

Aus der  
Poliklinik für Kieferorthopädie  
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktorin: Prof. Dr. Andrea Wichelhaus



Simulation der en-bloc Retraktion von Frontzähnen mit Hilfe von HOSEA  
(Hexapod Orthodontic Simulation, Evaluation & Analysis System) - Vergleich  
verschiedener Behandlungsgeräte

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

vorgelegt von  
Ellen Carolin Haas

aus  
Ellwangen (Jagst)

Jahr

2024

---

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität München

Erstes Gutachten: Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus

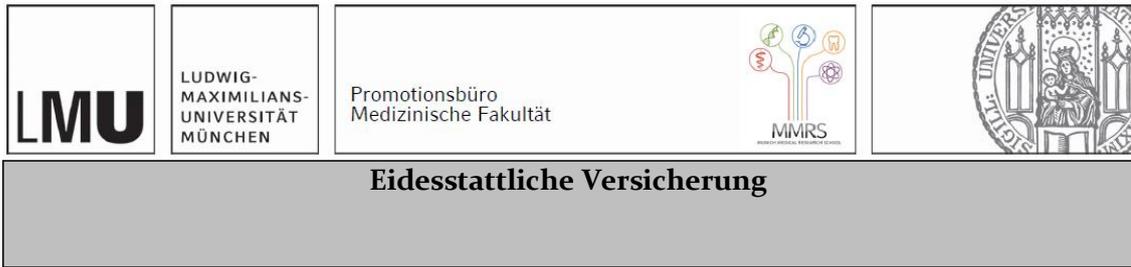
Zweites Gutachten: Prof. Dr. Bogna Stawarczyk

Drittes Gutachten: Prof. Dr. Steffen Peldschus

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 31.10.2024

# Affidavit



Haas, Ellen Carolin

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

**Simulation der en-bloc Retraktion von Frontzähnen mit Hilfe von HOSEA (Hexapod Orthodontic Simulation, Evaluation & Analysis System) - Vergleich verschiedener Behandlungsgeräte**

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

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

München, 31.10.2024

Ort, Datum

Ellen Carolin Haas

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

# Inhaltsverzeichnis

<b>Affidavit .....</b>	<b>3</b>
<b>Inhaltsverzeichnis.....</b>	<b>4</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>5</b>
<b>Publikationsliste .....</b>	<b>6</b>
<b>1. Einleitung .....</b>	<b>7</b>
1.1 Literaturübersicht .....	7
1.2 Eigenanteil an den Publikationen .....	12
1.2.1 Eigenanteil an Publikation 1 .....	12
1.2.2 Eigenanteil an Publikation 2.....	13
<b>2. Zusammenfassung.....</b>	<b>14</b>
<b>3. Abstract (English) .....</b>	<b>16</b>
<b>4. Veröffentlichung I.....</b>	<b>18</b>
<b>5. Veröffentlichung II .....</b>	<b>19</b>
<b>6. Ausblick.....</b>	<b>20</b>
<b>7. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>21</b>
<b>8. Danksagung.....</b>	<b>23</b>

## Abkürzungsverzeichnis

FEM	Finite-Elemente-Methode
HOSEA	Hexapod for Orthodontic Simulation Evaluation and Analysis
NiTi	Nickel-Titan
RTA	Retraction-Torque-Archwire
SS	Stainless-steel
TSA	Torque-Segmented-Archwire

## Publikationsliste

### Englischsprachige Originalarbeit mit Erstautorenschaft

Haas E, Schmid A, Stocker T, Wichelhaus A & Sabbagh H (2023). Force-Controlled Biomechanical Simulation of Orthodontic Tooth Movement with Torque Archwires Using HOSEA (Hexapod for Orthodontic Simulation, Evaluation and Analysis). *Bioengineering*, 10(9), 1055. DOI: <https://doi.org/10.3390/bioengineering10091055>

### Englischsprachige Originalarbeit mit Koautorenschaft

Sabbagh H, Haas E, Baumert U, Seidel CL, Hötzel L, Wichelhaus A (2024). Biomechanical Simulation of Orthodontic En-Bloc Retraction Comparing Compound Technique and Sliding Mechanics Using a HOSEA Robotic Device. *Bioengineering*, 11(2):153. DOI: <https://doi.org/10.3390/bioengineering11020153>

# 1. Einleitung

## 1.1 Literaturübersicht

Die Orthodontie ist ein Teilbereich der Kieferorthopädie, der sich mit der Diagnose, Prävention und Behandlung von Zahnfehlstellungen befasst. Durch die Applikation von Kräften und Drehmomenten mit mechanischen Apparaturen können gezielt therapeutische Zahnbewegungen durchgeführt werden. Dabei werden unter anderem festsitzende Multi-bracket- oder Multibandapparaturen eingesetzt, um Zähne und ihr umliegendes Parodont mit Kräften und Drehmomenten zu belasten und in Abhängigkeit des therapeutischen Ziels deren Position im Kiefer zu verändern (Burstone und Pryputniewicz 1980; Kojima und Fukui 2010b; Pedersen et al. 1991).

