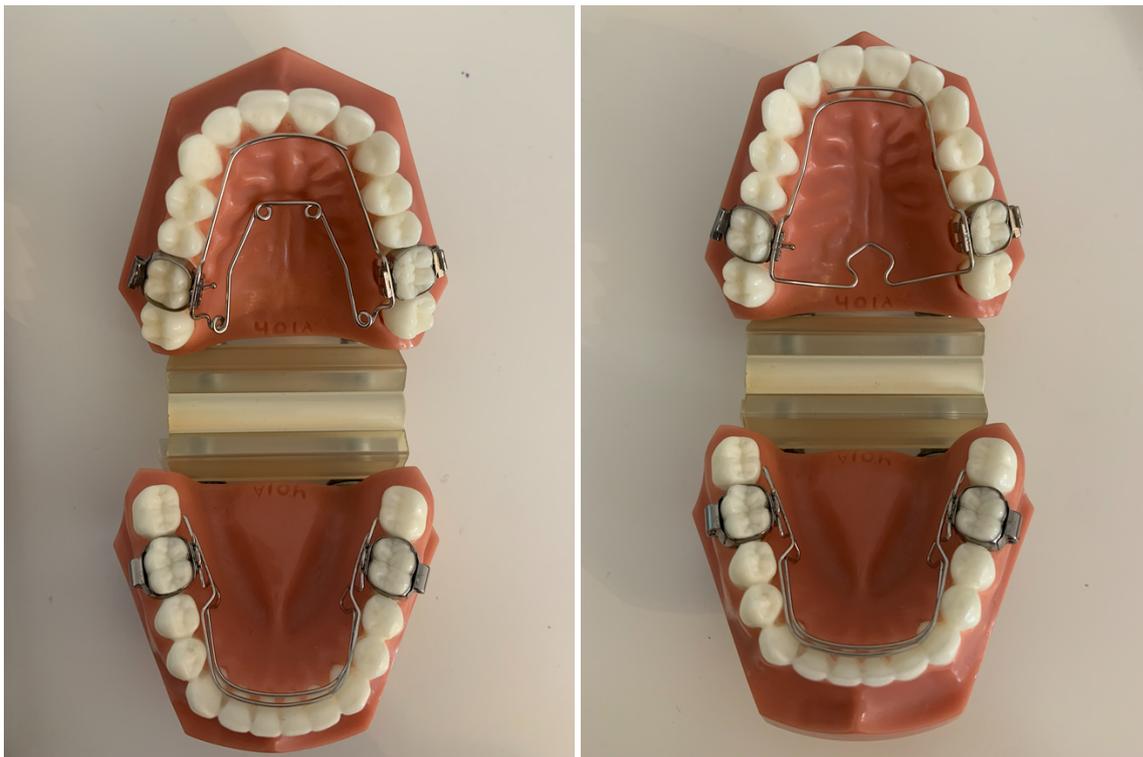
In Tabelle 4 sind die untersuchten Apparaturen mit verschiedenen Größenvarianten gelistet. Die Wilson® 3D®-Apparaturen sind neue Produkte mit einem einzigartig entwickeltem „plug-in/plug-out“ Stecksystem. Die Apparaturen können ohne ein Löten oder Schweißen in die Molarenschlösser eingesetzt werden. Das einfache vertikale Einsetzen und Herausnehmen ermöglicht eine gute Anpassung der Apparatur am Behandlungsstuhl. Die Apparaturen werden bei Indikationen wie einer Expansion, einer Rotation oder einem Torque eingesetzt. Zusätzlich bieten die Wilson® 3D®-Apparaturen (Abb. 8, Abb. 9) ein breites Spektrum an Größen. Sie bestehen aus einem 0,9 mm runden Draht. Die Wilson® 3D®-Quadhelix wird aus Blue Elgiloy® hergestellt. Elgiloy ist eine patentierte Legierung auf Kobaltbasis, die aus acht Elementen besteht (Kobalt 40 %, Chrom 20 %, Nickel 15 %, Molybdän 7 %, Mangan 2 %, Beryllium 0,04 %, Kohlenstoff 0,15 % und Eisen 15,81 %). Die Wilson® 3D®-Gaumen- und Lingual-Apparaturen bestehen aus Edelstahl auf Chrom-Nickel-Basis. Die Wilson® 3D®-Apparaturen besitzen aufgeschweißte (Gaumenapparatur, Quadhelix) oder drahtgeformte (Lingual-Apparatur) Zwillingzapfen, um den sicheren Halt der Apparatur in den Brackets zu gewährleisten.

**Tab. 4:** Zusammenstellung der untersuchten Apparaturen von RMO und Dentaureum.

<b>Hersteller</b>	<b>Apparatur</b>	<b>Größe/Transversale Dimension</b>
<b>Wilson® 3D®</b>	Multi-Action Palatal Appliance	1 – 32 mm 2 – 36 mm 3 – 40 mm 4 – 44 mm 5 – 50 mm 6 – 56 mm
<b>Wilson® 3D®</b>	Lingual Arch	1 – 51 mm 2 – 54 mm 3 – 57 mm 4 – 60 mm 5 – 63 mm 6 – 66 mm 7 – 69 mm 8 – 72 mm
<b>Wilson® 3D®</b>	Quadhelix	1 – 25 mm 2 – 27 mm 3 – 31 mm 4 – 34 mm 5 – 37 mm 6 – 40 mm
<b>Dentaureum Remanium®</b>	Quadhelix	1 – 36 mm 2 – 38 mm 3 – 40 mm

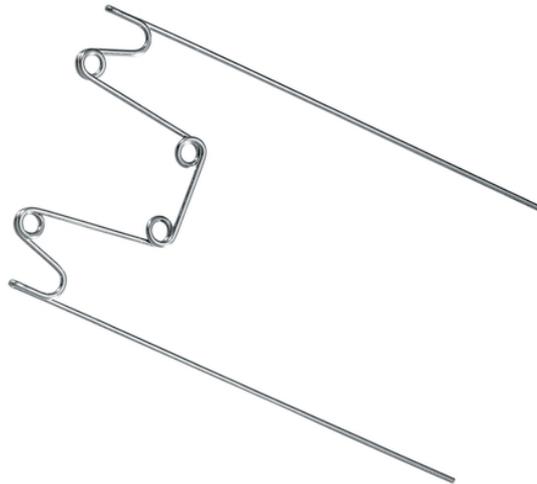


**Abb. 8:** Darstellung der untersuchten Wilson® 3D®-Apparaturen von links nach rechts: Wilson® 3D®-Quadhelix, Wilson® 3D®-Gaumenapparat, Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur (RMO Katalog, 2021).



**Abb. 9:** Das linke Bild zeigt ein Modell mit einer Wilson® 3D®-Quadhelix im Oberkiefer und einer Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur im Unterkiefer. Das rechte Bild zeigt ein Modell mit einer Wilson® 3D®-Gaumenapparat im Oberkiefer und einer Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur im Unterkiefer.

Die Remanium®-Quadhelizes der Firma Dentaurum (Abb. 10) hingegen gibt es in drei Größenvarianten (Tab. 4). Sie bestehen aus einem 0,9 mm runden federharten Edelstahl Draht.

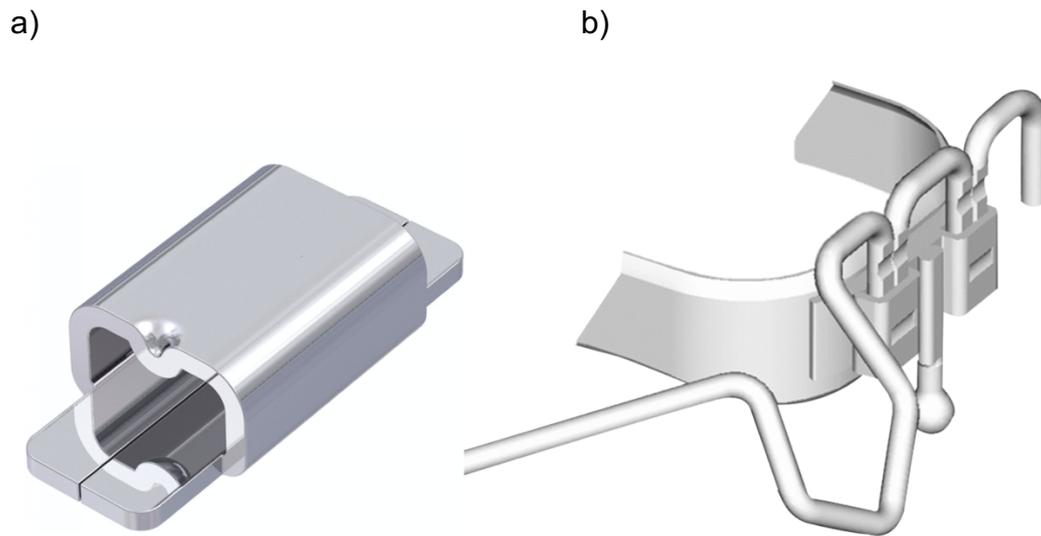


**Abb. 10:** Remanium®-Quadhelix der Firma Dentaurum (Dentaurum Katalog, 2021).

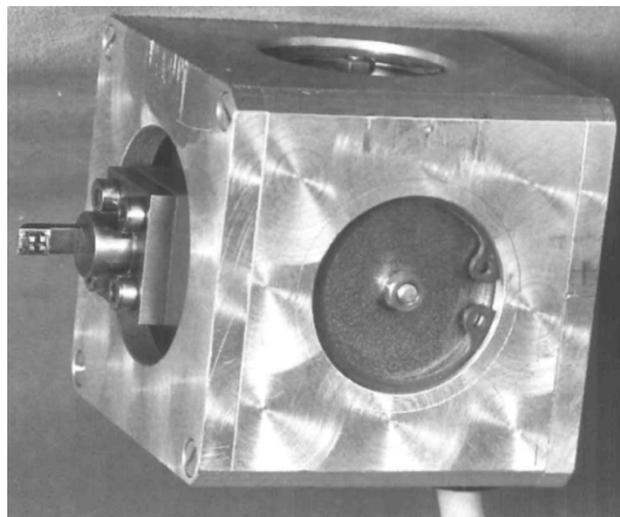
## 2.2 Methode

### 2.2.1 Vorbereitung der Versuchsproben

Zur Ermittlung der Kräfte und Drehmomente wurden Kunststoffmolaren der Firma Frasaco mit Molarenschlössern (Abb. 11) versehen. Die RMO-Schlösser (Abb. 11b) waren bereits auf Molarenbänder geschweißt. Die Wilson® 3D®-Apparaturen konnten vertikal in die Schlösser hineingeführt werden. Die Orthorama® Schlösser (Abb. 11a) wurden ohne Molarenbänder auf die Zähne geklebt. Die zugehörigen Quadhelizes konnten in horizontaler Richtung eingesetzt werden. Es wurden jeweils zwei Kunststoffzähne mit den jeweiligen Molarenschlössern hergestellt. Die genaue Positionierung der Schlösser war hier von großer Bedeutung, um anschließend ein spannungsfreies Einsetzen der Apparaturen zu ermöglichen. Hiernach wurden die Zähne an den Kraft/Drehmoment-Sensoren des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems angebracht (Abb. 12).



**Abb. 11:** Orthorama®-Molarenschlösser der Firma Dentaureum (Dentaureum Katalog, 2021), b) rocky mountain orthodontics®-Molarenschlösser von Wilson® (RMO Katalog, 2021).

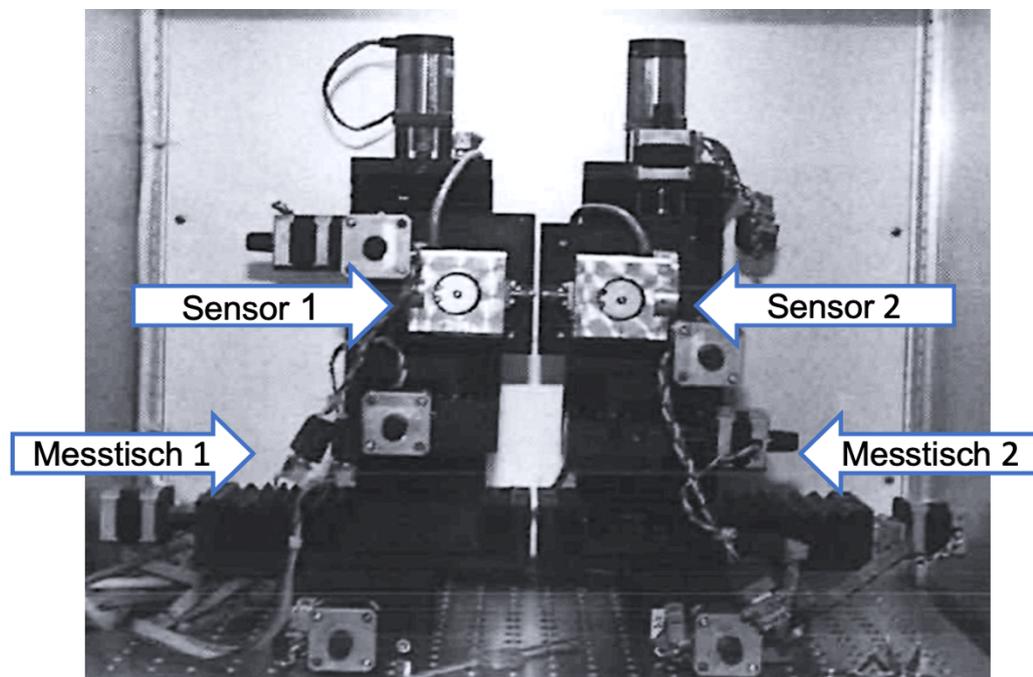


**Abb. 12:** Der Kraft/Drehmoment-Sensor des OMSS (Drescher et al., 1991).

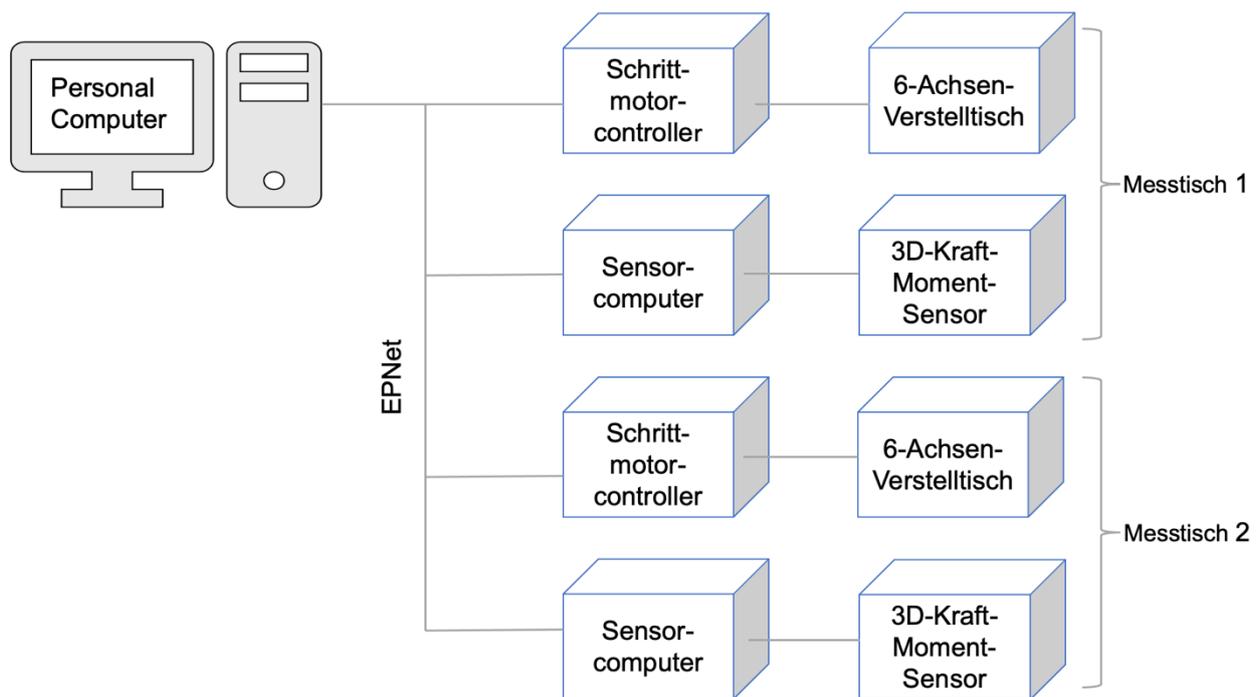
### 2.2.2 Orthodontisches Mess- und Simulations-System

Die Messungen wurden mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS; Abb. 13) durchgeführt. Abbildung 14 zeigt den schematischen Aufbau des OMSS. Der Aufbau und die Funktionsweise wurden in mehreren Publikationen erläutert (Bourauel et al., 1992; Drescher et al., 1991).

