

Aus der
Poliklinik für Kieferorthopädie
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München



**Biomechanische Untersuchung der Kräfte und Momente bei
orthodontisch sagittalen und vertikalen Zahnbewegungen über
Teilbogenmechaniken mittels ROSS (3-D Robot Orthodontic
Measurement & Simulation System)**

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

vorgelegt von
Benedikt Christian Dotzer

aus
Höhenrain (Starnberg)

Jahr
2025

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

Erstes Gutachten: Prof. Dr. Andrea Wichelhaus




Zweites Gutachten: Prof. Dr. Ekaterini Paschos

Drittes Gutachten: Prof. Dr. Christof Holberg

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 10.11.2025

Affidavit

	LUDWIG- MAXIMILIANS- UNIVERSITÄT MÜNCHEN	Promotionsbüro Medizinische Fakultät		
Eidesstattliche Versicherung				

Dotzer, Benedikt Christian

Name, Vorname

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

Biomechanische Untersuchung der Kräfte und Momente bei orthodontisch sagittalen und vertikalen Zahnbewegungen über Teilbogenmechaniken mittels ROSS (3-D Robot Orthodontic Measurement & Simulation System)

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, 10.11.2025

Ort, Datum

Benedikt Dotzer

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

Übereinstimmungserklärung



Promotionsbüro
Medizinische Fakultät



Erklärung zur Übereinstimmung der gebundenen Ausgabe der Dissertation mit der elektronischen Fassung

Dotzer, Benedikt Christian

Name, Vorname

Hiermit erkläre ich, dass die elektronische Version der eingereichten Dissertation mit dem Titel:

Biomechanische Untersuchung der Kräfte und Momente bei orthodontisch sagittalen und vertikalen Zahnbewegungen über Teilbogenmechaniken mittels ROSS (3-D Robot Orthodontic Measurement & Simulation System)

in Inhalt und Formatierung mit den gedruckten und gebundenen Exemplaren übereinstimmt.

München, 10.11.2025

Ort, Datum

Benedikt Dotzer

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

Inhaltsverzeichnis

Affidavit	3
Übereinstimmungserklärung	4
Inhaltsverzeichnis.....	5
Abkürzungsverzeichnis	6
Publikationsliste	7
1. Einleitung	8
1.1 Literaturübersicht	8
1.2 Eigenanteil an den Publikationen	12
1.2.1 Eigenanteil an Publikation 1	12
1.2.2 Eigenanteil an Publikation 2	13
1.2.3 Eigenanteil an Publikation 3	14
2. Zusammenfassung.....	16
3. Abstract (English)	19
4. Veröffentlichung I.....	22
5. Veröffentlichung II	31
6. Veröffentlichung III.....	50
7. Ausblick.....	60
8. Literaturverzeichnis.....	61
9. Danksagung.....	63

Abkürzungsverzeichnis

CIS	Cantilever-Intrusion-Spring
FEM	Finite-Elemente-Methode
NiTi	Nickel-Titan
PDL	parodontales Ligament
ROSS	Robot Orthodontic Measurement & Simulation System

Publikationsliste

Englischsprachige Originalarbeit mit Erstautorenschaft

Dotzer B, Stocker T, Wichelhaus A, Rankovic MJ & Sabbagh H (2023). Biomechanical simulation of forces and moments of initial orthodontic tooth movement in dependence on the used archwire system by ROSS (Robot Orthodontic Measurement & Simulation System). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 144, 105960. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105960>

Englischsprachige Originalarbeiten mit Koautorenschaft

Seidel CL, Lipp J, Dotzer B, Rankovic MJ, Mertmann M, Wichelhaus A & Sabbagh H (2023). Investigation of Forces and Moments during Orthodontic Tooth Intrusion Using Robot Orthodontic Measurement and Simulation System (ROSS). *Bioengineering*, 10(12), 1356. DOI: <https://doi.org/10.3390/bioengineering10121356>