Wenn jedoch zu hohe Drehmoment- oder Kraftbeträge appliziert werden, besteht die Gefahr einer Überlastung des Parodonts, was unerwünschte Nebenwirkungen wie Zahnwurzelresorptionen, ausgeprägte Hyalinisierungen des Alveolarknochens und Schmerzsymptome zur Folge haben kann (Faltin et al. 1998; Nakano et al. 2014; Zhang et al. 2022). Aus diesem Grund ist die Kenntnis therapeutischer Kraft- und Drehmomentgrößen kieferorthopädischer Mechaniken von großer Bedeutung.

Die genaue Bestimmung klinisch applizierter Kraft- und Drehmomentgrößen stellt jedoch eine Herausforderung dar. Viele Variablen, unter anderem das Materialverhalten einiger der eingesetzten Komponenten und das Verhalten biologischer Gewebe können in vivo nicht gemessen oder bestimmt werden. Bei festsitzenden kieferorthopädischen Behandlungen kommen in der Regel eine Vielzahl unterschiedlicher Komponenten zum Einsatz. Dazu gehören orthodontische Bögen, die zum Beispiel aus rostfreiem Stahl, Titan-Molybdän-Legierungen oder Nickel-Titan bestehen, sowie weitere Komponenten wie elastische Ketten, Gummizüge und Federn. Diese Materialien weisen unterschiedliche physikalische Eigenschaften auf und interagieren auf komplexe Weise miteinander (Papageorgiou et al.

2015; Papageorgiou et al. 2017). Dies führt dazu, dass die Abschätzung der wirkenden Kraft- und Drehmomentgrößen und damit die klinische Wirkung über den Verlauf der Therapie schwierig zu ermitteln sind (Pandis et al. 2014). Darüber hinaus ist die Zahnbewegung ein dynamischer Prozess, der über mehrere Wochen und Monate abläuft, wodurch sich das Verhalten und die Interaktionen zwischen den mechanischen und biologischen Systemen fortlaufend verändern (Reitan 1960). So zeigen beispielsweise elastische Ketten nach therapeutischer Applikation einen initialen Kraftverlust von 20-50% innerhalb der ersten Stunde und einen weiteren Kraftverlust von 25-65% innerhalb von 21 Tagen (Keller et al. 2021).

Daher ist die Bestimmung der Kraft- und Drehmomentgrößen nicht nur zu Beginn der Applikation von Interesse, sondern auch deren Verlauf während der Zahnbewegung.

Die Art der Zahnbewegung ist abhängig vom wirkenden Kraft-/Drehmomentverhältnis, dem M/F-Verhältnis (Burstone et al. 1978). Es bestimmt, ob die Zahnbewegung insgesamt kippend, aufrichtend oder translatorisch erfolgt. Entscheidend ist dabei die Lage des Widerstandszentrums des jeweiligen Zahnes oder der zu bewegenden Zahngruppe. Die Kraft- und Momentapplikation erfolgt im Bereich der Zahnkronen und somit coronal des Widerstandszentrums einzelner Zähne und Zahngruppen. Daher ergibt sich beim Einleiten von Kräften ein Drehmoment und ein Rotationszentrum sowie eine kippende Zahnbewegung. Durch die Anwendung von therapeutischen Drehmomenten können verschiedene Arten der Zahnbewegung bewirkt werden. So kann durch ein definiertes M/F-Verhältnis Zähne oder Zahngruppen körperlich kontrolliert bewegt werden (Burstone und Pryputniewicz 1980; Smith und Burstone 1984; Tanne et al. 1988). Bei einem M/F-Verhältnis von 10 ist für einen einwurzeligen Zahn eine translatorische Zahnbewegung gegeben. Beträgt das M/F-Verhältnis hingegen nur 7 erfolgt eine kontrollierte Kippung der Krone. Unterschreitet das wirkende M/F-Verhältnis diesen Wert, kommt es damit zu unkontrollierter Kronenkipfung, bei der sich auch die Position der Wurzelspitze verändert. Im Gegensatz dazu bedeutet ein M/F-Verhältnis von 12 eine kontrollierte Wurzelaufrichtung,

die durch das therapeutische Drehmoment induziert wird. Größere M/F-Verhältnisse als 12 bewirken eine unkontrollierte Wurzelaufrichtung. Das M/F-Verhältnis ist jedoch kein statisches Verhältnis, sondern ändert sich durch die Zahnbewegungen und in Abhängigkeit der Dynamik der eingesetzten mechanischen Apparaturen. Deshalb ist der Verlauf der Kraft-/Drehmomentpaargrößen ebenso relevant wie deren initialer Wert.