Das System besteht aus zwei Kraft/Drehmoment-Sensoren (Abb. 12), die Kräfte und Drehmomente in allen drei Raumebenen gleichzeitig messen können (Bourauel et al., 1992). Außerdem sind die beiden Sensoren auf motorgetriebenen Messtischen montiert. Jeder Messtisch und Kraft/Drehmoment-Sensor ist in einen mechanischen und einen elektronischen Teil unterteilt. Das Hauptsteuerprogramm „OMSS“ wird über den Personal-Computer ausgeführt, mit dem der Prüfer die Experimente steuern kann. Der Personal-Computer und die Mikrocomputer kommunizieren über das lokale Netzwerk EPNet.



**Abb. 13:** Orthodontisches Mess- und Simulations-System (Drescher et al., 1991).



**Abb. 14:** Schematischer Aufbau des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (Drescher et al., 1991).

Das gesamte OMSS befindet sich in einem Temperaturprüfschrank (Abb. 13). Es können Temperaturen zwischen  $-20\text{ °C}$  und  $+60\text{ °C}$  eingestellt werden (Drescher et al., 1991). Die Kraftkomponenten besitzen einen Messbereich von  $\pm 15\text{ N}$  mit einer Auflösung von  $0,02\text{ N}$  und die Drehmomentkomponenten befinden sich in einem Messbereich von  $\pm 450\text{ Nmm}$  mit einer Auflösung von  $0,5\text{ Nmm}$  (Bourauel et al., 1992).

Das System bietet verschiedene Messmethoden an. Hierbei lassen sich grundsätzlich zwei Arten von Messungen unterscheiden: die Absolutmessung und die Simulationsmessung (Bourauel et al., 1992; Drescher et al., 1991). Diese Messarten lassen sich am Computer festlegen. Bei der Absolutmessung werden Kräfte und Drehmomente aufgezeichnet, die von einem kieferorthopädischen Gerät erzeugt werden. Eine Simulationsmessung hingegen beinhaltet verschiedene Schritte. Zuerst findet die Messung des auf den Sensor wirkenden Kraftsystems statt. Dieses wird dann in Bezug auf das Widerstandszentrum transformiert. Der Punkt liegt auf der Längsachse des Zahnes etwa  $8$  bis  $10\text{ mm}$  apikal der Krone. Das registrierte Kraftsystem wird dann mit Hilfe eines mathe-

matischen Modells in eine translatorische und rotatorische Zahnbewegung umgerechnet und simuliert.

### 2.2.3 Versuchsablauf

Nach Anbringen der Zähne an die Kraft/Drehmoment-Sensoren des OMSS wurde eine Justierung der Sensoren durchgeführt. Die Sensoren wurden so eingestellt, dass die beiden Messtische gegenüberliegend in den X-, Y- und Z-Komponenten auf einer Ebene sind. Die Feinjustierung erfolgte über das Steuerprogramm am Computer, sodass das auf den Zähnen wirkende Kraftsystem möglichst gegen Null ging.

Die in Tabelle 4 aufgeführten Apparaturen wurden in verschiedenen Größenvarianten an beiden Seiten am ersten Molaren fixiert. Die Apparaturen wurden möglichst spannungsfrei mit Hilfe einer kieferorthopädischen Zange in die Molarenschlösser eingebracht. Vor der Messung wurden die Sensoren erneut auf einwirkende Kräfte und Drehmomente überprüft und gegebenenfalls feinjustiert. Im biomechanischen Messaufbau OMSS wurden die Messungen bei verschiedenen Aktivierungen durchgeführt.

### 2.2.4 Versuchsdurchführung

In drei verschiedenen Versuchsreihen wurden Zahnbewegungen im Sinne einer Expansion, Rotation und Wurzeltorque aktiviert. Es wurden fünf Proben je Apparaturenvariante und Größe untersucht. In Tabelle 5 sind die untersuchten Apparaturen mit der jeweiligen Aktivierung und Simulation der Zahnbewegung dargestellt.

**Tab. 5:** Übersicht über die durchgeführten Versuchsreihen.

<b>Versuchsreihe</b>	<b>Apparatur</b>	<b>Simulierte Zahn- bewegung</b>	<b>Aktivierung um</b>
<b>1.1</b>	Wilson® 3D®-Lingual Arch	Expansion	6 mm
<b>1.2</b>	Wilson® 3D®-Multi-Action Palatal Appliance	Expansion	6 und 8 mm
<b>1.3</b>	Wilson® 3D®-Quadhelix	Expansion	8 mm
<b>1.4</b>	Dentaurum Remanium®- Quadhelix	Expansion	8 mm
<b>2.1</b>	Wilson® 3D®-Lingual Arch	Rotation	10 °
<b>2.2</b>	Wilson® 3D®-Multi-Action Palatal Appliance	Rotation	10 °
<b>2.3</b>	Wilson® 3D®-Quadhelix	Rotation	10 °
<b>2.4</b>	Dentaurum Remanium®- Quadhelix	Rotation	10 °
<b>3.1</b>	Wilson® 3D®-Lingual Arch	Wurzeltorque	10 °
<b>3.2</b>	Wilson® 3D®-Multi-Action Palatal Appliance	Wurzeltorque	10 °
<b>3.3</b>	Wilson® 3D®-Quadhelix	Wurzeltorque	10 °

Zu Beginn einer Messreihe wurden die Frasaco-Zähne in das OMSS eingeschraubt. Nach Einsetzen der Apparaturen in die Schlösser und der Feinjustierung wurde die Messreihe am Computer gesteuert. Die Zahnbewegungen wurden in Teilschritte aufgliedert und von den Messtischen ausgeführt.

Als Erstes wurde die Expansionsbewegung der Apparaturen anhand einer Absolutmessung durchgeführt. Die Aktivierung betrug bei den Quadhelizes 8 mm, bei den Lingual-Apparaturen 6 mm und bei den Gaumenapparaturen zwischen 6 und 8 mm. Nach Ablaufen der Simulationszyklen wurde die Apparatur herausgenommen und die Messtische in die ursprüngliche Justierung gebracht.

Die zweite Versuchsreihe beinhaltete die Rotation als aktivierte Zahnbewegung durch eine Aktivierungsmessung. Dabei sollten die Bögen eine Rotationsbewegung von  $10^\circ$  ausführen.

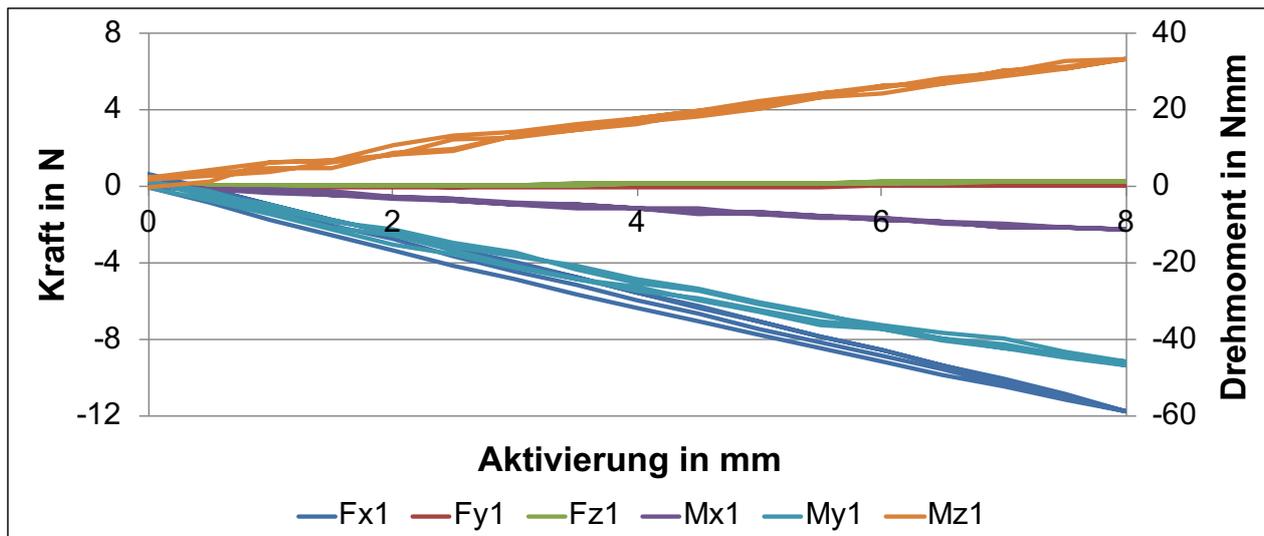
In der letzten Versuchsreihe wurde eine Wurzelbewegung aktiviert. Die Wilson® 3D® Apparaturen erhielten eine Aktivierung von  $10^\circ$ . Da eine Wurzelbewegung nicht im Anwendungsbereich der Dentaurum-Quadhelix liegt, bedingt durch die Konstruktion des Runddrahtes, konnte diese Zahnbewegung nicht aktiviert werden.

Insgesamt wurden fünf Proben je Apparaturenvariante untersucht und jeweils vier Einzelmessungen durchgeführt. Durch die Wiederholung war es möglich, eventuelle Fehler zu erkennen.

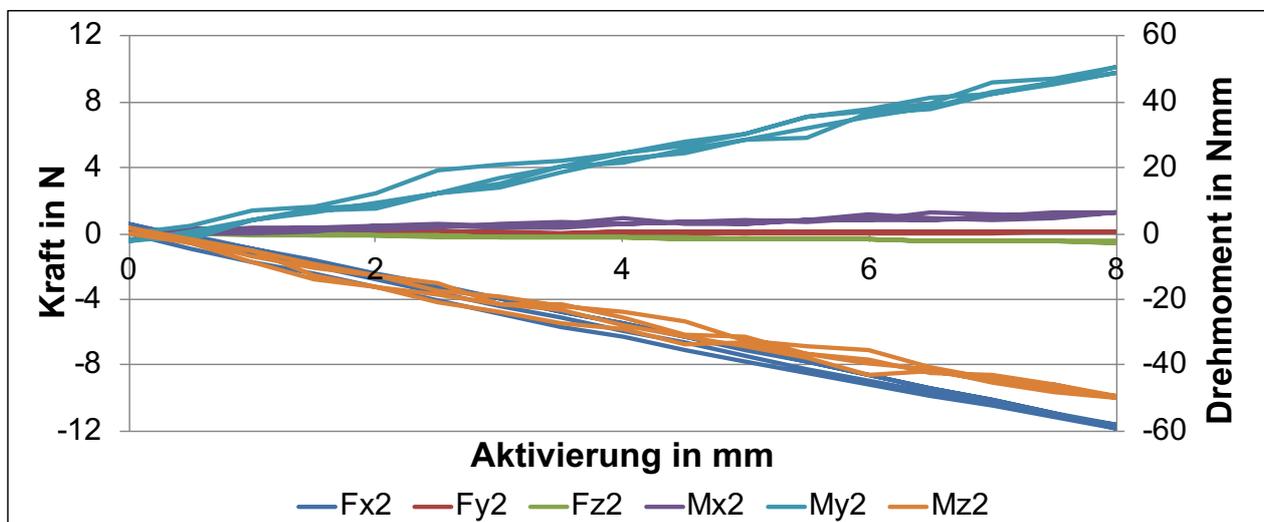
### 2.3 Datenauswertung

Die mit dem OMSS ermittelten Messwerte für die Kräfte und Drehmomente konnten in allen drei Raumebenen, auf der X-, Y- und Z-Achse bestimmt und graphisch dargestellt werden. Die Auswertung der Kraft- und Drehmomentmaxima erfolgte mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Excel.

Vor Beginn jeder Messreihe wurde, wie im oberen Abschnitt bereits beschrieben, eine Feinjustierung vorgenommen, so dass das gemessene Kraftsystem möglichst einen Wert von Null aufwies. Dennoch bestanden vor der Versuchsdurchführung kleine Kräfte und Drehmomente mit Werten von maximal 0,2 N beziehungsweise 15 Nmm. Demzufolge wurde bei der Auswertung eine Offsetkorrektur durchgeführt, so dass die initialen Kräfte und Drehmomente bei einem Wert von Null lagen. Die Kraft- und Drehmomentdaten wurden pro Apparaturenvariante und Größe graphisch dargestellt. Hierbei wurde ein Diagramm zu Tisch eins und ein Diagramm zu Tisch 2 erstellt (Beispiele siehe Abb. 15, Abb. 16). Anschließend konnten die ermittelten Werte der fünf Proben je Apparaturenvariante mit Mittelwerten und Standardabweichungen berechnet und graphisch dargestellt werden.



**Abb. 15:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Expansionsbewegung mit der Wilson® 3D®-Quadhelix der Größe 25 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z.



**Abb. 16:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Expansionsbewegung mit der Wilson® 3D®-Quadhelix der Größe 25 mm am Tisch zwei des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z.

## 2.4 Statistische Auswertung

Zunächst wurden die Daten mit einem selbstprogrammierten Test (Dr. Ludger Keilig) nach Kolmogorov-Smirnov (Bronstein und Semendjajew, 1991) in Excel auf eine Normalverteilung geprüft. Die Daten erwiesen sich als normalverteilt. Ebenfalls wurden die Messdaten verschiedener Gruppen mit Hilfe des Levene-Tests auf eine Gleichheit der Varianzen geprüft. In einem zweiten Schritt wurden die Mittelwerte anhand des Welch-t-Tests auf signifikante Unterschiede überprüft. Das Signifikanzniveau lag bei  $\alpha = 0,05$ . Zum Ausgleich einer möglichen Alphafehler-Kumulierung wurde eine nachfolgende Korrektur nach Bonferroni durchgeführt.

### 3. Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der experimentellen Untersuchung in Diagrammen dargestellt und beschrieben. Das Kapitel gliedert sich in fünf Abschnitte:

Zuerst werden in Abschnitt 4.1 anhand der gewonnenen Messwerte und mit Hilfe von Kurvendiagrammen die Expansions-, Rotations- und Torqueverläufe beschrieben. Daraufhin folgen die Ergebnisse der Kräfte und Drehmomente mittels Balkendiagrammen. Jedes Balkendiagramm bezieht sich auf eine Zahnbewegung. In Abschnitt 4.2 werden die Ergebnisse der Expansion vorgestellt und verglichen. In Abschnitt 4.3 wird die aktivierte Rotation und in Abschnitt 4.4 werden die Ergebnisse der Torquebewegung veranschaulicht und erläutert.

Die Säulen im Balkendiagramm stellen die Mittelwerte der Maximalkräfte und Maximaldrehmomente dar. Jede Säule veranschaulicht das Ergebnis für die jeweilige Apparaturenvariante. Ergänzend wurden Fehlerbalken hinzugefügt, welche die Standardabweichung der Messung angeben. Die Mittelwerte und die Standardabweichungen wurden anhand von fünf Messungen pro Apparaturenvariante berechnet.

Anschließend erfolgt in Abschnitt 4.5 eine Darstellung und Erläuterung der statistischen Auswertung.

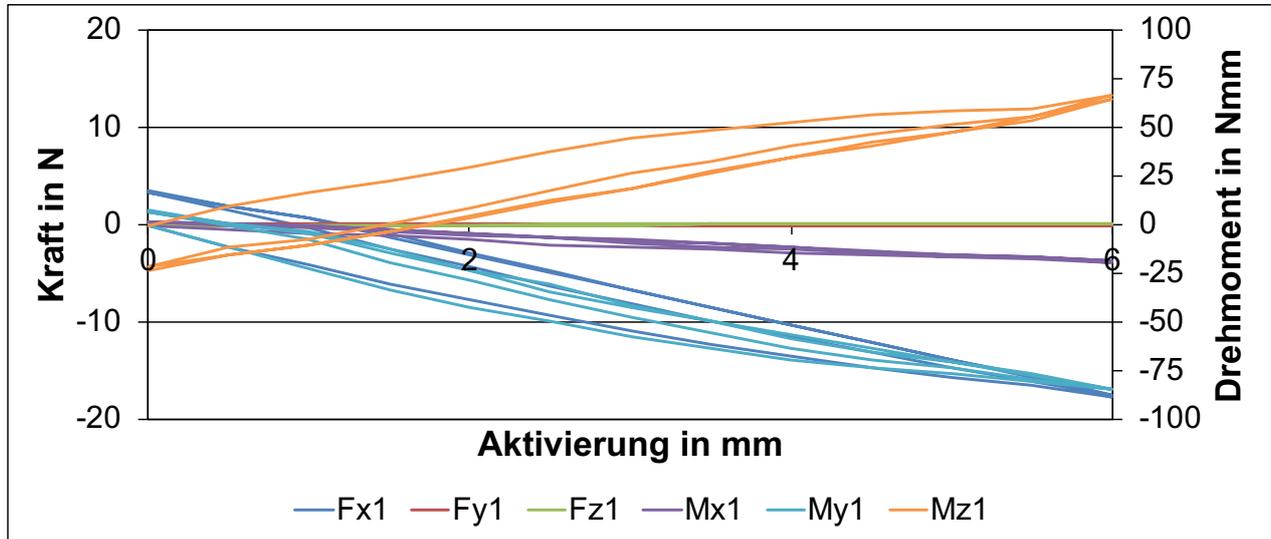
#### 3.1 Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten

Die ermittelten Messwerte für die Kraft- und Drehmomententwicklung wurden in allen drei Raumebenen, auf der X-, Y- und Z-Achse, aufgezeichnet und graphisch präsentiert. In den Abbildungen 17 bis 19 werden die untersuchten Zahnbewegungen an den Wilson® 3D®-Apparaturen dargestellt. In den Abbildungen 20 und 21 wird der graphische Verlauf der Kraft- und Drehmomententwicklung bei einer Expansions- und Rotationsbewegung mit der konventionellen Quadhelix veranschaulicht.