Sabbagh H, Dotzer B, Baumert U, Hötzel L, Seidel CL & Wichelhaus A (2024). Biomechanical simulation of segmented intrusion of a mandibular canine using Robot Orthodontic Measurement & Simulation System (ROSS). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 160, 106720. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106720>

1. Einleitung

1.1 Literaturübersicht

Das Ziel einer kieferorthopädischen Behandlung besteht darin, Zähne so effizient und schonend wie möglich in ihre therapeutisch vorgesehene Position im Kiefer zu bewegen (Fleming 2021; Li et al. 2018; von Böhl und Kuijpers-Jagtman 2009). Die kieferorthopädischen Zahnbewegungen basieren dabei auf dem Prinzip der Mechanotransduktion, einem biologischen Prozess bei dem mechanische Kräfte in biochemische Signale umgewandelt werden (Krishnan und Davidovitch 2015; Li et al. 2021). Diese Signale aktivieren Zellen des parodontalen Ligaments (PDL) und des umgebenden Alveolarknochens, wodurch es zu Knochenumbauvorgängen durch Remodellierung kommt, bei der Osteoklasten Knochen substanz resorbieren und Osteoblasten neuen Knochen aufbauen, wodurch der Zahn sukzessive durch den Kieferknochen bewegt wird (Kalina et al. 2022; Provatidis 2020). Die Art und Stärke der applizierten Kräfte und Drehmomente sind dabei entscheidend für die Reaktion der beteiligten Gewebe (Haouili et al. 2020; Reitan 1957, 1960; Sander et al. 2011; Wu et al. 2021a; Zhang et al. 2022). Für eine effiziente und gewebeschonende Zahnbewegung sollten diese Kräfte und Drehmomente das Adaptionsvermögen des PDL möglichst nicht überschreiten (Feller et al. 2015; Li et al. 2021). Werden zu große Kräfte und Drehmomente angewendet, steigt das Risiko unerwünschter Nebenwirkungen wie Gewebeschäden, Hyalinisierung des Alveolarknochens, Zahnwurzelresorption bis hin zu Zahnverlust (Kaya et al. 2020; Ren et al. 2004). Deshalb ist es entscheidend, die genauen Werte der therapeutischen Kraft- und Drehmomentgrößen so präzise wie möglich zu kennen, um kieferorthopädische Mechaniken und Apparaturen optimal einzusetzen.

Die Möglichkeit zur in-vivo Untersuchung der Kräfte und Drehmomente während kieferorthopädischer Zahnbewegungen sind stark limitiert. Viele Faktoren, darunter das Ver-

halten der verwendeten Mechaniken bzw. Materialien und individuelle biologischen Reaktionen des PDL bzw. des umgebenden Gewebes sowie dynamische Veränderungen der Wechselwirkungen zwischen den mechanischen und biologischen Systemen während des Behandlungsverlaufs, können in-vivo weder exakt noch kontinuierlich gemessen oder bestimmt werden (Friedrich et al. 1999; Li et al. 2021; Maltha et al. 2021; Pandis et al. 2014; Reitan 1960). Angesichts der Einschränkungen intraoraler Messmethoden wurden vor Allem in vitro-Studien durchgeführt, um kieferorthopädische Apparaturen hinsichtlich ihrer biomechanischen Wirkungen zu untersuchen, wobei vorwiegend apparative biomechanische Teststände oder Finite-Elemente-Simulationen zum Einsatz kamen (Adel et al. 2021; Badawi et al. 2009; Friedrich et al. 1999; Mascarenhas et al. 2018; Rajgopal 2022; Sifakakis und Eliades 2017; Wichelhaus und Sander 1995).