Zur dynamischen quantitativen Untersuchung biomechanischer Kraft-/Drehmomentsysteme eignen sich im Wesentlichen zwei in vitro Studienverfahren: Die Finite-Elemente-Methode (FEM) und apparative biomechanische Versuchsaufbauten (Badawi et al. 2009; Bourauel et al. 1992; Burstone und Koenig 1976; Cai 2020; Wichelhaus und Sander 1995b). Mithilfe von FEM-Analysen können rechnerisch Kraft- und Drehmomentgrößen von feststehenden Apparaturen virtuell berechnet werden (Kojima und Fukui 2010a; Tominaga et al. 2009). Vorteilhaft ist, dass auch das Verhalten biologischer Strukturen, vor allem des parodontalen Ligaments (PDL) und des Alveolarknochens, näherungsweise simuliert werden können. Nachteilig ist jedoch zum einen, dass die Qualität und Zuverlässigkeit von FEM Analysen in hohem Maße von deren Aufbau, den zugrundeliegenden Annahmen und damit auch von der Expertise der Ersteller abhängig ist (Singh et al. 2016). Bei den Simulationen werden eine Reihe vereinfachender Annahmen bezüglich Kerngrößen und Variablen getroffen, was zu Abweichungen zum klinischen Verhalten der Mechaniken und biologischen Gewebe führen kann. Mechanische Materialeigenschaften sind zwar durch quantifizierbare Kennwerte miteinbezogen, können in ihrem dynamischen Verhalten und bei Materialinteraktionen jedoch differieren (Stokes et al. 2010).

Apparative biomechanische Versuchsaufbauten ermöglichen hingegen die Untersuchung physisch realer Proben. Bisher beschränkten sich biomechanische Versuchsaufbauten häufig lediglich auf die Untersuchung einzelner Behandlungssituationen oder Komponenten, wie zum Beispiel Torquebewegung (Arreghini et al. 2014; Brauchli et al. 2012; McKnight et al. 1994) oder Mesialisierungen und Distalisierungen (Chen et al. 2010). Biomechanische Simulationen, die einen Behandlungsverlauf mitsamt den dabei wirkenden

Kraft- und Drehmomenten dreidimensional analysieren und die Interaktion verschiedener Komponenten berücksichtigen, sind selten (Drescher et al. 1991; Morina et al. 2008; Sander 2000; Wichelhaus und Sander 1995a). Klinisch ist diese Art der Forschung hingegen von großer Bedeutung, da sie die einzige Möglichkeit darstellt mechanische Behandlungsapparaturen in kliniknaher Weise *in vitro* zu untersuchen.

Die übergeordnete Fragestellung dieses Dissertationsprojektes war es deshalb mit einem biomechanischen neuen Versuchsaufbau HOSEA (Hexapod Orthodontic Simulation, Evaluation & Analysis System) komplexe Zahngruppenbewegungen kraftgesteuert darzustellen.

Die Simulation einer Kraft- und Momentgesteuerten Zahnbewegung ermöglicht es dreidimensional über Sechskomponentenmessensoren den vollständigen Bewegungsablauf einer orthodontischen Zahnbewegung *in vitro*, darzustellen, dies insbesondere unter dem Aspekt, dass derartige Zahnbewegungen *in vivo* eine Zeit von Monaten oder Jahren in Anspruch nehmen können. Die Darstellung der Kräfte und Momente derartiger Bewegungsabläufe ermöglicht es zudem Behandlungsmechaniken anzupassen oder neu zu entwickeln.

HOSEA ist ein robotergestütztes Simulationssystem. Dabei wird ein Hexapod verwendet, der simulierte Zahnbewegungen im dreidimensionalen Raum anhand von sechs hydraulischen Füßen verfahren kann. Die Bewegungen werden dabei durch einen Kontrollcomputer gesteuert, der sie anhand eines kraftgesteuerten Algorithmus berechnet. Dabei werden die zu erwartenden Zahnbewegungen anhand der durch die eingesetzten mechanischen Apparaturen erzeugten und mit einem Sensor gemessenen Kraft- und Drehmomentgrößen berechnet. Dieser Prozess verläuft iterativ und mehrschrittig ab, sodass Kraft- und Drehmomentgrößen abgebaut werden. Somit misst und simuliert HOSEA Zahnbewegungen anhand der applizierten Kraft- und Drehmomentwerte einer festsitzenden Apparatur über den Verlauf ihrer Wirkung. Demzufolge können verschiedene Mechaniken und deren Wirkung über einen gewählten Zeitraum analysiert werden. Die zu untersuchenden

Proben befinden sich dabei in einer Temperaturkammer, um deren thermoabhängiges Verhalten zu berücksichtigen (Haas et al. 2023; Schmid 2023).