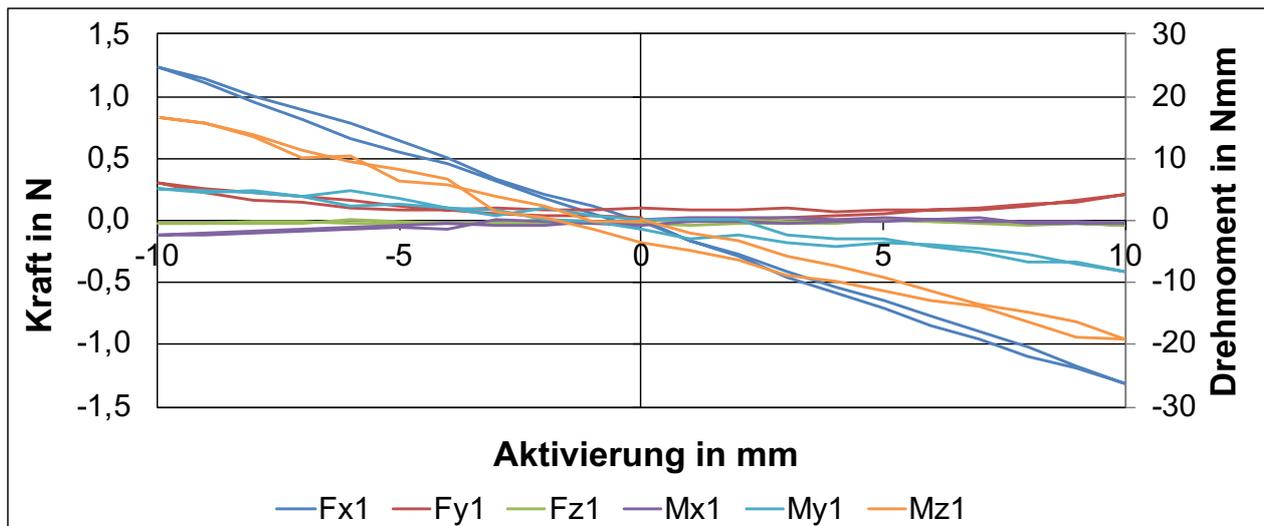
Abbildung 17 beschreibt den Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten während einer Expansionsbewegung mit der Wilson® 3D®-Gaumenapparatur. Hierbei wurde eine Aktivierungsmessung von 6 mm durchgeführt. Bei einer Expansionsbewegung von 6 mm wurden Kraftwerte von 17,7 N (Fx) und Drehmomentwerte von 66,9 Nmm (Mz) gemessen.

Des Weiteren beschreibt Abbildung 18 den Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten während einer Rotationsbewegung mit der Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur. In dieser Messung wurde eine Rotationsbewegung von 10 ° aktiviert und Kräfte von 2,7 N (Fx) und Drehmomente von 27,5 Nmm (Mz) gemessen.

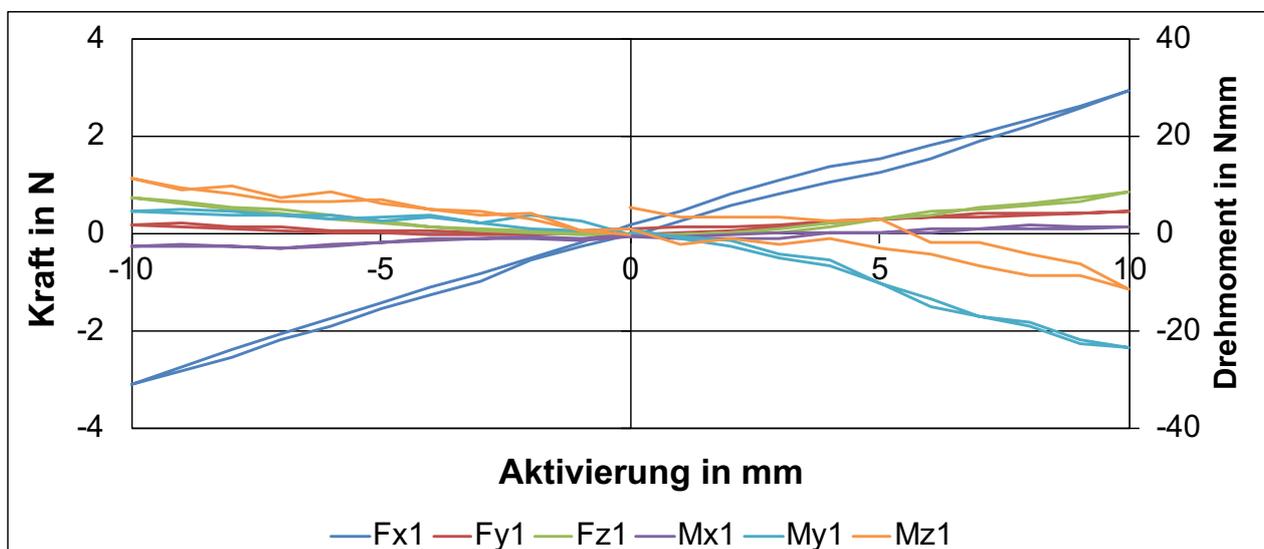
Zuletzt wird in Abbildung 19 der Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten während einer Torquebewegung mit der Wilson® 3D®-Quadhelix veranschaulicht. Bei einer Aktivierung von 10 ° wurden Kräfte von 3,1 N (Fx) und Drehmomente von 11,4 Nmm (Mz) erfasst.



**Abb. 17:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Expansionsbewegung mit der Wilson® 3D®-Gaumenapparatur der Größe 32 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z.



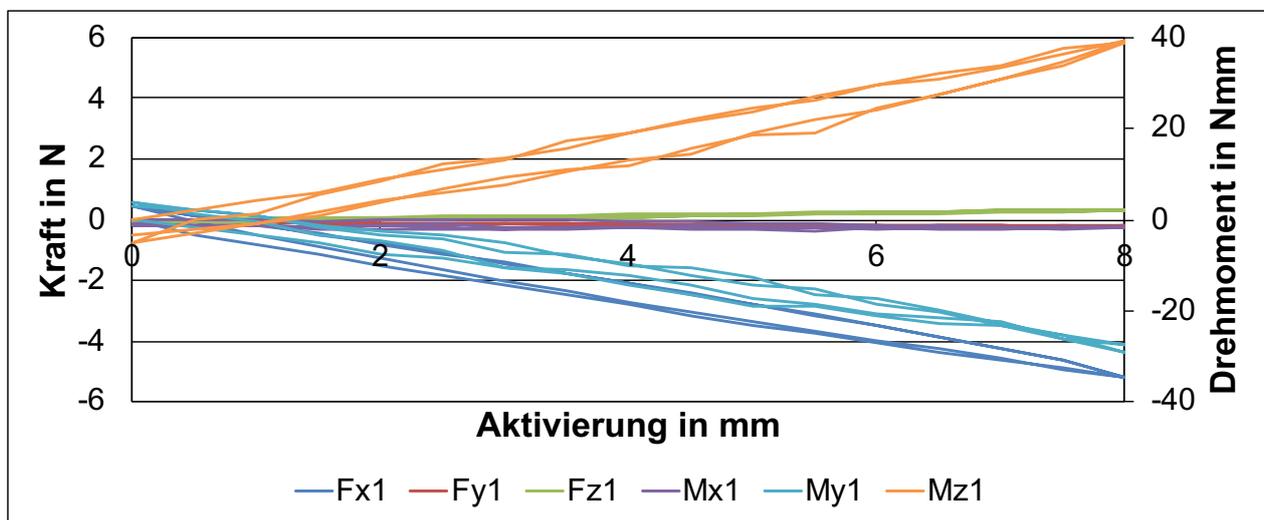
**Abb. 18:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Rotationsbewegung mit der Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur der Größe 51 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z.



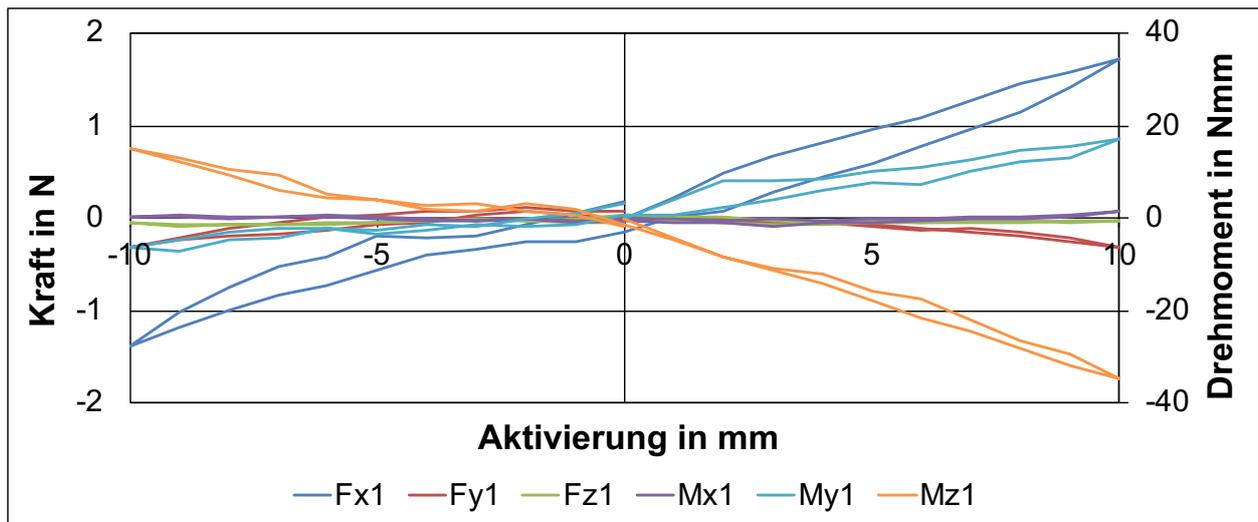
**Abb. 19:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Torquebewegung mit der Wilson® 3D®-Quadhelix der Größe 25 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z.

Abbildung 20 beschreibt den Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten während einer Expansionsbewegung mit der konventionellen Quadhelix. Hierbei wurde eine Aktivierungsmessung von 8 mm durchgeführt. Während der Expansionsbewegung wurden Kraftwerte von 5,2 N ( $F_x$ ) und Drehmomentwerte von 39,5 Nmm ( $M_z$ ) gemessen.

Folglich beschreibt Abbildung 21 den Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten während einer Rotationsbewegung mit der konventionellen Quadhelix. In dieser Messung wurde eine Rotationsbewegung von  $10^\circ$  aktiviert und Kräfte von 1,7 N ( $F_x$ ) und Drehmomente von 34,7 Nmm ( $M_z$ ) gemessen.



**Abb. 20:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Expansionsbewegung mit der Dentaurum-Quadhelix der Größe 38 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z.



**Abb. 21:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Rotationsbewegung mit der Dentaurum-Quadhelix der Größe 38 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z.

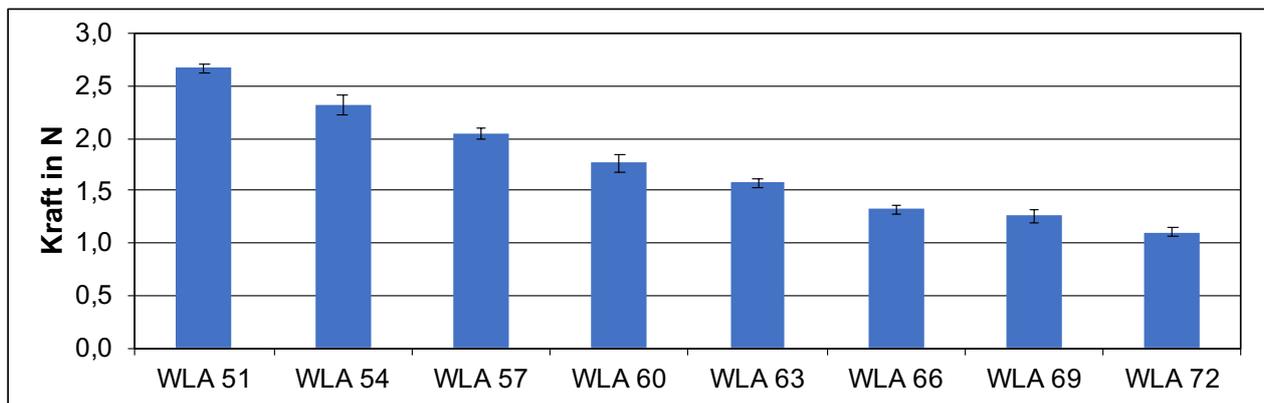
### 3.2 Ergebnisse der Expansion

Im Folgenden werden die Ergebnisse der aktivierten Expansionsbewegung der Wilson® 3D®-Apparaturen und der Dentaurum-Quadhelix vorgestellt.

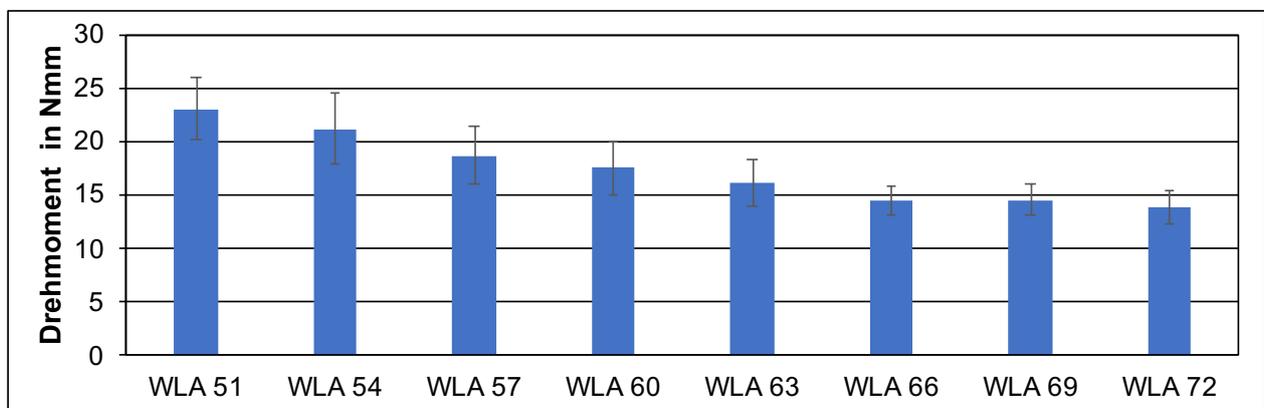
Die Abbildungen 22 und 23 veranschaulichen graphisch die Mittelwerte der Maximalkräfte und Maximaldrehmomente der Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur bei einer Expansionsbewegung von 6 mm. Die Kraftmaxima liegen zwischen 1,1 N und 2,7 N, die mit der nächstgrößeren Apparaturenvariante abnehmen. Hierbei war die Standardabweichung sehr gering bei 0,1 N. Die Drehmomentgrößen erstrecken sich zwischen 13,9 Nmm und 23,1 Nmm mit einer Standardabweichung von 1,5 Nmm bis 3,3 Nmm.