Numerische Ansätze, wie die Finite-Elemente-Methode (FEM), werden aufgrund der Fortschritte in der Computertechnologie vermehrt eingesetzt, da sie die Simulation komplexer, adaptiver Modelle biologischer Systeme und Prozesse ermöglichen (Ahuja et al. 2018; Cervino et al. 2020; Cicciu 2020; de Brito et al. 2019; Singh et al. 2016). Solche digitalen Simulationen basieren üblicherweise auf experimentell ermittelten Parametern, jedoch auch auf vereinfachten Annahmen (Ammar et al. 2011; Hayashi et al. 2007; Romanyk et al. 2020; Wanjun et al. 2015). Apparative biomechanische Prüfstände sind im Vergleich zu Computermodellen zwar weniger flexibel, erlauben jedoch die Untersuchung der tatsächlichen physikalischen Eigenschaften von Materialien, Proben und Apparaturen, ohne den Einfluss subjektiv bestimmter Parameter. Eine besondere Herausforderung stellt hier die biomechanische Simulation dynamischer Prozesse dar, wie sie während der kieferorthopädischen Behandlung auftreten, da die resultierenden Kraft-Moment-Systeme aufgrund kontinuierlicher Zahnbewegungen ständigen Veränderungen unterliegen (Dotzer et al. 2023; Wu et al. 2021b; Zong et al. 2022). Zur Überwindung dieser Problematik wurden komplexere, computerisierte und robotergestützte biomechanische Prüfstände entwickelt (Badawi et al. 2009; Bourauel et al. 1992; Chen et al. 2007; Chen et al. 2010; Fansa et al.

2009; Fuck und Drescher 2006; Pandis et al. 2009). 1992 wurde das „OMSS – Orthodontic Measurement and Simulation System“ eingeführt, um computergestützte Untersuchungen von Zahnbewegungen in Bezug einwirkenden Kräfte und Drehmomente durchzuführen (Bourauel et al. 1992). 2006 folgte die Einführung des „RMS - Robotic Measurement System“, bei dem ein Roboter im experimentellen Aufbau verwendet wurde, um die initialen Kraftsysteme zu untersuchen, die durch verschiedene Nivellierungsbögen erzeugt werden (Fuck und Drescher 2006). Aufgrund des statischen Versuchsaufbaus war es jedoch nicht möglich, die dynamischen Veränderungen der durch die Bögen erzeugten Kräfte und Drehmomente zu verfolgen.

Im Rahmen dieser Dissertation wurde daher ein neuer biomechanische Versuchsaufbau ROSS (Robot Orthodontic Measurement & Simulation System) des Biomechaniklabors der Poliklinik für Kieferorthopädie am Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität (Leitung: Prof. Wichelhaus und Herrn Dr. Stocker) verwendet. ROSS ist ein fortschrittliches Simulationssystem, dessen Kernkomponente ein Präzisions-Industrieroboter mit sechs Freiheitsgraden bzw. Achsen bildet. Die durch die eingesetzten Mechaniken erzeugten Kräfte- und Drehmomente werden durch einen hochsensiblen Sechskomponentenmesssensor erfasst. Anhand dieser Werte werden durch das angeschlossene Steuerungsprogramm Positionskorrekturen für den Versuchszahn berechnet. Entsprechend der berechneten Spezifikationen wird der Zahn durch den Roboter bewegt, um die auf ihn wirkenden Kräfte- und Drehmomente zyklisch abzubauen. Dieses Prinzip der adaptiven Nachgiebigkeit wird auch als Kraftsteuerung bezeichnet und ist eine effektive Methode, die es dem Roboter ermöglicht, sich während des Versuchs an variierende Kräfte- und Drehmomente anzupassen. Feedback-Parameter, die in das Steuerungsprogramm integriert wurden, bestimmen die Bewegungsempfindlichkeit des Roboters, indem sie den jeweiligen Kraft-/Drehmomentsystemen Bewegungsamplituden zuordnen. Dieser iterative Algorithmus innerhalb des Experiments findet so lange statt, bis eine Abbruchbedingung erfüllt wird, die durch das Erreichen einer bestimmten Position oder den asymptotischen

Verlauf der Kräfte und Drehmomente definiert ist. Der Versuchsaufbau mit den zu untersuchenden Proben ist von einer Temperatorkammer umgeben, um deren temperaturabhängiges Verhalten zu berücksichtigen und eine kliniknahe Versuchsumgebung zu schaffen. ROSS ist dadurch in der Lage die applizierten Kräfte- und Drehmomente über den gesamten Verlauf einer simulierten orthodontischen Zahnbewegung darzustellen bzw. auszuwerten und die dabei angewendeten Mechaniken und deren Wirkung zu analysieren (Dotzer et al. 2023; Sabbagh et al. 2024; Seidel et al. 2023).