Die erste Publikation dieser Dissertation beschreibt die kraftgesteuerte dynamische Messung des palatinalen Wurzeltorques am Frontzahnsegment mithilfe des Versuchsaufbaus HOSEA. Klinisch verwenden wir palatinalen Wurzeltorque, um die Frontzahninklination zu korrigieren. Die Drehmomentübertragung ist dabei von den geometrischen Verhältnissen des Brackets zum inserierten Bogen abhängig (Brauchli et al. 2012; Kusy und Whitley 1999; Papageorgiou et al. 2016). Entsteht aufgrund unterschiedlicher Größen- und Geometrieverhältnisse ein zu hohes Spiel zwischen Bracket und Bogen ist die Drehmomentübertragung stark reduziert (Arreghini et al. 2014; Lefebvre et al. 2019; Wichelhaus et al. 2024). Werden hingegen zu hohe Drehmomente auf Frontzähne übertragen, kann es zu pathologischen Nebenwirkungen, wie zum Beispiel Wurzelresorptionen kommen (Casa et al. 2001; Yassir et al. 2020).

Die korrekte Einstellung der Frontzahnachsen spielt auch bei Frontzahnretraktionen nach Distalisation oder Extraktion eine große Rolle, da Frontzähne über eine verhältnismäßig lange Wegstrecke achsengerecht bewegt werden sollen. Darauf aufbauend wurde in der zweiten Publikation der Verlauf der Kraft- und Drehmomentgrößen während der Retraction der Front mit zweierlei unterschiedlichen festsitzenden Mechaniken analysiert. Die Retraction der Front ist eine Therapieform bei der in der ersten Phase nach Extraktion der ersten Prämolaren oder Distalisation, die Distalisierung der Eckzähne erfolgt. Die zweite Phase entspricht der Retraction des vier-gliedrigen Frontzahnsegments vom seitlichen Schneidezahn bis zum seitlichen Schneidezahn (Schneider et al. 2019). Klinisch ist die Therapieform der zweiphasigen Retraction von der einphasigen en-masse Retraction abzugrenzen. Letztere beschreibt die Retraction eines aus sechs Zähnen bestehenden anterioren Segmentes von Eckzahn bis Eckzahn. Der Vorteil des zweiphasigen Vorgehens bei der Frontzahnretraction ist die Verankerung der Seitenzähne. Sie ist klinisch aufgrund der

reduzierten Zahl an gleichzeitig zu bewegendem Zähnen überlegen. Deshalb ist es von großer Bedeutung auch die Kraft und Drehmomentgrößen, die bei der Retraktion der Front wirken zu kennen und klinisch gezielt anwenden zu können.

## **1.2 Eigenanteil an den Publikationen**

### **1.2.1 Eigenanteil an Publikation 1**

Die erste Publikation beschreibt den Versuchsaufbau HOSEA und die Durchführung von Torquedrehmomentuntersuchungen. Nach eigener umfassender Literaturrecherche wurden die Ergebnisse, die im Biomechaniklabor der Poliklinik für Kieferorthopädie (LMU München) durchgeführten Messungen ausgewertet. Der Versuchsaufbau wurde von Frau Prof. Dr. Wichelhaus, Herrn Dr. Stocker und Herrn Dr. Mertmann entwickelt und mit Herrn Dr. Sabbagh, Herrn Dr. Schmid und mir gemeinsam auf neue Fragestellungen angepasst. Die statistische Auswertung mit IBM SPSS Statistics 26 (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) erfolgte mit Unterstützung des Laborleiters der Arbeitsgruppe Biomechanik (Poliklinik für Kieferorthopädie) Herrn Dr. Stocker. Die graphische Auswertung wurde selbstständig im Programm OriginPro 2022b (OriginLab Corporation, 174 Northampton, USA) durchgeführt. Mithilfe von Origin wurde eine erste deskriptive Statistik erstellt. Des Weiteren war es meine Aufgabe die Ergebnisse aufzuarbeiten und zu interpretieren. Mit Hinblick auf die Biomechanik habe ich biomechanische Kraft- und Drehmomentgrößen in einen klinischen Kontext gestellt, sodass davon klinische Empfehlungen ableitbar waren. Zuletzt habe ich das Manuskript als Erst-Autorin verfasst und entsprechende Graphiken und Bilder erstellt. Dieses wurde von meinen Co-Autoren ergänzt und gegengeprüft.