Zudem sind in Abbildung 24 und 25 die durchschnittlichen Kraft- und Drehmomentmaxima der Wilson® 3D®-Gaumenapparaturen bei einer Expansionsbewegung von 6 mm und 8 mm aufgeführt. Eine Aktivierung von 6 mm wurde nur bei der ersten Apparaturenvariante der Größe 32 mm durchgeführt, da bei einer Aktivierung von 8 mm die Kräfte weit über 15 N lagen und diese nicht von den Sensoren des OMSS erfasst werden konnten. Bei der Aktivierungsmessung wurden Kraftgrößen zwischen 8,5 N und 18,5 N

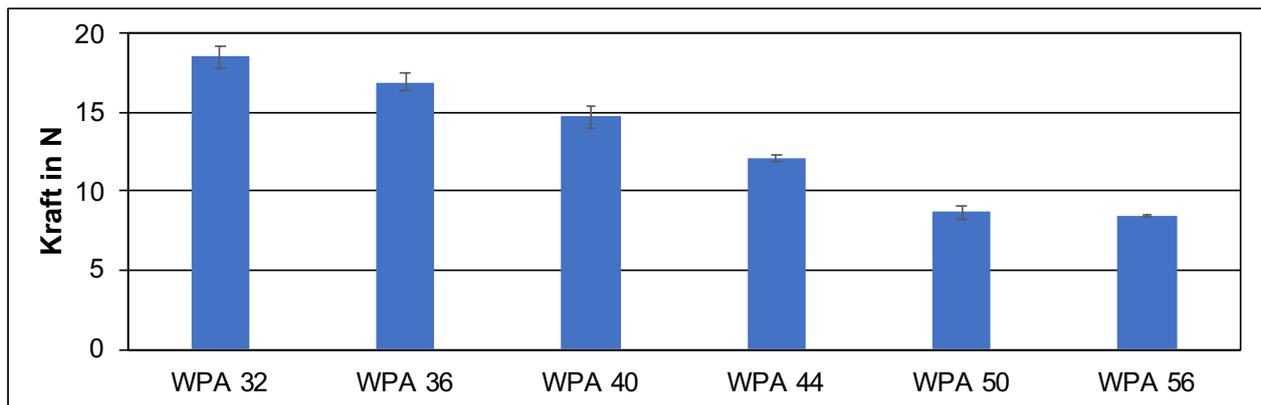
gemessen. Die Standardabweichungen lagen zwischen 0,1 N und 0,7 N. Die Drehmomente lagen zwischen 46,3 Nmm und 86,5 Nmm mit Standardabweichungen zwischen 4,5 Nmm und 18,9 Nmm.



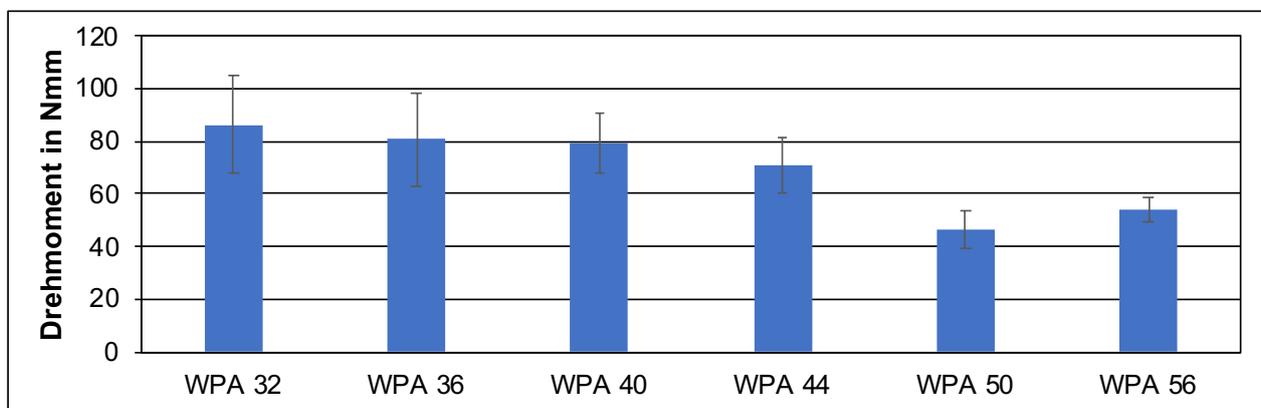
**Abb. 22:** Vergleich der Kräfte des Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Expansion.



**Abb. 23:** Vergleich der Drehmomente (Mz) des Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Expansion.



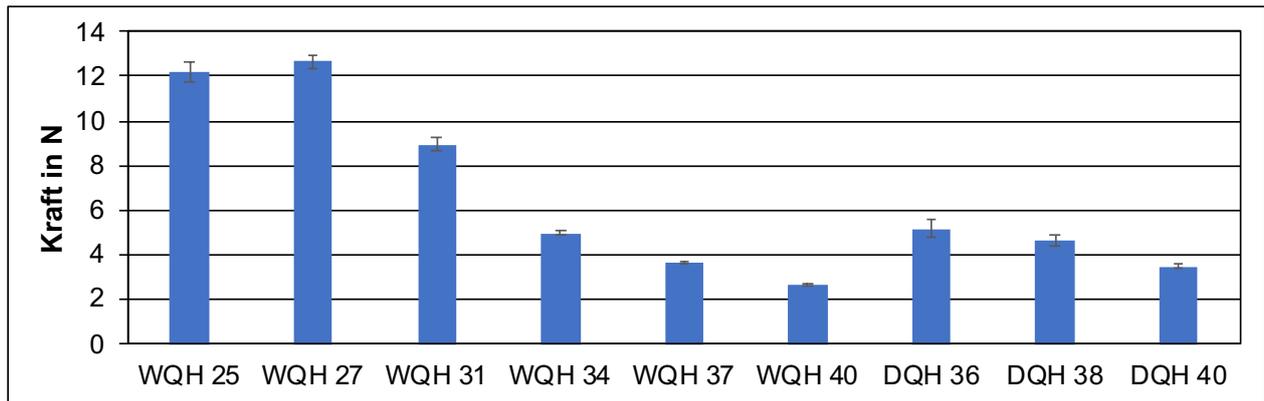
**Abb. 24:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Expansion.



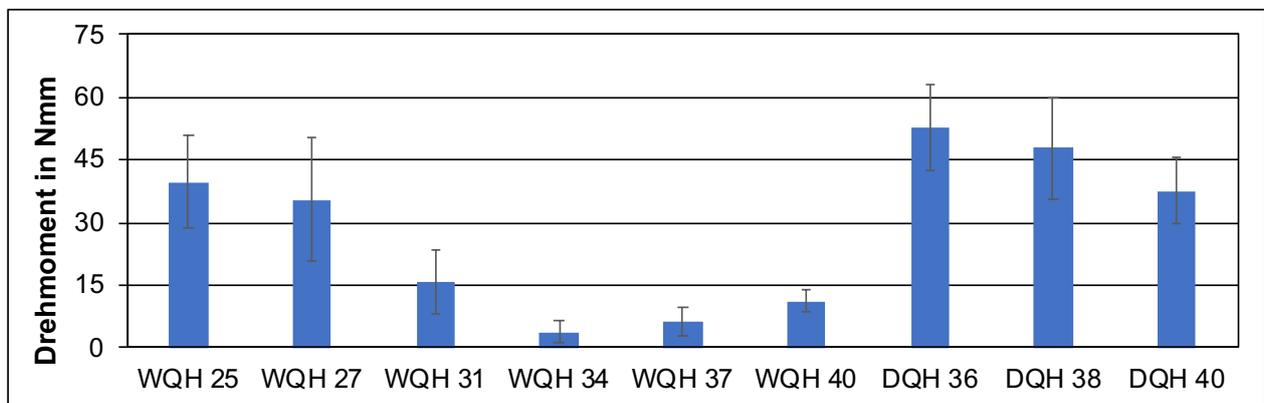
**Abb. 25:** Vergleich der Drehmomente (Mz) der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Expansion.

In Abbildung 26 sind die durchschnittlichen Kraftmaxima der Wilson® 3D®-Quadhelix im Vergleich zu der Remanium®-Quadhelix der Firma Dentaureum bei einer Aktivierung von 8 mm dargestellt. Die Werte der Kräfte lagen bei Wilson® 3D® bei 2,7 N bis 12,6 N. Dabei lagen die Standardabweichungen zwischen 0,1 N und 0,5 N. Die Dentaureum-Quadhelizes wiesen viel kleinere Kräfte von 3,5 N bis 5,2 N auf mit einer Standardabweichung von 0,1 N bis 0,4 N.

Bei der untersuchten Bewegung waren Drehmomente (Abb. 27) von 11,1 Nmm bis 39,6 Nmm bei den Wilson® 3D®-Apparaturen zu messen mit einer Standardabweichung von 0,1 Nmm bis 0,5 Nmm. Die Dentaureum-Quadhelizes zeigten Drehmomente von 37,6 Nmm bis 52,6 Nmm mit einer Standardabweichung von 0,1 Nmm bis 0,4 Nmm.



**Abb. 26:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Quadhelix und Dentaurum-Quadhelix bei Expansion.



**Abb. 27:** Vergleich der Drehmomente (Mz) der Wilson® 3D®-Quadhelix und Dentaurum-Quadhelix bei Expansion.

Schlussfolgernd lässt sich aus allen oben genannten Ergebnissen des Abschnitts 4.2 erkennen, dass die Apparaturenvarianten mit der kleinsten transversalen Dimension die größten Kraft- und Drehmomentmaxima aufwiesen.

Bei einem Vergleich der Kraftmaxima der Quadhelizes ließ sich ein Unterschied zwischen der Wilson® 3D®-Quadhelix und der Dentaurum-Quadhelix erkennen. Dabei zeigten die kleinen Größen der Wilson® 3D®-Quadhelix extrem hohe Kräfte. Bei Betrachtung der Apparaturenvarianten mit der gleichen transversalen Dimension, Wilson® 3D®-Quadhelix der Größe 40 mm und Dentaurum-Quadhelix der Größe 40 mm, lässt sich erkennen, dass die Werte der Kraftmaxima der Wilson® 3D®-Quadhelix niedriger waren.

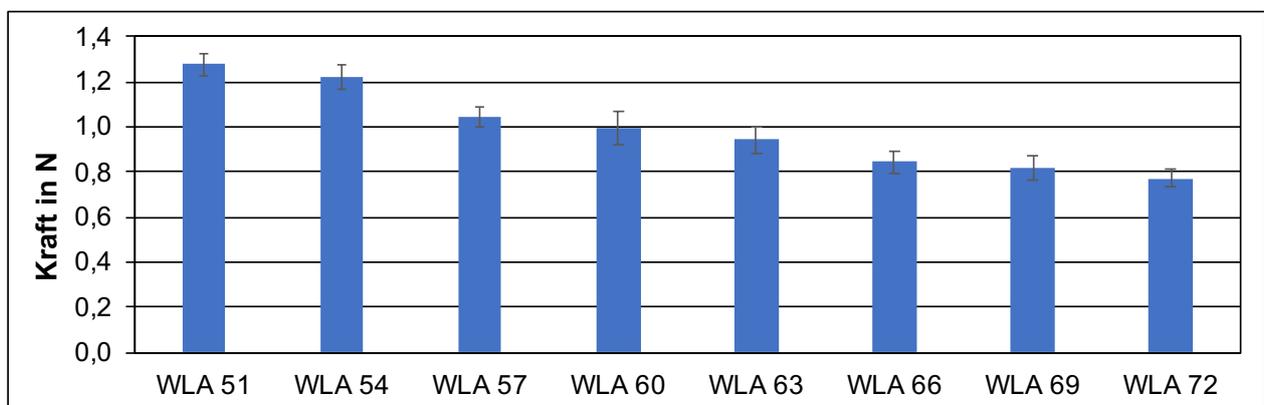
In Abbildung 27 ist zu erkennen, dass die konventionellen Dentaurum-Quadhelizes Drehmomentwerte von 52,6 Nmm zeigten. An dieser Stelle sollte darauf hingewiesen werden, dass hohe Drehmomentwerte oft das therapeutische Drehmoment überschreiten.

### 3.3 Ergebnisse der Rotation

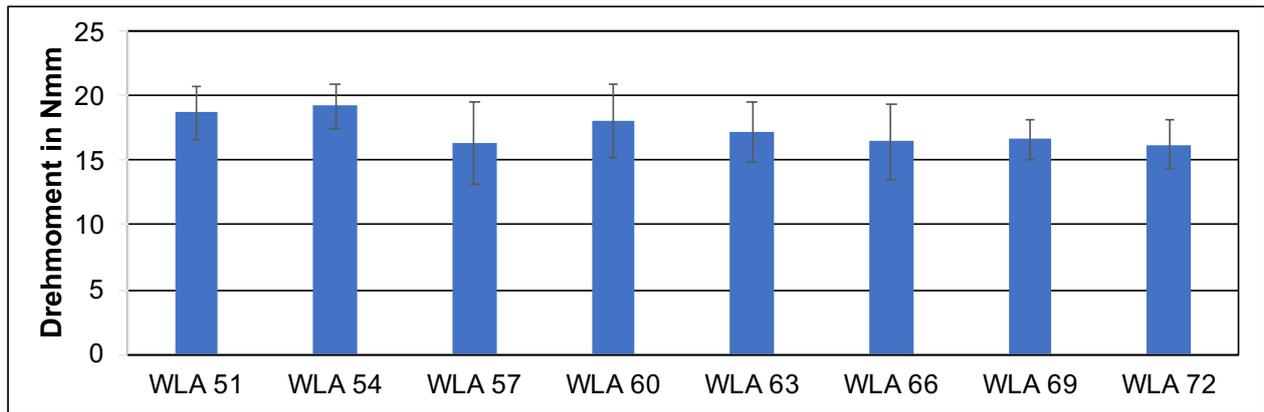
Die Untersuchungen der Rotation werden anhand der Balkendiagramme in den Abbildungen 28 bis 33 dargestellt. Sowohl bei den Wilson® 3D®-Apparaturen als auch bei den Dentaurum-Quadhelizes wurde eine Aktivierung von 10 ° durchgeführt.

Die maximalen Kräfte der Lingual-Apparaturen von Wilson® 3D® (Abb. 28) schwankten zwischen 0,8 N und 1,3 N. Dabei bestand eine geringe Standardabweichung von 0,1 N. Die Werte der Drehmomente (Abb. 29) lagen bei 16,2 Nmm bis 19,2 Nmm mit einer Standardabweichung von 1,6 Nmm bis 3,1 Nmm.

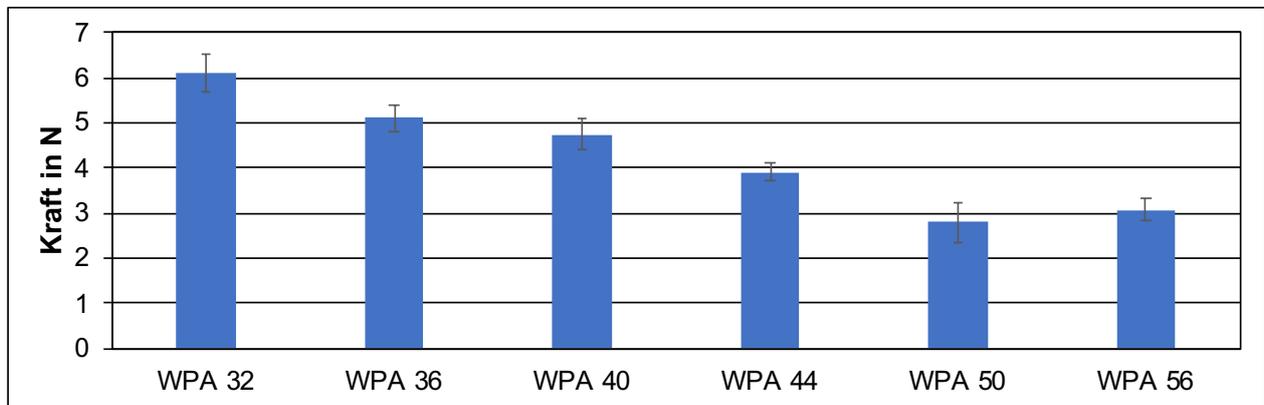
Im Hinblick auf die Wilson® 3D®-Gaumenapparatur (Abb. 30) wurden Kraftgrößen von 3,1 N bis 6,1 N gemessen mit einer Standardabweichung von 0,2 N bis 0,4 N. Die maximalen Drehmomente (Abb. 31) umfassten Werte von 40,7 Nmm bis 61,4 Nmm. Die mittleren Standardabweichungen lagen zwischen 9,9 Nmm und 13,4 Nmm.



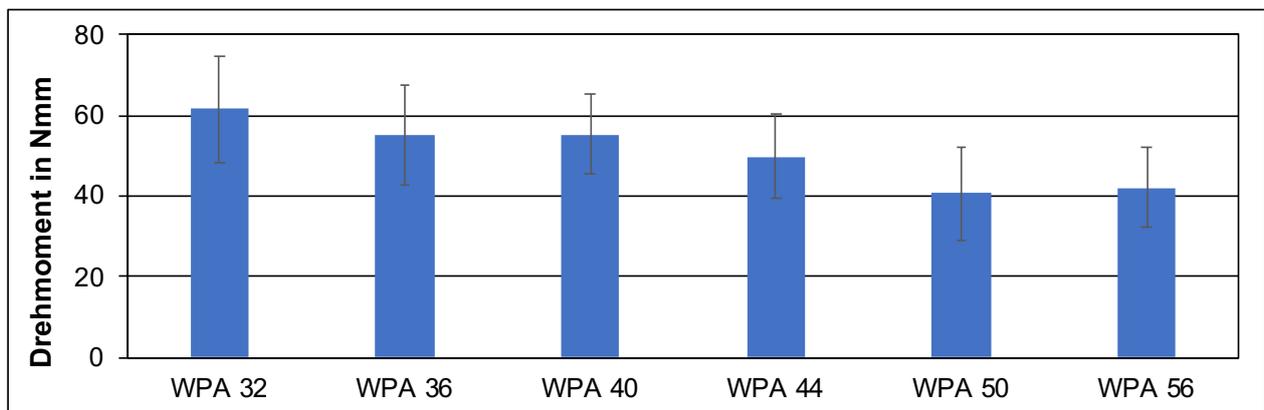
**Abb. 28:** Vergleich der Kräfte des Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Rotation.