### 1.2.2 Eigenanteil an Publikation 2

Die zweite Publikation beinhaltete die Durchführung von Retraktionsversuchen. Nach meiner umfassenden Literaturrecherche habe ich mit Unterstützung des Biomechaniklabors der Poliklinik für Kieferorthopädie (LMU München) unter Leitung von Frau Prof. Dr. Wichelhaus ein neues experimentelles Modell entwickelt und auf die obengenannte Fragestellung adaptiert. Dafür wurde ein digitales Modell erstellt und die entsprechenden anterioren und posterioren Segmente gestaltet. Die eigenständig gescannten Zähne (11, 21, 22, 12), deren Wurzelspitzen meinerseits digital entsprechend von Literaturwerten (Wang et al. 2019) modelliert wurden, habe ich im Anschluss mit dem Modell überlagert und auf dieser Grundlage die Größen für die Bewegungsmatrix berechnet. Diese habe ich anschließend mit Unterstützung von Herrn Dr. Andreas Schmid in die Software integriert. Daraufhin habe ich Modellprototypen gedruckt, um Vorversuche durchzuführen. Diese gaben entscheidende Hinweise für die weitere Methodik. Mithilfe meiner Betreuerin Frau Prof. Dr. Wichelhaus haben wir die finale Studienmethodik festgelegt. Nachdem das Modell extern in einer hochfesten Titanlegierung gefertigt worden war, habe ich Brackets auf diesem befestigt und es in den Versuchsaufbau integriert. Anschließend habe ich die Startposition festgelegt und die Software nochmals an das Titanmodell angepasst. Die zu messenden Bögen hat Herr Dr. Sabbagh an das Modell anhand einer von mir gefertigten Schablone entlang des Zahnbogens angepasst. Anschließend habe ich die Bögen einligiert und die Versuche selbstständig durchgeführt. Die statistische Auswertung erfolgte in IBM SPSS Statistics 26 (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) mit Unterstützung von Herrn Dr. Stocker. Die graphische Aufbereitung der Ergebnisse wurde eigenhändig in OriginPro 2022b (OriginLab Corporation, 174 Northampton, USA) durchgeführt. Abschließend habe ich das Manuskript als Zweit-Autorin mitgeschrieben und editiert und entsprechende Graphiken und Bilder erstellt.

## 2. Zusammenfassung

Ziel dieses Dissertationsprojektes war es mithilfe eines automatisierten, kraftgesteuerten biomechanischen Versuchsaufbaus, Torque- und Retraktionsbewegungen eines Frontzahnsegments zu simulieren. Besonderes Augenmerk lag hierbei auf der biomechanischen Analyse der Zahnbewegungen und den einhergehenden Kraft- und Drehmomentgrößen.

Im ersten Teil der kumulativen Dissertation erfolgte die Untersuchung verschiedener fest-sitzender Mechaniken, die durch Applikation von Torsionsmomenten eine Inklinationsänderung bei Schneidezähnen bewirken können. Dabei wurden vier Probengruppen zu 10 Bögen verglichen: 0.017" × 0.025" Torque-Segmentsbögen (TSA) mit 30° palatinaler Wurzelortorquebiegung, 0.018" × 0.025" TSA mit 45° palatinaler Wurzelortorquebiegung, 0.017" × 0.025" Stahlbögen mit 30° palatinaler Wurzelortorquebiegung, 0.018" × 0.025" Stahlbögen mit 30° palatinaler Wurzelortorquebiegung. Die Bögen wurden mithilfe von 0.022" selbstligierenden Brackets vermessen. Der Vergleich der Torque-Drehmomentmechaniken ergab, dass die Gruppe 0.018" × 0.025" TSA eine Inklinationsänderung von 10° ohne Nachaktivierung bewirken kann. Die 0.018" × 0.025" Stahlbogenruppe wies die größte Torque-Drehmomentgröße auf ( $M_y = -9,835 \text{ Nmm}$ ). Es traten bei den Messungen außerdem geringe Nebeneffekte bezüglich Kraft- und Drehmomentgrößen in anderen Raumebenen und Achsen auf.

Schlussfolgernd, zeigte sich, dass die Torque-Drehmomentmechaniken der Dimension 0.018" × 0.025" ausreichend hohe Drehmomentwerte erzeugen können, um klinisch eine palatinale Wurzelortorquebewegung zu generieren. Des weiteren zeigten sich materialspezifische Eigenschaften in den TSA-Gruppen, da die Drehmomentabbaurate im Laufe der Rotation geringfügiger abnahm, als in den Stahl-Vergleichsgruppen. Proben der 0.017" × 0.025" Bogendimension erwiesen sich aufgrund zu kleiner Drehmomentwerte als ungeeignet für die adäquate Torqueübertragung.

Im zweiten Teil der kumulativen Dissertation erfolgte die Untersuchung verschiedener Mechaniken zur kieferorthopädischen Frontzahnretraktion. Dafür wurden vier Proben-  
gruppen zu 10 Bögen erstellt. Die vier Gruppen waren: 0.017" × 0.025" Torque-Retraktions-  
bogen (RTA) mit 30° palatinaler Wurzeltorquebiegung, 0.018" × 0.025" RTA mit 30° pala-  
tinaler Wurzeltorquebiegung, 0.017" × 0.025" Stahlbögen mit 28-32° palatinaler Wurzeltor-  
quebiegung, 0.018" × 0.025" Stahlbögen mit 28-32° palatinaler Wurzeltorquebiegung. Die  
Bögen wurden mit selbstligierenden 0.022"-Slot Brackets verwendet.

Die Versuchsaufbau zeigte, dass die Retraktion einer Frontzahngruppe im Bewegungsab-  
lauf einer Serie von Kipp- und Aufrichtebewegungen entspricht. Je mehr Kipp-Aufrichte-  
bewegungen detektiert wurden, desto körperlicher wurde das Frontzahnsegment retra-  
hiert. Initial zeigte sich in allen Gruppen zunächst eine Kippbewegung des Frontzahnseg-  
ments nach palatinal. Die körperlichste Bewegung mit der geringsten Kippung erzeugte  
die Gruppe 0.018" × 0.025" RTA. Die 0.017" × 0.025" Stahlbögen hingegen zeigten die aus-  
geprägteste Kippbewegung. Nach Reduktion der retrahierenden Kraftkomponente  $F_x$  kam  
es bei allen Gruppen zur teilweisen Aufrichtung des Segments.

Schlussfolgernd zeigten die Retraktionsversuche, dass die RTA-Gruppen für die Front-  
zahnretraktion geeignet sind. Sie bewirkten eine geringere Kippung als Stahlbögen. Die  
Stahlgruppen hingegen erzeugten im Laufe der Retraktion hohe Drehmomentwerte von  
über 20 Nmm, was klinisch empfohlene Wertebereiche deutlich überschreitet.

### 3. Abstract (English)

This dissertation aimed to simulate retraction and torque movements of an anterior tooth segment with the help of an automated, force-controlled biomechanical test set-up. The biomechanical analysis of the movements and the associated force and torque variables were the main analytical questions in this project.

In the first part different torque mechanics were compared. The four specimen groups consisted of 10 archwires. The four groups were: 0.017" × 0.025" TSA with 30° palatal root torque bend, 0.018" × 0.025" TSA with 45° palatal root torque bend, 0.017" × 0.025" SS archwires with 30° palatal root torque bend, 0.018" × 0.025" SS archwires with 30° palatal root torque bend. The archwires were investigated using 0.022" self-ligating brackets.

The comparison of torque mechanics showed that the 0.018" × 0.025" TSA group achieved 10° inclination change without reactivation. Furthermore, the torque reduction rates ( $M_y/R_y$ ) were significantly lower in the TSA groups than in the SS groups. The 0.018" × 0.025" SS group had the greatest torque magnitude ( $M_y = -9.835$  Nmm). Collateral forces and moments in the other spatial planes were observed during the measurements.

In conclusion, the 0.018" × 0.025" TSA and SS produced suitable rotational moments to generate a palatal root torque movement. Samples of the 0.017" × 0.025" archwire dimension were found to be inadequate for torque transmission due to low torsional moment values.

In the second part of this dissertation four different mechanics for incisal retraction were investigated. The groups were 0.017" × 0.025" RTA with a 30° palatal root torque bend, 0.018" × 0.025" RTA with a 30° palatal root torque bend, 0.017" × 0.025" SS archwires with a 28-32° palatal root torque bend, 0.018" × 0.025" SS archwires with a 28-32° palatal root torque bend. Self-ligating 0.022" slot brackets were used.

First of all, as a result, the comparison of the retraction mechanics showed that the retraction of an anterior tooth group essentially corresponds to a motion sequence of tipping

and uprighting movements. The more tipping and uprighting movements were detected, the more bodily the retraction of the anterior segment was observed. The most bodily movement was observed for the group of 0.018" × 0.025" RTA. Initially, all groups showed a palatal tipping movement. The 0.017" × 0.025" SS archwires, however, showed the most pronounced tipping with little uprighting. After the reduction of the retracting force component  $F_x$ , uprighting of the anterior segment was observed.

The results showed that the RTA groups produced suitable moments for incisal retraction. The RTA groups induced less tipping than the SS groups. The SS groups, on the other hand, produced high  $M_y$  values of up to more than 20 Nmm during retraction and are therefore not clinically recommendable.

## 4. Veröffentlichung I

Haas E, Schmid A, Stocker T, Wichelhaus A, & Sabbagh H (2023).

Force-Controlled Biomechanical Simulation of Orthodontic Tooth Movement with Torque Archwires Using HOSEA (Hexapod for Orthodontic Simulation, Evaluation and Analysis).

*Bioengineering*, 10(9), 1055. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10091055>

## 5. Veröffentlichung II

Sabbagh H, Haas E, Baumert U, Seidel CL, Hötzel L, Wichelhaus A (2024).

Biomechanical Simulation of Orthodontic En-Bloc Retraction Comparing Compound Technique and Sliding Mechanics Using a HOSEA Robotic Device.

*Bioengineering*, 11(2):153. DOI: <https://doi.org/10.3390/bioengineering11020153>

## 6. Ausblick

Apparative biomechanische Simulationssysteme ermöglichen die Analyse von Proben, die in der untersuchten Form auch klinisch eingesetzt werden. Die Ergebnisse solcher Untersuchungen können damit nicht nur Anhaltspunkte für den klinischen Einsatz und die Modifikation von Behandlungsmechaniken liefern, sondern auch zur Erstellung und Validierung anderer Untersuchungsformen, wie beispielsweise FEM-Modellen, beitragen.

Etablierte kieferorthopädische Behandlungsmittel können damit untersucht und weiterentwickelt oder Mechaniken und Behandlungsmittel neu entwickelt werden.