**Abb. 29:** Vergleich der Drehmomente (Mz) des Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Rotation.



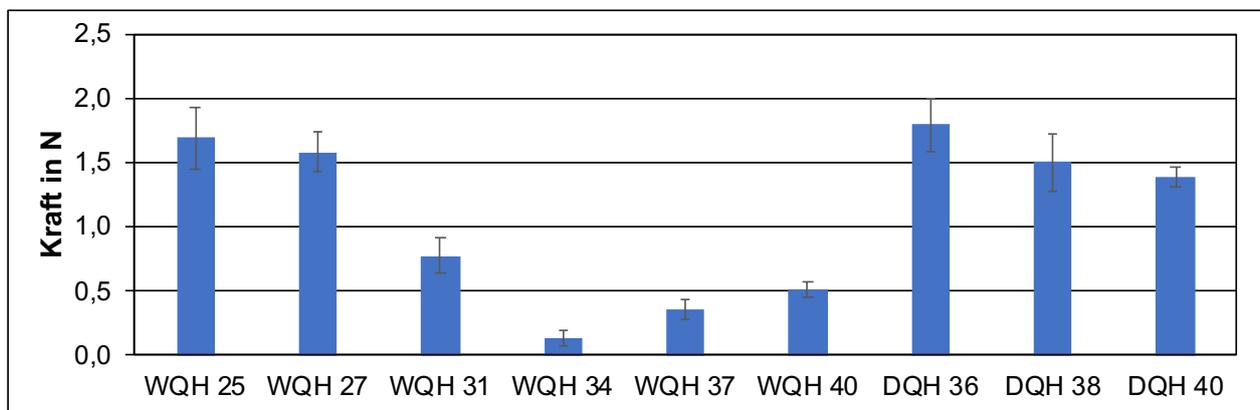
**Abb. 30:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Rotation.



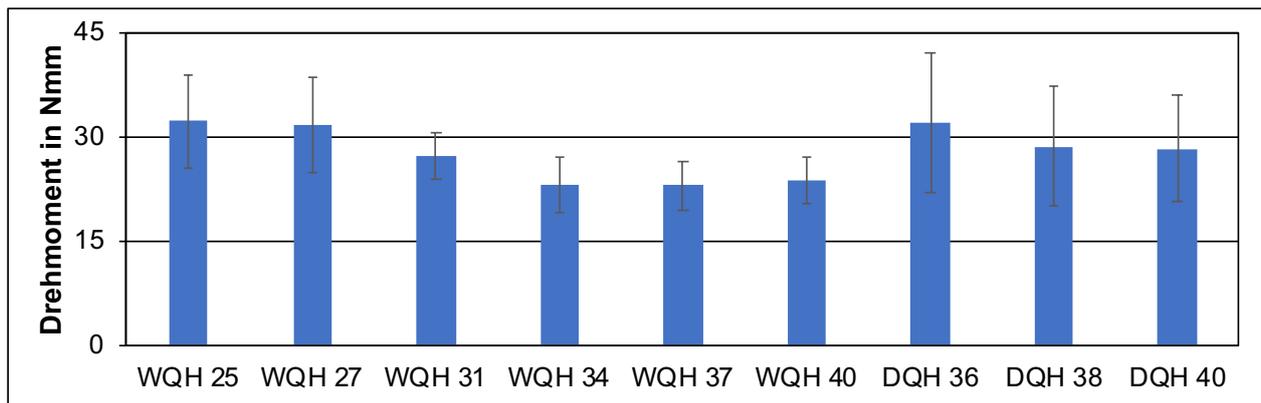
**Abb. 31:** Vergleich der Drehmomente (Mz) der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Rotation.

Des Weiteren werden in Abbildung 32 und 33 die Ergebnisse der Rotation bei den Wilson® 3D®-Quadhelizes und Dentaurum-Quadhelizes veranschaulicht und erläutert. Die Messungen der maximalen Kräfte (Abb. 32) wiesen ähnliche Werte auf. Bei den Wilson® 3D®-Quadhelizes erstreckten sich die Kräfte zwischen 0,1 N und 1,7 N mit einer Standardabweichung von 0,1 N bis 0,2 N. Die gemessenen Kräfte der Dentaurum-Quadhelizes lagen bei 1,4 N bis 1,8 N mit einer Standardabweichung von 0,1 N bis 0,2 N. Mit Bezug auf die Größen der Apparaturen wurden bei der Dentaurum-Quadhelix der Größe 36 mm größere Kräfte (1,8 N) gemessen als bei der Wilson® 3D®-Quadhelix der Größe 37 mm (0,4 N).

Die mittleren Drehmomentmaxima (Abb. 33) der Wilson® 3D®-Quadhelix zeigten Werte zwischen 23,0 Nmm und 32,2 Nmm mit einer Streuung um den Mittelwert von 3,3 Nmm bis 6,85 Nmm. Die Werte der Dentaurum-Quadhelix befanden sich zwischen 28,2 Nmm und 32,0 Nmm mit einer Standardabweichung von 7,6 Nmm bis 10,1 Nmm.



**Abb. 32:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Quadhelix und Dentaurum-Quadhelix bei Rotation.



**Abb. 33:** Vergleich der Drehmomente ( $M_z$ ) der Wilson® 3D®-Quadhelix und Dentaurum-Quadhelix bei Rotation.

Insgesamt lässt sich bei Betrachtung aller Ergebnisse aus dem vorliegenden Abschnitt 4.3 erkennen, dass die Apparaturenvarianten der Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur und Wilson® 3D®-Gaumenapparat mit der kleinsten transversalen Dimension die größten Kraftmaxima aufwiesen. Die Kraftwerte nahmen mit abnehmender transversaler Dimension ab. Die Drehmomentmaxima der Lingual-Apparaturen bewegten sich alle in einer Größenspanne und konnten nicht mit der transversalen Dimension in Relation gebracht werden.

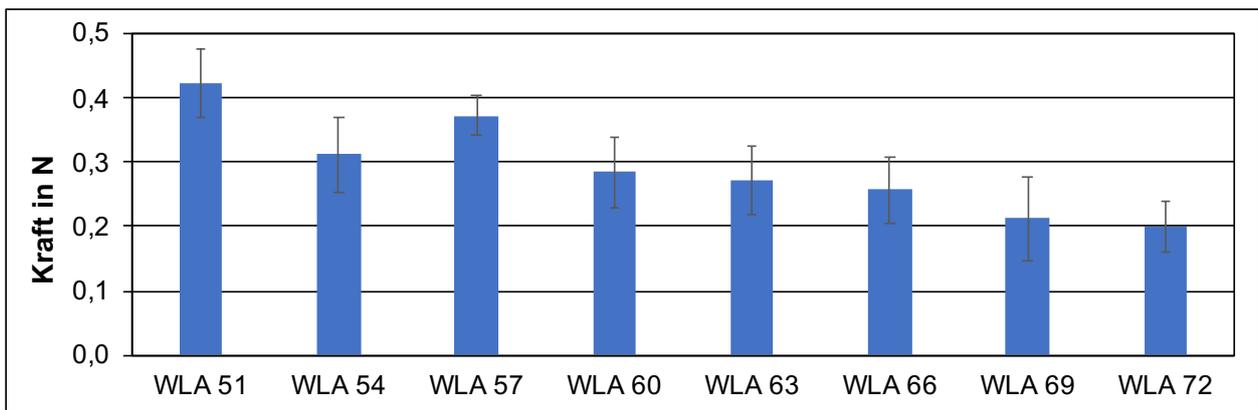
Mit Hinblick auf die Abbildungen 32 und 33 lässt sich feststellen, dass die konventionellen Dentaurum-Quadhelizes ein einheitliches Kraft/Drehmoment-Verhältnis aufwiesen. Die Kraft- und Drehmomentwerte der Wilson® 3D®-Quadhelizes nahmen bis zur mittleren Apparaturenvariante der Größe 34 mm ab und nahmen dann mit zunehmender transversaler Dimension zu.

### 3.4 Ergebnisse des Torques

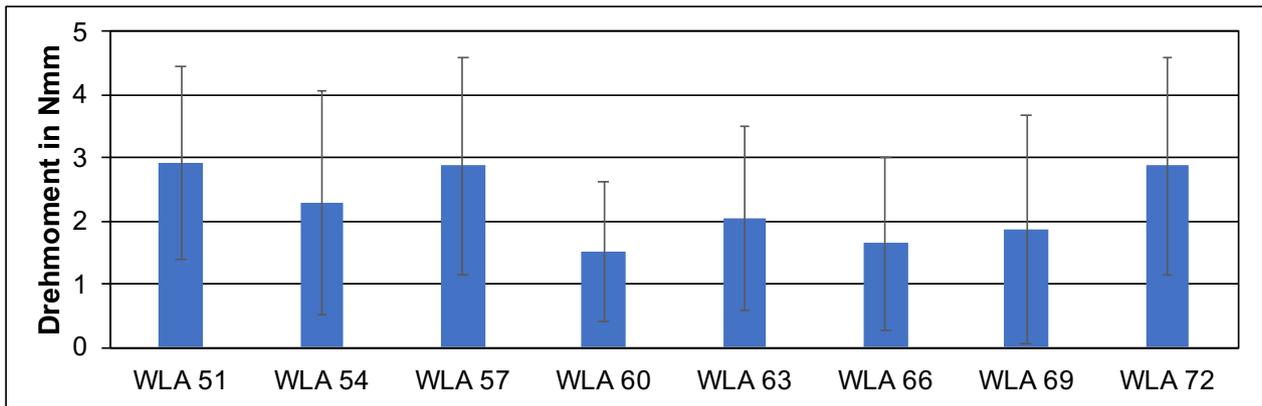
Im Folgenden werden die Ergebnisse der aktivierten Torquebewegung der Wilson® 3D®-Apparaturen vorgestellt.

Die Abbildungen 34 und 35 veranschaulichen graphisch die Mittelwerte der Maximalkräfte und Maximaldrehmomente der Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur bei einer Torquebewegung von 10 °. Die Kraftmaxima lagen zwischen 0,2 N und 0,4 N. Hierbei waren die Standardabweichungen sehr gering bei etwa 0,1 N. Die Drehmomentgrößen lagen sich zwischen 1,5 Nmm und 2,9 Nmm mit einer Standardabweichung von 1,1 Nmm bis 1,8 Nmm.

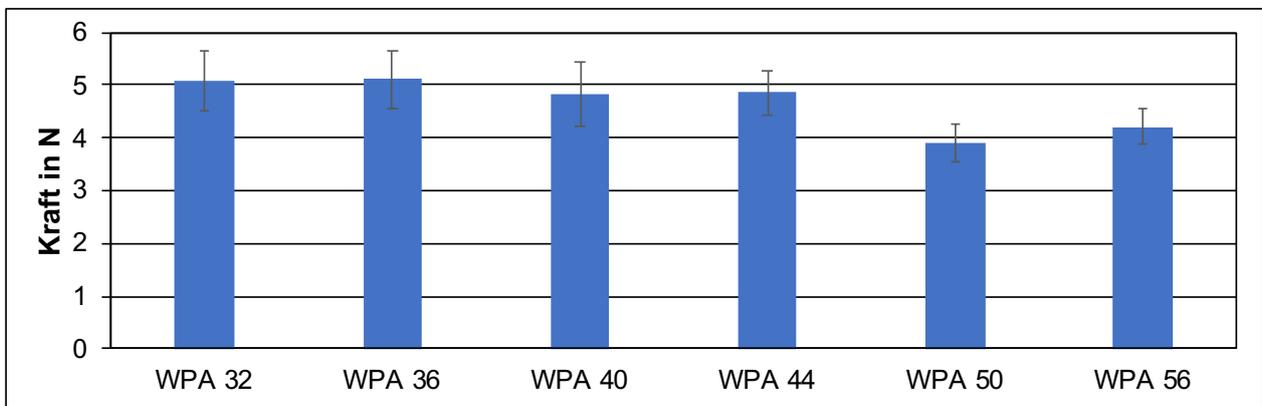
Weiterhin sind in Abbildung 36 und 37 die durchschnittlichen Kraft- und Drehmomentmaxima der Wilson® 3D®-Gaumenapparaturen bei einer Torquebewegung von 10 ° aufgeführt. Bei der Aktivierungsmessung wurden Kraftgrößen zwischen 3,9 N und 5,1 N gemessen. Die mittleren Standardabweichungen lagen zwischen 0,3 N und 0,6 N. Die Drehmomente lagen zwischen 22,4 Nmm und 29,7 Nmm mit Standardabweichungen zwischen 5,6 Nmm und 9,1 Nmm.



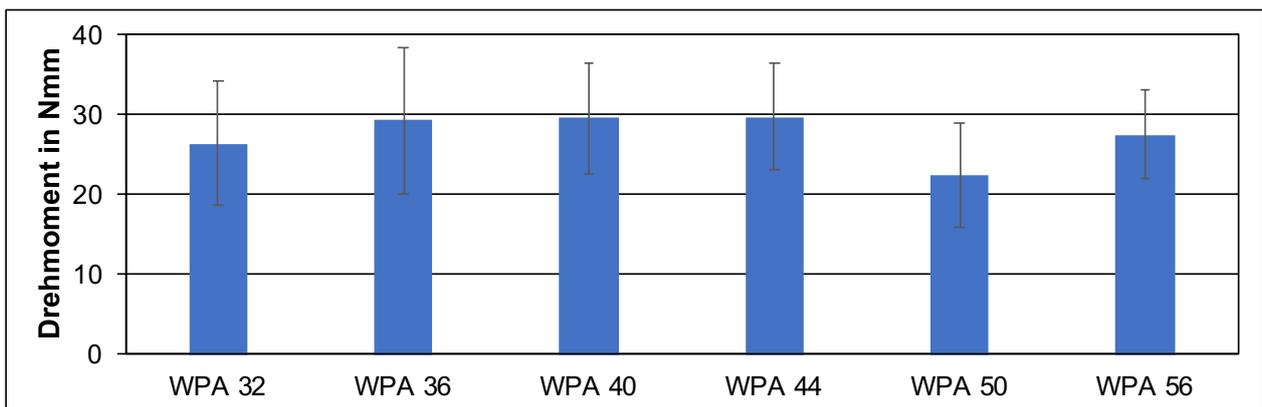
**Abb. 34:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Torque.



**Abb. 35:** Vergleich der Drehmomente (Mz) der Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Torque.

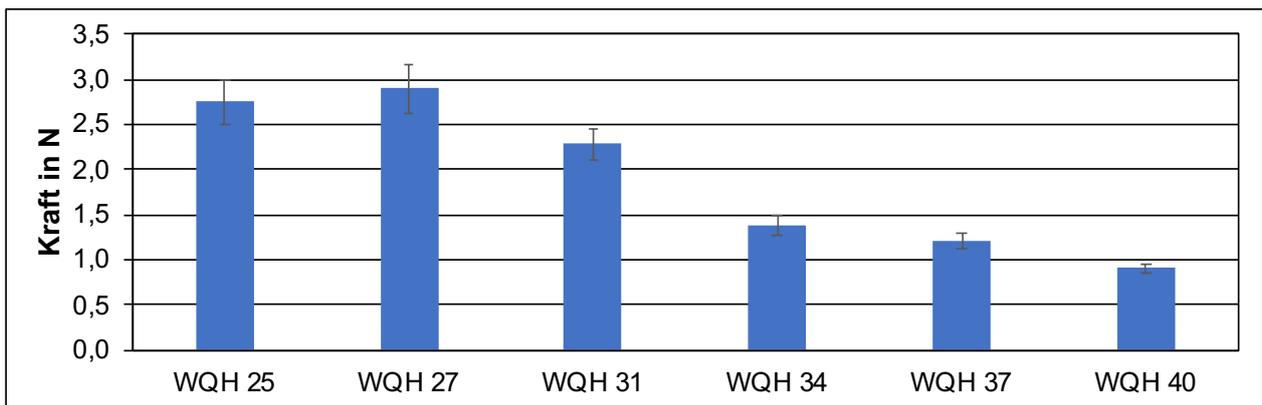


**Abb. 36:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Torque.

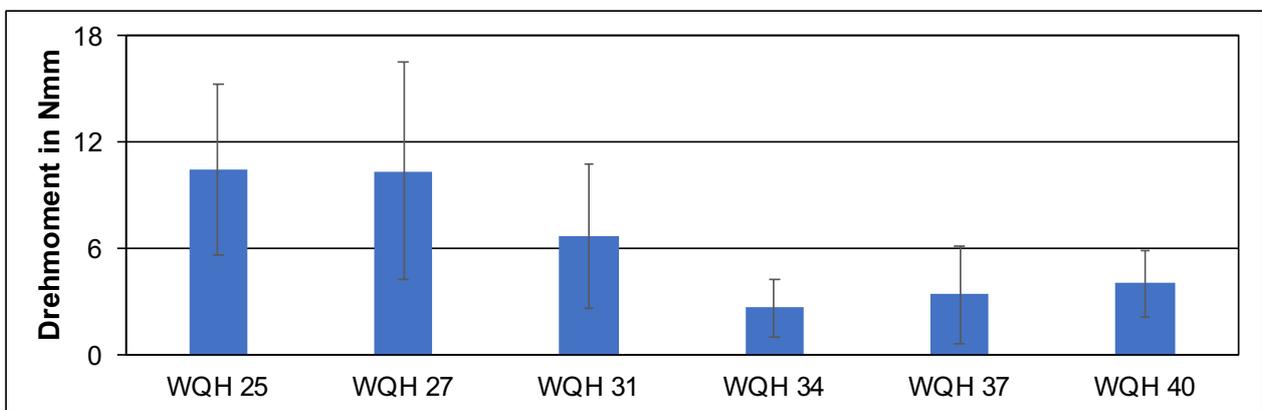


**Abb. 37:** Vergleich der Drehmomente (Mz) der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Torque.

Bei der ausgeführten Torquebewegung von  $10^\circ$  der Wilson® 3D®-Quadhelizes wurden Kraftmaxima (Abb. 38) von 0,9 N bis 2,9 N erzielt. Die Standardabweichung der Messungen lag bei 0,1 N bis 0,3 N. Die mittleren Drehmomentmaxima (Abb. 39) zeigten Werte von 3,4 Nmm bis 10,5 Nmm mit einer Streuung um den Mittelwert von 1,6 Nmm bis 6,1 Nmm.