Der verwendete Versuchsstand HOSEA ermöglicht die dynamische Analyse wirkender Kräfte und Drehmomente von Behandlungsapparaturen. Besonders hervorzuheben ist hierbei der kraftgesteuerte Algorithmus, der eine Untersuchung unabhängig von manuell oder subjektiv festgelegten Messpunkten ermöglicht und damit klinischen Behandlungsabläufen näherkommt. Der verwendete und im Rahmen des Dissertationsprojektes angepasste Versuchsstand kann zur Untersuchung verschiedener herausnehmbarer und festsitzender Mechaniken adaptiert werden.

In Zukunft könnten neben weiteren biomechanischen Untersuchungen zu klinischen Behandlungsszenarien auch verschiedene Untersuchungsansätze wie FEM-Simulationen integriert werden. Dies würde die Präzision der Analysen weiter erhöhen und ermöglichen, komplexe Zusammenhänge und Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Behandlungskomponenten noch detaillierter zu verstehen. Darüber hinaus könnten durch die Integration von KI-basierten Systemen Vorhersagemodelle entwickelt werden, die die Effektivität verschiedener Behandlungsoptionen bewerten und so die Entscheidungsfindung in der klinischen Praxis unterstützen.

## 7. Literaturverzeichnis

- Arreghini A, Lombardo L, Mollica F, Siciliani G (2014). Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Prog Orthod*; 15(1):53.
- Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW (2009). Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 136(4):518-28.
- Bourauel C, Drescher D, Thier M (1992). An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng*; 14(5):371-8.
- Brauchli LM, Steineck M, Wichelhaus A (2012). Active and passive self-ligation: a myth? Part 1: torque control. *Angle Orthod*; 82(4):663-9.
- Burstone CJ, Koenig HA (1976). Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod*; 70(1):1-19.
- Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW (1978). Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions. *J Periodontal Res*; 13(4):283-94.
- Burstone CJ, Pryputniewicz RJ (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod*; 77(4):396-409.
- Cai Y (2020). Finite element analysis of archwire parameters and activation forces on the M/F ratio of vertical, L- and T-loops. *BMC Oral Health*; 20(1):70.
- Casa MA, Faltin RM, Faltin K, Sander F-G, Arana-Chavez VE (2001). Root Resorptions in Upper First Premolars after Application of Continuous Torque Moment Intra-Individual Study. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*; 62(4):285-295.
- Chen J, Isikbay SC, Brizendine EJ (2010). Quantification of three-dimensional orthodontic force systems of T-loop archwires. *Angle Orthod*; 80(4):566-70.
- Drescher D, Bourauel C, Thier M (1991). Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. *Eur J Orthod*; 13(3):169-78.
- Faltin RM, Arana-Chavez VE, Faltin K, Sander F-G, Wichelhaus A (1998). Root resorptions in upper first premolars after application of continuous intrusive forces. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*; 59(4):208-219.
- Haas E, Schmid A, Stocker T, Wichelhaus A, Sabbagh H (2023). Force-Controlled Biomechanical Simulation of Orthodontic Tooth Movement with Torque Archwires Using HOSEA (Hexapod for Orthodontic Simulation, Evaluation and Analysis). *Bioengineering*; 10(9):1055.
- Keller A, Heller L, Baumert U, Claussen C, Bamidis EP, Wichelhaus A (2021). Physical behavior of prestrained thermoset and thermoplastic orthodontic chains. *Dent Mater J*; 40(3):792-799.
- Kojima Y, Fukui H (2010a). Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 138(6):702.e1-6; discussion 702-4.
- Kojima Y, Fukui H (2010b). Numerical simulations of canine retraction with T-loop springs based on the updated moment-to-force ratio. *European Journal of Orthodontics*; 34(1):10-18.
- Kusy RP, Whitley JQ (1999). Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod*; 21(2):199-208.
- Lefebvre C, Saadaoui H, Olive JM, Renaudin S, Jordana F (2019). Variability of slot size in orthodontic brackets. *Clin Exp Dent Res*; 5(5):528-533.
- McKnight MM, Jones SP, Davies EH (1994). A study to compare the effects of simulated torquing forces on pre-adjusted orthodontic brackets. *Br J Orthod*; 21(4):359-65.
- Morina E, Eliades T, Pandis N, Jäger A, Bourauel C (2008). Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod*; 30(3):233-8.
- Nakano T, Hotokezaka H, Hashimoto M, Sirisoontorn I, Arita K, Kurohama T, Darendeliler MA, Yoshida N (2014). Effects of different types of tooth movement and force magnitudes on the amount of tooth movement and root resorption in rats. *Angle Orthod*; 84(6):1079-85.
- Pandis N, Walsh T, Polychronopoulou A, Katsaros C, Eliades T (2014). Factorial designs: an overview with applications to orthodontic clinical trials. *Eur J Orthod*; 36(3):314-20.
- Papageorgiou SN, Keilig L, Hasan I, Jäger A, Bourauel C (2015). Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances: a finite element analysis. *European Journal of Orthodontics*; 38(3):300-307.
- Papageorgiou SN, Sifakakis I, Doulis I, Eliades T, Bourauel C (2016). Torque efficiency of square and rectangular archwires into 0.018 and 0.022 in. conventional brackets. *Prog Orthod*; 17:5.
- Papageorgiou SN, Keilig L, Vandevska-Radunovic V, Eliades T, Bourauel C (2017). Torque differences due to the material variation of the orthodontic appliance: a finite element study. *Progress in Orthodontics*; 18(1):6.
- Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K (1991). Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. *Eur J Orthod*; 13(6):452-8.
- Reitan K (1960). Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics*; 46(12):881-900.
- Sander F-G (2000). Biomechanical Investigation of the Hybrid Retraction Spring. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*; 61(5):341-351.
- Schmid A (2023). Experimentelle Simulation komplexer Bewegungsabläufe der Frontzähne. [Dissertation] München: Medizinische Fakultät, Ludwig-Maximilians-Universität.

- Schneider PP, Gandini Júnior LG, Monini ADC, Pinto ADS, Kim KB (2019). Comparison of anterior retraction and anchorage control between en masse retraction and two-step retraction: A randomized prospective clinical trial. *Angle Orthod*; 89(2):190-199.
- Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P (2016). Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*; 6(2):110-4.
- Smith RJ, Burstone CJ (1984). Mechanics of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*; 85(4):294-307.
- Stokes IA, Chegini S, Ferguson SJ, Gardner-Morse MG, Iatridis JC, Laible JP (2010). Limitation of finite element analysis of poroelastic behavior of biological tissues undergoing rapid loading. *Ann Biomed Eng*; 38(5):1780-8.
- Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ (1988). Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 94(5):426-31.
- Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N (2009). Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod*; 79(6):1102-7.
- Wang J, Rousso C, Christensen BI, Li P, Kau CH, MacDougall M, Lamani E (2019). Ethnic differences in the root to crown ratios of the permanent dentition. *Orthod Craniofac Res*; 22(2):99-104.
- Wichelhaus A, Sander FG (1995a). Entwicklung und Testung einer neuen NiTi-SE-Stahl-Aufrichtefeder. *Fortschritte der Kieferorthopädie*; 56(6):283-295.
- Wichelhaus A, Sander FG (1995b). Biomechanische Prüfung des neuen Torque-Segment-Bogens (TSB). *Fortschritte der Kieferorthopädie*; 56(4):224-235.
- Wichelhaus A, Guggenbühl S, Hötzel L, Seidel CL, Sabbagh H, Hoffmann L (2024). Comparing Torque Transmission of Different Bracket Systems in Combination with Various Archwires Considering Play in the Bracket Slot: An In Vitro Study. *Materials*; 17(3):684.
- Yassir YA, McIntyre GT, Bearn DR (2020). Orthodontic treatment and root resorption: an overview of systematic reviews. *European Journal of Orthodontics*; 43(4):442-456.
- Zhang X, Zhou H, Liao X, Liu Y (2022). The influence of bracket torque on external apical root resorption in bimaxillary protrusion patients: a retrospective study. *BMC Oral Health*; 22(1):7.

## 8. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. Andrea Wichelhaus für die Überlassung des Themas und die ausgezeichneten Möglichkeiten dieses Dissertationsprojekt am Versuchsaufbau HOSEA im Biomechaniklabor der Poliklinik für Kieferorthopädie (LMU München) unter ihrer Leitung zu bearbeiten. Es war mir immer möglich ihre fachliche Unterstützung und Expertise zu jeder Zeit in Anspruch zu nehmen. Ihre wissenschaftlichen Ideen und Anregungen waren von unschätzbarem Wert. Wenn es Schwierigkeiten gab, war Sie immer freundlich bereit mit nützlichen Ratschlägen weiterzuhelfen. Außerdem möchte ich ihr für die Durchsicht meiner Arbeit und die Hilfsbereitschaft, die zur Vollendung derselben geführt haben, danken.

Bei Frau Prof. Dr. Bogna Stawarczyk bedanke ich mich für die Unterstützung und Bereitschaft mir jederzeit bei Fragen mit Rede und Antwort zur Seite zu stehen.

Auch Herrn Privatdozent Dr. Uwe Baumert gilt mein Dank, der mich im Rahmen des Promotionsprojektes mit produktiven Gesprächen unterstützt hat.

Des weiteren möchte ich meinen Dank Herrn Dr. Matthias Mertmann aussprechen, der mir zum technischen Verständnis aller Fragen und mit kreativen Innovationen stets zur Seite stand.

Ich möchte mich außerdem bei Herrn Dr. Hisham Sabbagh sehr bedanken. Sein Einsatz und seine Unterstützung waren mir eine große Hilfe bei dieser Dissertation.

Darüber hinaus, gilt mein Dank Herrn Dr. Thomas Stocker für die technische Unterstützung im Biomechaniklabor.

Herrn M.sc. Linus Hötzel möchte ich meine Dankbarkeit, für die Mithilfe bei diesem Projekt ausdrücken.