**Abb. 38:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Quadhelix bei Torque.



**Abb. 39:** Vergleich der Drehmomente ( $M_z$ ) der Wilson® 3D®-Quadhelix bei Torque.

Zusammenfassend lässt sich zu den oben genannten Ergebnissen des Abschnittes 4.4 sagen, dass bei der Torquebewegung einheitliche Kraft/Drehmoment-Verhältnisse gemessen wurden. Die Ergebnisse können nicht mit der transversalen Dimension der Apparaturen in Verbindung gebracht werden. In Bezug auf die Drehmomentwerte des Tor-

ques war zu erkennen, dass alle Wilson® 3D®-Apparaturen hohe Standardabweichungen zeigten. Wie bereits erwähnt, war eine Torquebewegung mit der Dentaurum-Quadhelix nicht möglich.

### 3.5 Ergebnisse der statistischen Auswertung

Die Ergebnisse der verschiedenen Versuchsreihen wurden statistisch ausgewertet. Die Normalverteilung wurde von dem Kolmogorov-Smirnov-Test bestätigt. Der Levene-Test zeigte, dass der Großteil der Daten ungleiche Varianzen aufwies und daher die Varianzanalyse „ANOVA“ ungeeignet ist. Unter Berücksichtigung der ungleichen Varianzen wurde ein zweiseitiger Zweistichproben-t-Test mit unterschiedlicher Varianz verwendet, der die Gleichheit der Varianzen nicht voraussetzt. Daraufhin wurden die ermittelten Kraft- und Drehmomentwerte der unterschiedlichen Apparaturen mit Hilfe des Welch-t-Tests auf einen signifikanten Unterschied überprüft (Tab. 6, Tab. 8). Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt. Bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p < 0,05$  wurden die Differenzen als signifikant angesehen. Anschließend wurde die Alphafehler-Kumulierung anhand der Bonferroni-Korrektur neutralisiert, indem das Signifikanzniveau korrigiert wurde (Tab. 7, Tab. 9). Hierbei lag das korrigierte Signifikanzniveau auf  $\alpha = 0,00048$ .

Im Folgenden wird die statistische Analyse der Ergebnisse tabellarisch am Beispiel der Kraft- und Drehmomentmaxima bei einer Expansion der Apparaturen Wilson® 3D®-Gaumenapparatur (WPA), Wilson® 3D®-Quadhelix (WQH) und Dentaurum-Quadhelix (DQH), dargestellt. Die weiteren statistischen Auswertungen der Ergebnisse der Rotation und des Torques sind im „Anhang“ gelistet.

### 3.5.1 Statistische Auswertung der Kraftergebnisse bei einer Expansion

Anhand der folgenden Tabellen (Tab. 6, Tab. 7.) ist zu erkennen, dass sich der Großteil der untersuchten Apparaturen signifikant bezüglich der Kraftentwicklung unterscheiden. Es waren nur in fünf Fällen nicht signifikante Unterschiede bei einer Expansion zu erkennen, zum Beispiel bei der WQH der Größe 25 mm und der WPA der Größe 50 mm oder der WQH der Größe 31 mm und der WPA der Größe 50 mm (Tab. 7). Die Auswertung zeigt außerdem signifikante Unterschiede zwischen der WPA und der DQH. Zusätzlich sind die signifikanten Differenzen zwischen den Kraftergebnissen der WQH und der DQH von großer Bedeutung. Hierbei war nur in einem Fall kein signifikanter Unterschied festzustellen und zwar zwischen der WQH der Größe 34 mm und der konventionellen Dentaurum-Quadhelix der Größe 36 mm.





## 3.5.2 Statistische Auswertung der Drehmomentergebnisse bei einer Expansion

**Tab. 8:** Zusammenstellung der Drehmomentergebnisse bei einer Expansion nach statistischer Analyse anhand des Welch-t-Tests. Verwendete Abkürzungen: WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparat, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaurum-Quadhelix, s: signifikant ( $p < 0,05$ ) bzw. ns: nicht signifikant ( $p > 0,05$ ).

		WPA						WQH						DQH			
	Größe	32	36	40	44	50	56	25	27	31	34	37	40	36	38	40	
WPA	32	-	ns	ns	s	s	s	s	s	s	s	s	s	s	s	s	
	36	-	-	ns	s	s	s	s	s	s	s	s	s	s	s	s	
	40	-	-	-	s	s	s	s	s	s	s	s	s	s	s	s	
	44	-	-	-	-	s	s	ns	s	s	s	s	s	s	s	s	
	50	-	-	-	-	-	s	s	s	s	s	s	s	s	ns	s	
	56	-	-	-	-	-	-	ns	s	s	s	s	s	s	s	s	
WQH	25	-	-	-	-	-	-	-	ns	s	s	s	s	ns	s	ns	
	27	-	-	-	-	-	-	-	-	s	s	s	s	s	s	ns	
	31	-	-	-	-	-	-	-	-	-	s	s	s	s	s	s	
	34	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	s	s	ns	s	s	
	37	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	s	s	s	s	
	40	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	s	s	s	
DQH	36	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	ns	s	
	38	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	s	
	40	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	

Die statistische Auswertung der Drehmomentergebnisse bei einer Expansion (Tab. 9) ergab, dass in den meisten Fällen ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Apparaturen vorlag. Als Beispiel zu nennen wären für diesen Fall die WQH und die WPA (Größe 25 mm bis 40 mm). Nicht signifikante Unterschiede wurden festgestellt, aller-



Ein besonderes Augenmerk sollte ebenfalls auf die signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede zwischen der WQH und der DQH gelegt werden. Die Wilson® 3D®-Quadhelizes der Größe 31 mm, 37 mm und 40 mm wiesen in Bezug auf die gesamten konventionellen Dentaurum-Quadhelizes signifikante Unterschiede auf. Die statistische Auswertung beschrieb auch signifikante Unterschiede zwischen den WPA (Größe 25 mm bis 40 mm) und den konventionellen Dentaurum-Quadhelizes hinsichtlich der Drehmomentmaxima.

## 4. Diskussion

In der vorliegenden Studie wurden die von den Wilson® 3D®-Apparaturen und den konventionellen Dentaurum-Quadhelizes erzeugten Kraftsysteme experimentell untersucht. Das OMSS ermöglichte eine realistisch aktivierte Zahnbewegung und die dreidimensionale Erfassung der Kraftsysteme. Nachfolgend wird in diesem Kapitel zunächst auf die Schwierigkeiten in Aufbau und Durchführung der Untersuchung eingegangen. Anschließend werden die gewonnenen Ergebnisse in Bezug auf die oben genannten Fragestellungen und andere Publikationen kritisch diskutiert.

### 4.1 Diskussion der Versuchsmethodik und des Materials

Im Folgenden wird das Material und die Methode kritisch begutachtet, um mögliche Fehlerquellen zu ermitteln, die bei der Versuchsdurchführung als kritisch zu bewerten sind.

#### 4.1.1 Material und Methode

Im Rahmen dieser Studie wurde die Wirkungsweise der Wilson® 3D®-Apparaturen durch Bestimmung des Kraftsystems untersucht. Zum Vergleich wurden konventionelle Quadhelizes der Firma Dentaurum vermessen. Die Wilson® 3D®-Apparaturen sind neue Produkte mit einem sogenannten „plug-in/plug-out“ Stecksystem. Die Apparaturen werden ohne ein Löten oder Schweißen in die Molarenschlösser eingesetzt. Das einfache vertikale Einsetzen und Herausnehmen ermöglicht eine gute Anpassung der Apparatur in die Molarenschlösser. Die Apparaturen werden bei Indikationen wie einer Expansion, einer Rotation oder einem Torque eingesetzt. Zusätzlich bieten die Wilson® 3D®-Apparaturen ein breites Spektrum an Größen. Die konventionellen Dentaurum-Quadhelizes wurden als Referenzapparaturen herangezogen und werden primär zur Expansion der Molaren angewendet.

In der Untersuchung wurden bei den Apparaturen zwei verschiedene Legierungszusammensetzungen verwendet. Die Wilson® 3D®- Quadhelizes wiesen eine Elgiloy® Blue-Legierung und die restlichen Apparaturen eine Edelstahl-Legierung auf. Die Edelstahl-Legierung wird häufig in der kieferorthopädischen Behandlung verwendet, da sie sich gut formen lässt und akzeptable klinische Leistungen erbringt (Brantley, 2001; Kusy et al., 2001). Die Elgiloy-Legierungen gibt es in verschiedenen Varianten mit unterschiedlichen Eigenschaften: Blau (weich), gelb (elastisch), grün (halbelastisch) und rot (flexibel). Der blaue Elgiloy-Typ wird wegen seiner Formbarkeit und der Möglichkeit, seine Haltbarkeit durch Wärmebehandlung zu erhöhen, am häufigsten in der Kieferorthopädie verwendet (Brantley, 2001; Kusy et al., 2001).

In zahlreichen Studien wurden die Materialeigenschaften von kieferorthopädisch verwendeten Metallen untersucht, um ihre Wirkung sowie ihre Kraftübertragung auf die Zähne und den Zahnhalteapparat berücksichtigen zu können (Kapila und Sachdeva, 1989; Khier et al., 1991; Plietsch et al., 1994). Jedoch kann erwähnt werden, dass die Krafthöhe unabhängig vom Legierungstyp ist (Urbaniak et al., 1988). Denn der Elastizitätsmodul von Edelstahl-Legierungen (230 GPa) und Kobalt-Chrom-Legierungen (220 GPa) sind ähnlich hoch.

Um die experimentell aktivierte Situation möglichst realistisch an eine klinische Situation anpassen zu können, wurden passende Molarenschlösser zu den Apparaturen verwendet. Es war hier von großer Bedeutung, dass die Molarenschlösser exakt auf die Frasco-Zähne positioniert werden, um ein spannungsfreies Einsetzen der Apparaturen zu ermöglichen. Zusätzlich führte die genaue Positionierung und Ausrichtung der Molarenschlösser zu einer Reduzierung der initialen Kräfte vor Versuchsbeginn. Dennoch waren minimale Abweichungen der Positionierung nicht zu vermeiden, die bei dem Versuchsablauf das Kraftsystem beeinflussen konnten. Außerdem wurden die Apparaturen vorab durch einen Biegevorgang minimal aktiviert, um das Einsetzen dieser zu vereinfachen. Folglich führte das aktive Biegen der Apparaturen zu einer Steigerung der initialen Kräfte. Allerdings darf nicht außer Acht gelassen werden, dass die Apparaturen in jeder kieferorthopädischen Behandlung spezifisch an die anatomischen Gegebenheiten des Patienten angepasst werden müssen. Es ist praktisch kaum möglich, die Apparaturbö-

gen völlig passiv zu biegen (Jäger et al., 1992). Hierbei wiesen Jäger et al. darauf hin, dass das Erreichen einer definierten Kraft und eines Drehmoments in einem Patientenfall nur bedingt möglich sei.

Da nur zwei Frasco-Zähne verwendet wurden, fielen Einflussfaktoren, wie eine Kraftverteilung auf die Nachbarzähne, weg. Wesentlich realitätsnäher wäre hier ein Zahnbogenmodell mit 14 Zähnen, auf die Brackets geklebt und Bögen gelegt werden könnten. Im Vergleich wurde in einer In-vitro Studie die Erweiterung des Gaumens durch eine Quadhelix an einem experimentellen Zahnbogenmodell untersucht, anstatt an zwei künstlichen Zähnen (Honme et al., 2011). Des Weiteren präsentierten Badawi et al. in seiner wissenschaftlichen Untersuchung das Dreidimensionale Orthodontische Simulationsgerät (OSIM), welches die vorangegangenen Voraussetzungen eines Modells erfüllt (Badawi et al., 2009).

#### 4.1.2 Aktivierungsmessung mit dem OMSS

In vielen wissenschaftlichen Arbeiten wurde die kieferorthopädische Kraft durch eine Quadhelix untersucht. In diesen Studien wurden die Kräfte anhand von experimentellen Zahnbogenmodellen (Honme et al., 2011), Kephhalogrammen (Frank und Engel, 1982), Fotodokumentation und Modellen (Bell und LeCompte, 1981), einer Instron-Testmaschine (Urbaniak et al., 1988) und experimentellen dreidimensionalen (Jones und Waters, 1989a; 1989b) Modellen erfasst.

In der vorliegenden Studie wurde die Aktivierung der Zahnbewegung mit Hilfe des OMSS durchgeführt. Mit dieser experimentellen Versuchsmethodik ist es möglich, realitätsnahe Zahnbewegungen zu simulieren, die Aufschluss über eine kieferorthopädische Behandlung geben. Allerdings haben mehrere Faktoren einen Einfluss auf das experimentelle Kraftsystem.

Zunächst sollte man das Augenmerk auf die intraorale Situation einer klinischen Untersuchung im Vergleich zu einer experimentell aktivierten Untersuchung richten. Mit dem OMSS ist es nicht möglich, eine intraorale Situation vollständig zu simulieren. Aus die-

sem Grund können die Weichteile, die Muskulatur, der Zahnhalteapparat und die daraus resultierenden physiologischen Bewegungsmuster nicht auf das System übertragen werden.

Ein weiterer wichtiger Faktor ist die Kaukraft, die durch eine Mastikation oder eine habituelle Interkuspitation entsteht. Dabei muss beachtet werden, dass die Kaukräfte zu dem bestehenden Kraftsystem hinzuaddiert werden (Andersen et al., 1991). Insofern kann das Nichtbeachten des physiologischen Systems wiederum zu unerwünschten Nebenwirkungen führen.

Die experimentell aktivierte Untersuchung ist demnach nur eingeschränkt mit einer klinischen Situation gleichzustellen, da die intraoralen Aspekte nicht vom OMSS wiedergegeben werden können. Dennoch ist die klinische Relevanz des OMSS von großer Bedeutung, da die Möglichkeit besteht, sowohl statische als auch dynamische Kraftsysteme zu erfassen (Drescher et al., 1991).

## 4.2 Diskussion der Ergebnisse

Viele unerwünschte Zahnbewegungen während einer kieferorthopädischen Behandlung sind nach Badawi et al. direkt oder indirekt auf das mangelnde Verständnis der Biomechanik zurückzuführen. Zahlreiche Faktoren, die die kieferorthopädische Behandlung bestimmen, wie zum Beispiel das Wachstum und die Reaktion des Gewebes auf die Apparaturen, können nicht vollständig kontrolliert werden (Badawi et al., 2009). Andererseits sollte die Kraft, die auf den Zahn wirkt, eine kontrollierbare Variable sein (Badawi et al., 2009).

### 4.2.1 Diskussion der Kraftergebnisse

Aus der Literatur können diverse Angaben zu den in der Kieferorthopädie angewandten Kraftgrößen entnommen werden. Die Kraftgrößen können abhängig von der Behandlung festgelegt werden. An dieser Stelle sollte darauf hingewiesen werden, dass die gemess-

senen Kräfte, die in der Literatur empfohlenen Richtwerte weit überschreiten. Um eine kieferorthopädische Behandlung möglichst gewebeschonend durchführen zu können, ist die Kenntnis über die wirkende orthodontische Kraft ein wesentlicher Faktor.

In Tabelle 10 sind die gemessenen Kraftwerte im direkten Vergleich mit den in der Literatur publizierten Richtwerten aufgeführt. Dabei wurden die gemessenen Kraftgrößen aller untersuchten Apparaturen zusammengefasst. In diesem Zusammenhang ist es wichtig zu erwähnen, dass die Wilson® 3D®-Gaumenapparatur die höchsten Kraftwerte aufwies. Diese Werte könnten mit der Aktivierungsstrecke von 8 mm begründet werden, obwohl frühere Studien geringere Kraftgrößen bei einer Aktivierung von 8 mm vorstellten (Urbaniak et al., 1988). Jedoch zeigten Wichelhaus et al. in ihrer Untersuchung, dass die konventionellen Quadhelizes bei einer transversalen Erweiterung von 5 mm eine Kraftgröße von 2,5 N erreichten (Wichelhaus et al., 2004). Sie betonten, dass nicht mehr als 4 bis 5 mm expandiert werden sollte, da sonst Kräfte und Drehmomente in unphysiologische Bereiche geraten (Wichelhaus et al., 2004). Insgesamt sind geringe Kräfte in der Kieferorthopädie als positiv zu betrachten.

Im Rahmen dieser Untersuchung erreichten die Apparaturenvarianten mit der größeren transversalen Dimension physiologische Kraftgrößen. Bei der Wilson® 3D®-Quadhelix der Größe 37 mm und 40 mm wurden Kraftwerte von 3,7 N und 2,7 N festgestellt. Die Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur erzielte Kraftwerte von 1,1 N bis 2,7 N. Außerdem bestätigt Urbaniaks Studie, dass die Kraftübertragung der Quadhelix von der Apparaturengröße beeinflusst wird (Urbaniak et al., 1988). Es gibt eine signifikante Abnahme der Kraft, wenn die Größe der Quadhelix bei gleichem Bogendrahtdurchmesser vergrößert wird (Urbaniak et al., 1988).

Wie bereits erwähnt, können die hohen Kraftergebnisse eine schädigende Auswirkung auf den Zahn und das umliegende Gewebe haben. Hierbei zeigten mehrere Studien den Zusammenhang zwischen applizierten Kräften und Wurzelresorptionen und parodontalen Schäden. Um die kieferorthopädisch induzierte Wurzelresorption nachzuweisen, wurden röntgenologische (Brown, 1982; Linge und Linge, 1983) und histologische (Fallin et al., 1998; Owman-Moll et al., 1995) Untersuchungen durchgeführt. In den Röntgenbildern waren resorptive Bereiche zu erkennen. Die histologischen Untersuchungen

hingegen zeigten eine direkte Verbindung zwischen der Kraftapplikation und der daraus resultierenden parodontalen Schädigung und der Wurzelresorption.

**Tab. 10:** Zusammenstellung der empfohlenen Kraftgrößen im Vergleich zu den gemessenen Kraftgrößen (Harzer, 2011). Verwendete Abkürzungen: WLA: Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur, WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparat, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaurum-Quadhelix.

Zahnbewegung	Empfohlene Kraftgröße bei Molaren	Gemessene Kraftgrößen bei Molaren			
		WLA	WPA	WQH	DQH
Expansion	1,2 N	1,1 N bis 2,7 N	8,5 N bis 18,5 N	2,7 N bis 12,6 N	3,5 N bis 5,2 N
Rotation	0,6 N	0,8 N bis 1,3 N	3,1 N bis 6,1 N	0,1 N bis 1,7 N	1,4 N bis 1,8 N
Torque	1,0 N	0,2 N bis 0,4 N	3,9 N bis 5,1 N	0,9 N bis 2,9 N	

#### 4.2.2 Diskussion der Drehmomentergebnisse

In Bezug auf die Drehmomentergebnisse wurde festgestellt, dass die gemessenen Drehmomentgrößen eine breite Spanne an niedrigen, aber auch sehr hohen Werten aufwiesen (Tab. 11).

Mit Blick auf die Studie von Wichelhaus et al. kann erwähnt werden, dass bei einer simulierten Rotation von 30 ° durch eine Quadhelix ein Drehmomentwert von 90 Nmm gemessen wurde (Wichelhaus et al., 2004). Infolgedessen wird darauf hingewiesen, dass die Drehmomente unter 20 Nmm liegen sollten, um die Zähne vor zu großen Bewegungen zu schützen (Wichelhaus et al., 2004). Denn oft wird in einer kieferorthopädischen Behandlung das therapeutische Drehmoment überschritten. So können unerwünschte Zahnbewegungen entstehen, die nicht zur geplanten Therapie gehören.

**Tab. 11:** Zusammenstellung der gemessenen Drehmomentgrößen aller Apparaturen. Verwendete Abkürzungen: WLA: Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur, WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparat, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaurum-Quadhelix.

Zahnbewegung	Empfohlene Drehmomentgröße bei Molaren	Gemessene Drehmomentgrößen bei Molaren			
		WLA	WPA	WQH	DQH
Expansion	5 Nmm bis 20 Nmm	13,9 Nmm bis 23,1 Nmm	46,3 Nmm bis 86,5 Nmm	11,1 Nmm bis 39,6 Nmm	37,6 Nmm bis 52,6 Nmm
Rotation	5 Nmm bis 20 Nmm	16,2 Nmm bis 19,2 Nmm	40,7 Nmm bis 61,4 Nmm	23,0 Nmm bis 32,2 Nmm	28,2 Nmm bis 32,0 Nmm
Torque	5 Nmm bis 20 Nmm	1,5 Nmm bis 2,9 Nmm	22,4 Nmm bis 29,7 Nmm	3,4 Nmm bis 10,5 Nmm	

### 4.3 Schlussfolgerungen

Bei den in dieser Studie untersuchten Apparaturen ließen sich deutliche Unterschiede bezüglich des Kraftsystems und die daraus resultierende Zahnbewegung feststellen. Die Auswertung der Messergebnisse der Wilson® 3D®-Apparaturen ergab, dass die Größe der Apparatur eine entscheidende Rolle für die Kraft- und Drehmomententwicklung spielt. Die oben genannten Fragenstellungen (Kapitel 1.9) lassen sich somit wie folgt beantworten:

Die Kraft- und Drehmomententwicklung war im Großteil der Untersuchungen von der Größe der Apparaturenvariante abhängig. In den meisten Fällen wurden bei den Apparaturen mit einer kleineren transversalen Dimension höhere Kraft- und Drehmomentma-

xima festgestellt. Effektive Zahnbewegungen sind mit der Wilson® 3D®-Quadhelix zu erwarten. Dies lässt sich aus folgenden Erkenntnissen begründen: Die Wilson® 3D®-Quadhelix zeigte kleinere Kräfte als die vergleichbaren Größen der konventionellen Dentaurum-Quadhelix. Zusätzlich ist von großer Bedeutung, dass die Wilson® 3D®-Quadhelix eine niedrigere Drehmomententwicklung aufweist. Die gewonnenen Werte befinden sich noch im Rahmen des therapeutischen Drehmoments. Die Drehmomentwerte der konventionellen Dentaurum-Quadhelix hingegen überschreiten die Richtwerte (5 Nmm bis 20 Nmm). Diese Unterschiede erwiesen sich in der statistischen Analyse als signifikant. Im Umkehrschluss besagt diese Feststellung, dass mit einer Wilson® 3D®-Quadhelix eine Expansion von 8 mm mit kleinen Kräften und Drehmomenten, die im physiologischen Bereich sind, zu erreichen ist. Dementsprechend sollte diese Expansionsstrecke, gemäß der Ergebnisse der Studie, nicht durch konventionelle Dentaurum-Quadhelizes therapiert werden. Ein weiterer nennenswerter Vorteil, der nicht im Anwendungsbereich der konventionellen Quadhelizes liegt, ist der Wurzeltorque,

Die gewonnenen Erkenntnisse über die Wilson® 3D®-Gaumenapparatur deuten darauf hin, dass diese Apparaturenvariante nicht für große Bewegungsstrecken eingesetzt werden sollten. Die Gaumenapparatur zeigte in allen drei aktivierten Zahnbewegungen sehr hohe Kraft- und Drehmomentwerte. Des Weiteren sind mit der Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur im Hinblick auf die Ergebnisse effektive Zahnbewegungen im Unterkiefer zu erwarten. Hinzukommend ist das breite Größenspektrum der Wilson® 3D®-Apparaturen von hoher Relevanz. Auf diese Weise besteht die Möglichkeit, die Apparaturengröße individuell nach den anatomischen Gegebenheiten des Patienten auszuwählen. Allerdings sollte bei den kleinen Apparaturengrößen das Kraft/Drehmoment-Verhältnis passend gewählt werden.

Das OMSS erlaubte eine klinisch angenäherte Beurteilung der wirkenden Kraftsysteme. Dennoch sollte vor Augen geführt werden, dass diese Untersuchung nur auf experimentell aktivierten Zahnbewegungen basiert. Genaue Aussagen über die Kraft- und Drehmomententwicklung unter intraoralen Bedingungen sind nur bedingt möglich. Die gemessenen Werte sollten nicht uneingeschränkt auf die Praxis übertragen werden, nur zur Orientierung dienen und einen Aufschluss über die kieferorthopädische Behandlung

geben. Letzen Endes müssen klinische Studien zur Bestätigung oder Widerlegung der gewonnenen Erkenntnisse über die Wilson® 3D®-Apparaturen herangezogen werden.

## 5. Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden experimentellen Studie wurde die Wirkungsweise der Wilson® 3D®-Apparaturen durch Bestimmung des Kraftsystems untersucht. Zum Vergleich wurden konventionelle Quadhelizes der Firma Dentaurum vermessen. Die Quadhelix kommt bei Indikationsstellungen wie einer Korrektur eines Kreuzbisses oder einer Rotation und einer Distalisation der ersten Molaren zur Anwendung. In dieser Studie wurde eine Aktivierungsmessung mit Hilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS) durchgeführt. Bei der Aktivierungsmessung wurden die Kräfte und die Drehmomente aufgezeichnet, die von den kieferorthopädischen Apparaturen erzeugt wurden. Mit dem OMSS war es möglich, realitätsnahe Zahnbewegungen zu simulieren und die Kräfte und Drehmomente in allen drei Raumebenen gleichzeitig zu messen. Explizit wurden Zahnbewegungen in Form einer Expansion, einer Rotation und einem Torque aktiviert. Die Aktivierung der Expansion lag bei 8 mm und die Aktivierung der Rotation und des Torque lagen bei 10 °. Insgesamt wurden fünf Proben je Apparaturenvariante untersucht. Anhand der fünf Messungen pro Apparaturenvariante wurden die Mittelwerte und die Standardabweichungen berechnet.

Aus den Ergebnissen geht hervor, dass die gemessenen Kräfte, die in der Literatur empfohlenen Richtwerte weit überschreiten. Die Kraft- und Drehmomentkomponenten sind größtenteils von der Größe der Apparatur abhängig. In den meisten Fällen wurden bei den Apparaturen mit einer kleineren transversalen Dimension höhere Kraft- und Drehmomentmaxima festgestellt. Zum Beispiel wurden bei der Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur der Größe 51 mm eine Kraftmaxima von 2,7 N und bei der Größe 72 mm eine Kraftmaxima von 1,1 N gemessen. Effektive Zahnbewegungen sind mit der Wilson® 3D®-Quadhelix zu erwarten, da sie kleinere Kräfte (2,7 N) als die vergleichbaren Größen der konventionellen Dentaurum-Quadhelix (3,5 N) zeigten. Zusätzlich ist von großer Bedeutung, dass die Wilson® 3D®-Quadhelix eine niedrigere Drehmomententwicklung aufweist. Die Drehmomentwerte der konventionellen Quadhelix hingegen überschreiten mit bis 50 Nmm die Richtwerte von 20 Nmm. Diese Unterschiede erwiesen sich in der statistischen Analyse als signifikant. Zusätzlich können mit der Wilson® 3D®-Lingual-

Apparatur effektive Zahnbewegungen im Unterkiefer erreicht werden, da sie Kraft- (1,1 N bis 2,7 N) und Drehmomentwerte (13,9 Nmm bis 23,1 Nmm) aufwiesen, die sich vorwiegend im physiologischen Bereich befanden. Die Wilson® 3D®-Gaumenapparatur zeigte sehr hohe Kraft- und Drehmomentwerte. Die gewonnenen Erkenntnisse über die Gaumenapparatur deuten darauf hin, dass diese Apparaturenvariante nicht für große Bewegungsstrecken eingesetzt werden sollte. Als Vorteil erwies sich das breite Größenspektrum der Wilson® 3D®-Apparaturen, das dem Behandler die Möglichkeit bietet, die Apparaturengröße individuell nach den anatomischen Gegebenheiten des Patienten auszuwählen.

Diese Studie konnte Hinweise zur kieferorthopädischen Behandlung mit den Wilson® 3D®-Apparaturen geben. Um aber diese Erkenntnisse auf die Praxis übertragen zu können, bedarf es weiterer Untersuchungen. Demzufolge sind In-vivo-Studien für ein besseres Verständnis und eine verbesserte klinische Anwendung notwendig.















## 7. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1:** Darstellung eines lateralen Kreuzbisses mit einer Mittellinienabweichung im Wechselgebiss (modifiziert nach Lippold et al., 2012). Die Größe der Mittellinienabweichung ist durch die Pfeile markiert. 9
- Abb. 2:** Herausnehmbare Oberkieferdehnplatte mit medianer Dehnschraube (modifiziert nach Wichelhaus und Eichenberg, 2013). 11
- Abb. 3:** Eine Quadhelix mit vier Federelementen und Verankerung am ersten Molaren (modifiziert nach Birnie und McNamara, 1980). 12
- Abb. 4:** Intermaxilläre Gummizüge (modifiziert nach Wichelhaus und Eichenberg, 2013). Bei einem lateralen Kreuzbiss werden die Gummizüge von palatinal im Oberkiefer nach bukkal im Unterkiefer gespannt. 14
- Abb. 5:** Standardapparatur zur GNE in situ mit Aktivierungsschraube und Verankerung am Molaren und Prämolaren (modifiziert nach Sander et al., 2011). 15
- Abb. 6:** Darstellung der verschiedenen Formen der Zahnbewegung von links nach rechts: Unkontrollierte Kippung, kontrollierte Kippung, Translation, Wurzeltorque. RC: Rotationszentrum, CR: Widerstandszentrum (modifiziert nach Harzer, 2011). 17
- Abb. 7:** a) Darstellung der Druck- und Zugzonen bei der initialen Zahnbewegung, b) Darstellung der Knochenumbauprozesse: Knochenabbau in der Druckzone und Knochenanbau in der Zugzone (modifiziert nach Kahl-Nieke, 2010). 19
- Abb. 8:** Darstellung der untersuchten Wilson® 3D®-Apparaturen von links nach rechts: Wilson® 3D®-Quadhelix, Wilson® 3D®-Gaumenapparatur, Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur (RMO Katalog, 2021). 23
- Abb. 9:** Das linke Bild zeigt ein Modell mit einer Wilson® 3D®-Quadhelix im Oberkiefer und einer Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur im Unterkiefer. Das rechte Bild zeigt ein Modell mit einer Wilson® 3D®-Gaumenapparatur im Oberkiefer und einer Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur im Unterkiefer. 23

- Abb. 10:** Remanium<sup>®</sup>-Quadhelix der Firma Dentaureum (Dentaureum Katalog, 2021). 24
- Abb. 11:** Orthorama<sup>®</sup>-Molarenschlösser der Firma Dentaureum (Dentaureum Katalog, 2021), b) rocky mountain orthodontics<sup>®</sup>-Molarenschlösser von Wilson<sup>®</sup> (RMO Katalog, 2021). 25
- Abb. 12:** Der Kraft/Drehmoment-Sensor des OMSS (Drescher et al., 1991). 25
- Abb. 13:** Orthodontisches Mess- und Simulations-System (Drescher et al., 1991). 26
- Abb. 14:** Schematischer Aufbau des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (Drescher et al., 1991). 27
- Abb. 15:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Expansionsbewegung mit der Wilson<sup>®</sup> 3D<sup>®</sup>-Quadhelix der Größe 25 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z. 31
- Abb. 16:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Expansionsbewegung mit der Wilson<sup>®</sup> 3D<sup>®</sup>-Quadhelix der Größe 25 mm am Tisch zwei des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z. 31
- Abb. 17:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Expansionsbewegung mit der Wilson<sup>®</sup> 3D<sup>®</sup>-Gaumenapparatur der Größe 32 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z. 34
- Abb. 18:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Rotationsbewegung mit der Wilson<sup>®</sup> 3D<sup>®</sup>-Lingual-Apparatur der Größe 51 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z. 35
- Abb. 19:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Torquebewegung mit der Wilson<sup>®</sup> 3D<sup>®</sup>-Quadhelix der Größe 25 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z. 35

- Abb. 20:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Expansionsbewegung mit der Dentaureum-Quadhelix der Größe 38 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z. 36
- Abb. 21:** Graphischer Verlauf der Kraft- und Drehmomentkomponenten bei einer Rotationsbewegung mit der Dentaureum-Quadhelix der Größe 38 mm am Tisch eins des OMSS. Die Legende zeigt die Farbkodierung der Kurven entsprechend der drei Raumachsen X, Y und Z. 37
- Abb. 22:** Vergleich der Kräfte des Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Expansion. 38
- Abb. 23:** Vergleich der Drehmomente (Mz) des Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Expansion. 38
- Abb. 24:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Expansion. 39
- Abb. 25:** Vergleich der Drehmomente (Mz) der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Expansion. 39
- Abb. 26:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Quadhelix und Dentaureum-Quadhelix bei Expansion. 40
- Abb. 27:** Vergleich der Drehmomente (Mz) der Wilson® 3D®-Quadhelix und Dentaureum-Quadhelix bei Expansion. 40
- Abb. 28:** Vergleich der Kräfte des Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Rotation. 41
- Abb. 29:** Vergleich der Drehmomente (Mz) des Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Rotation. 42
- Abb. 30:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Rotation. 42
- Abb. 31:** Vergleich der Drehmomente (Mz) der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Rotation. 42
- Abb. 32:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Quadhelix und Dentaureum-Quadhelix bei Rotation. 43

- Abb. 33:** Vergleich der Drehmomente ( $M_z$ ) der Wilson® 3D®-Quadhelix und Dentaorium-Quadhelix bei Rotation. 44
- Abb. 34:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Torque. 45
- Abb. 35:** Vergleich der Drehmomente ( $M_z$ ) der Wilson® 3D®-Lingual Arch bei Torque. 46
- Abb. 36:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Torque. 46
- Abb. 37:** Vergleich der Drehmomente ( $M_z$ ) der Wilson® 3D®-Palatal Appliance bei Torque. 46
- Abb. 38:** Vergleich der Kräfte der Wilson® 3D®-Quadhelix bei Torque. 47
- Abb. 39:** Vergleich der Drehmomente ( $M_z$ ) der Wilson® 3D®-Quadhelix bei Torque. 47

## 8. Tabellenverzeichnis

<b>Tab. 1:</b> Apparaturen für die Therapie des Kreuzbisses (Wichelhaus und Eichenberg, 2013).	10
<b>Tab. 2:</b> Zusammenstellung der kieferorthopädischen Bewegungsformen.	17
<b>Tab. 3:</b> Zusammenstellung der therapeutischen Kraftgrößen für differenzierte Zahnbewegungen (unterer Grenzwert für Schneidezähne, oberer Grenzwert für Molaren; Harzer, 2011).	18
<b>Tab. 4:</b> Zusammenstellung der untersuchten Apparaturen von RMO und Dentaureum.	22
<b>Tab. 5:</b> Übersicht über die durchgeführten Versuchsreihen.	29
<b>Tab. 6:</b> Zusammenstellung der Kraftergebnisse bei einer Expansion nach statistischer Analyse anhand des Welch-t-Tests. Verwendete Abkürzungen: WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparat, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaureum-Quadhelix, s: signifikant ( $p < 0,05$ ) bzw. ns: nicht signifikant ( $p > 0,05$ ).	50
<b>Tab. 7:</b> Zusammenstellung der Kraftergebnisse bei einer Expansion nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparat, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaureum-Quadhelix, s: signifikant ( $p < 0,00048$ ) bzw. ns: nicht signifikant ( $p > 0,00048$ ).	51
<b>Tab. 8:</b> Zusammenstellung der Drehmomentenergebnisse bei einer Expansion nach statistischer Analyse anhand des Welch-t-Tests. Verwendete Abkürzungen: WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparat, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaureum-Quadhelix, s: signifikant ( $p < 0,05$ ) bzw. ns: nicht signifikant ( $p > 0,05$ ).	52
<b>Tab. 9:</b> Zusammenstellung der Drehmomentenergebnisse bei einer Expansion nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparat, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaureum-Quadhelix, s: signifikant ( $p < 0,00048$ ) bzw. ns: nicht signifikant ( $p > 0,00048$ ).	53

**Tab. 10:** Zusammenstellung der empfohlenen Kraftgrößen im Vergleich zu den gemessenen Kraftgrößen (Harzer, 2011). Verwendete Abkürzungen: WLA: Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur, WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparatur, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaurum-Quadhelix. 60

**Tab. 11:** Zusammenstellung der gemessenen Drehmomentgrößen aller Apparaturen. Verwendete Abkürzungen: WLA: Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur, WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparatur, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaurum-Quadhelix. 61

**Tab. 13:** Zusammenstellung der Kraftergebnisse bei einer Rotation nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparatur, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaurum-Quadhelix, s: signifikant ( $p < 0,00048$ ), ns: nicht signifikant ( $p > 0,00048$ ). 66

**Tab. 14:** Zusammenstellung der Drehmomentergebnisse bei einer Rotation nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparatur, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaurum-Quadhelix, s: signifikant ( $p < 0,00048$ ), ns: nicht signifikant ( $p > 0,00048$ ). 67

**Tab. 15:** Zusammenstellung der Kraftergebnisse bei einem Torque nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparatur, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaurum-Quadhelix, s: signifikant ( $p < 0,00076$ ), ns: nicht signifikant ( $p > 0,00076$ ). 68

**Tab. 16:** Zusammenstellung der Drehmomentergebnisse bei einem Torque nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WPA: Wilson® 3D®-Gaumenapparatur, WQH: Wilson® 3D®-Quadhelix, DQH: Dentaurum-Quadhelix, s: signifikant ( $p < 0,00076$ ), ns: nicht signifikant ( $p > 0,00076$ ). 69

**Tab. 17:** Zusammenstellung der Kraftergebnisse bei einer Expansion nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WLA: Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur, s: signifikant ( $p < 0,0018$ ), ns: nicht signifikant ( $p > 0,0018$ ). 70

**Tab. 18:** Zusammenstellung der Drehmomentergebnisse bei einer Expansion nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WLA:

Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur, s: signifikant ( $p < 0,0018$ ), ns: nicht signifikant ( $p > 0,0018$ ). 70

**Tab. 19:** Zusammenstellung der Kraftergebnisse bei einer Rotation nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WLA: Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur, s: signifikant ( $p < 0,0018$ ), ns: nicht signifikant ( $p > 0,0018$ ). 71

**Tab. 20:** Zusammenstellung der Drehmomentergebnisse bei einer Rotation nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WLA: Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur, s: signifikant ( $p < 0,0018$ ), ns: nicht signifikant ( $p > 0,0018$ ). 71

**Tab. 21:** Zusammenstellung der Kraftergebnisse bei einem Torque nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WLA: Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur, s: signifikant ( $p < 0,0018$ ), ns: nicht signifikant ( $p > 0,0018$ ). 72

**Tab. 22:** Zusammenstellung der Drehmomentergebnisse bei einem Torque nach statistischer Analyse mit der Bonferroni-Korrektur. Verwendete Abkürzungen: WLA: Wilson® 3D®-Lingual-Apparatur, s: signifikant ( $p < 0,0018$ ), ns: nicht signifikant ( $p > 0,0018$ ). 72

## 9. Literaturverzeichnis

Almeida RR, Almeida MR, Oltramari-Navarro PV, Conti AC, Navarro Rde L, Marques HV. Posterior crossbite treatment and stability. *J Appl Oral Sci* 2012; 20: 286-294

Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 99: 427-440

Angle EH. Classification of malocclusion. *Dent Cosmos* 1899; 41: 248-350

Asiry MA. Biological aspects of orthodontic tooth movement: A review of literature. *Saudi J Biol Sci* 2018; 25:1027-1032

Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 518-528

Barber AF, Sims MR. Rapid maxillary expansion and external root resorption in man: a scanning electron microscope study. *Am J Orthod* 1981; 79: 630-652

Bell RA, LeCompte EJ. The effects of maxillary expansion using a quad-helix appliance during the deciduous and mixed dentitions. *Am J Orthod* 1981; 79: 152-161

Bell RA, Kiebach TJ. Posterior crossbites in children: Developmental-based diagnosis and implications to normative growth patterns. *Seminars in Orthodontics* 2014; 20: 77-113

Birnie DJ, McNamara TG. The quadhelix appliance. *Br J Orthod* 1980; 7: 115-120

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

Brantley WA. Structures and properties of orthodontics material. In: Brantley WA, Eliades T, Hrsg. Orthodontic Materials. Stuttgart-New York: Thieme, 2001; 1-25

Bresolin D, Shapiro PA, Shapiro GG, Chapko MK, Dassel S. Mouth breathing in allergic children: its relationship to dentofacial development. Am J Orthod 1983; 83: 334-340

Brizuela M, Palla A, Dilip N. Posterior Crossbite. In: StatPearls. Treasure Island: StatPearls Publishing 2020

Bornstein IN, Semendjajew KA. Taschenbuch der Mathematik. Thun, Frankfurt am Main: Verlag Harri Deutsch, 1991

Brown WA. Resorption of permanent teeth. Br J Orthod 1982; 9: 212-220

Burstone CJ. The biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Riedel RA, Hrsg. Vistas in Orthodontics. Philadelphia: Lea and Febiger 1962: 197-213

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

Chaconas SJ, de Alba y Levy JA. Orthopedic and orthodontic applications of the quad-helix appliance. Am J Orthod 1977; 72: 422-428

Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. Am J Orthod. 1969; 55: 353-369

Coffin WH. A Generalized Treatment of Irregularities. Am J Dent Sci 1882; 15: 495–504

Cotton LA. Slow maxillary expansion: Skeletal versus dental response to low magnitude force in *Macaca mulatta*. Am J of Orthod 1978; 73: 1-23

Dentaurum Katalog, 2021: Dentaurum Orthodontie Katalog Nr. 22.  
<https://www.dentaurum.de/files/989-780-00.pdf> (Zugriffsdatum: 06.05.2021)

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. *Eur J Orthod* 1991; 13: 169-178

Faltin RM, Arana-Chavez VE, Faltin K, Sander FG, Wichelhaus A. Root resorptions in upper first premolars after application of continuous intrusive forces. Intra-individual study. *J Orofac Orthop* 1998; 59: 208-219

Frank SW, Engel GA. The effects of maxillary quad-helix appliance expansion on cephalometric measurements in growing orthodontic patients. *Am J Orthod*. 1982; 81: 378-389

Grippaudo C, Paolantonio EG, Antonini G, Saulle R, La Torre G, Deli R. Association between oral habits, mouth breathing and malocclusion. Associazione fra abitudini viziate, respirazione orale e malocclusione. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 2016; 36: 386-394

Grohmann U. Kieferorthopädische Apparaturen. Bildatlas. Heidelberg: Steinkopff-Verlag, 2005

Harrison JE, Ashby D. Orthodontic treatment for posterior crossbites. *Cochrane Database Syst Rev* 2000; CD000979

Harzer W. Lehrbuch der Kieferorthopädie. München, Wien: Hanser Verlag 2011; 175

Hesse KL, Artun J, Joondeph DR, Kennedy DB. Changes in condylar position and occlusion associated with maxillary expansion for correction of functional unilateral posterior crossbite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 111: 410-418

Honme Y, Motoyoshi M, Shinohara A, Shigeeda T, Shimizu, N. Efficient palatal expansion with a quadhelix appliance: an in vitro study using an experimental dental arch model. *Eur J Orthod* 2011; 34: 442-446

Jäger A, Planert J, Modler H, Gripp L. In-vitro-Studie zur Anwendung von Palatinalbögen bei der Kontrolle der Position der oberen Molaren. *Fortschr Kieferorthop* 1992; 53: 230-238

Jones SP, Waters NE. The quadhelix maxillary expansion appliance: Part I. Mechanics. *Eur J Orthod* 1989a; 11: 169-178

Jones SP, Waters NE. The quadhelix maxillary expansion appliance: Part II. Clinical characteristics. *Eur J Orthod* 1989b; 11: 195-199

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie: Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2010

Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 100-109

Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 99: 310-318

Knaup B, Yildizhan F, Wehrbein H. Age-related changes in the midpalatal suture. A histomorphometric study. *J Orofac Orthop* 2004; 65: 467-474

Kneubühl FK. Repetitorium der Physik. Stuttgart: Teubner Verlag, 1988

Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 469.e1-32

Kusy RP, Mims L, Whitley JQ. Mechanical characteristics of various tempers of asreceived cobalt-chromium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 274-291

Lindner A. Longitudinal study on the effect of early interceptive treatment in 4-year-old children with unilateral cross-bite. *Scand J Dent Res* 1989; 97: 432-438

Linge BO, Linge L. Apical root resorption in upper anterior teeth. *Eur J Orthod* 1983; 5: 173-183

Lippold C, Moiseenko T, Drerup B, Schilgen M, Végh A, Danesh G. Spine deviations and orthodontic treatment of asymmetric malocclusions in children. *BMC Musculoskelet Disord* 2012; 13: 151

Macena MC, Katz CR, Rosenblatt A. Prevalence of a posterior crossbite and sucking habits in Brazilian children aged 18-59 months. *Eur J Orthod* 2009; 31: 357-361

Melsen B. A histological study of the influence of sutural morphology and skeletal maturation on rapid palatal expansion in children. *Trans Eur Orthod Soc* 1972; 499-507

Melsen B. Palatal growth studied on human autopsy material. A histologic microradiographic study. *Am J Orthod* 1975; 68: 42-54

Modeer T, Odenrck L, Linder A. Sucking habits and their relation to posterior cross-bite in 4-year-old children. *Eur J Oral Sci* 1982; 90: 323-328

Nötzel F, Schulz C. Leitfaden der kieferorthopädischen Diagnostik. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2001

O'Byrn BL, Sadowsky C, Schneider B, BeGole EA. An evaluation of mandibular asymmetry in adults with unilateral posterior crossbite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107: 394-400

Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D. Continuous versus interrupted continuous orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. *Angle Orthod* 1995; 65: 395-402

Plietsch R, Bourauel C, Drescher D, Nellen B. Ein rechnergesteuerter Biegemessplatz zur Bestimmung der Elastizitätsparameter hochflexibler orthodontischer Drähte. Fortschr Kieferorthop 1994; 55: 84-95

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. J Orofac Orthop 2002; 63: 358-370

Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics, Am J of Orthod 1957; 43: 32-45

Reitan K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. Am J Orthod 1960; 46: 881-900

Reitan K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar types, Angle Orthod 1964; 34: 244-255

Ricketts RM. Growth prediction. 2, J Clin Orthod 1975; 9: 340-262

RMO Katalog, 2021: Rocky Mountain Orthodontics® Product Catalog. <https://www.rmo-deutschland.de/index.php/katalog-91.html> (Zugriffsdatum: 06.05.2021)

Sander FG, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Kieferorthopädie. Stuttgart-New York: Thieme Verlag, 2011

da Silva Filho OG, Boas MC, Capelozza Filho L. Rapid maxillary expansion in the primary and mixed dentitions: a cephalometric evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 100: 171-179

da Silva Filho OG, Montes LA, Torelly LF. Rapid maxillary expansion in the deciduous and mixed dentition evaluated through posteroanterior cephalometric analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107: 268-275

Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 1984; 85: 294-307

Sonnesen L, Bakke M, Solow B. Malocclusion traits and symptoms and signs of temporomandibular disorders in children with severe malocclusion. *Eur J Orthod* 1998; 20: 543-559

Storey E. Tissue response to the movement of bones. *Am J Orthod* 1973; 64: 229-247

Subtelny JD. Oral respiration: facial maldevelopment and corrective dentofacial orthopedics. *Angle Orthod* 1980; 50: 147-164

Thilander B, Wahlund S, Lennartsson B. The effect of early interceptive treatment in children with posterior cross-bite. *Eur J Orthod* 1984; 6: 25-34

Urbaniak JA, Brantley WA, Pruhs RJ, Zussman RL, Post AC. Effects of appliance size, arch wire diameter, and alloy composition on the in vitro force delivery of the quad-helix appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94: 311-316

Wichelhaus A, Eichenberg T. *Farbatlant der Zahnmedizin*, Stuttgart: Thieme Verlag, 2013

Wichelhaus A, Sander C, Sander FG. Development and Biomechanical Investigation of a New Compound Palatal Arch. *J Orofac Orthop* 2004; 65: 104-122

Ziegler AL. Numerische Simulation des biomechanischen Verhaltens mehrwurzeliger Zähne. Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität Bonn 2004

Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth. *Eur J Orthod* 2005; 27: 333-339

## 10. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. rer. nat. C. Bourauel, Stiftungsprofessor für Oralmedizinische Technologie, der mir die Möglichkeit gegeben hat, diese Arbeit unter seiner Leitung durchzuführen. Ich danke ihm für die motivierende, intensive und stets freundliche Betreuung.

Mein herzlichster Dank gilt meinen lieben Eltern, die mir das Studium ermöglicht und mich jederzeit unterstützt haben. Vom Herzen Danke ich ihnen und meiner Schwester für alles.

Besonders danke ich meiner Schwester und meinem Freund für ihre Geduld, Motivation und den Rückhalt sowie das Korrekturlesen der Dissertation.