Daraus abgeleitet war es das Ziel dieser Dissertation den neuartigen Versuchsaufbau nach der Entwicklung in seiner Funktion bzw. Wirkungsweise zu validieren und darauf aufbauend das Verhalten verschiedener orthodontisch-kieferorthopädischen Mechaniken zu untersuchen.

1.2 Eigenanteil an den Publikationen

1.2.1 Eigenanteil an Publikation 1

Conceptualization; Methodology; Investigation; Data Curation; Software; Formal analysis; Visualization; Writing – original draft; Writing – review & editing:

Die erste Publikation beschreibt die Entwicklung des Versuchsaufbau ROSS im Biomechaniklabor der Poliklinik für Kieferorthopädie (LMU München) und die Durchführung grundlegender Zahnbewegungen im Sinne von Intrusionen, Angulationen und Rotationen mittels verschiedener Nivellierungsbögen. Die mechanischen Komponenten wurden von Frau Prof. Dr. Wichelhaus zur Verfügung gestellt und zusammen mit Herrn Dr. Stocker, Herrn Dr. Mertmann und Herrn Dr. Lipp zu einem neuartigen Versuchsstand mitsamt Steuerungssoftware konfiguriert. Nach eigener umfassender Literaturrecherche wurde der Versuchsaufbau mit Herrn Dr. Sabbagh, Herrn Dr. Lipp und mir gemeinsam für die Durchführung oben genannter Zahnbewegungen adaptiert. Dafür habe ich mit Unterstützung von Frau Prof. Dr. Wichelhaus, Dr. Mertmann und Dr. Stocker ein neues Versuchsmodell entwickelt. Nach externer Fertigung des Modells aus einer hochfesten Titanlegierung habe ich darauf ein Bracketsystem fixiert und es in den Versuchsaufbau integriert. Im Anschluss habe ich die Startpositionen für die jeweiligen Bewegungssimulationen festgelegt und ins Steuerungsprogramm des Roboters inkludiert. Als Versuchszahn für die Intrusions- und Rotationsbewegungen wurde ein von Dr. Lipp aus einer NEM-Legierung gegossener mittlerer oberer Schneidezahn verwendet. Für die Simulation der Angulationen habe ich eigenständig das Modell eines vergleichbaren Inzisiven mittels eines CAD-Programmes (Autodesk Meshmixer Version 3.5; Autodesk Inc., San Rafael, USA) konstruiert und dort direkt eine entsprechend angulierte Kernbohrung integriert. Nach Überführung mittels additivem 3D-Druck-Verfahren wurde der neue Versuchszahn mit dem passenden Bracket beklebt und über einen selbsthergestellten Gewindeadapter in den Versuchsaufbau inkludiert. Die zu messenden Nivellierungsbögen wurden von mir einligiert

und die Versuche selbstständig durchgeführt. Bei den durchgeführten Intrusionsbewegungen wurde ich von Dr. Lipp unterstützt. Die statistische Auswertung mit IBM SPSS Statistics 26 (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) erfolgte mit Hilfe des Leiters des Biomechaniklabors (Poliklinik für Kieferorthopädie) Herrn Dr. Stocker. Die graphische Auswertung erfolgte selbstständig im Programm OriginPro 2022b (OriginLab Corporation, Northampton, USA). Im Anschluss habe ich die Ergebnisse ausgewertet und aufgearbeitet. Ich habe die biomechanischen Kraft- und Drehmomentgrößen in einen klinischen Kontext eingebettet und analysiert, um daraus klinische Empfehlungen abzuleiten. Abschließend habe ich das Manuskript als Erst-Autor verfasst und entsprechende Graphiken und Bilder in Zusammenarbeit mit Frau Günter und Frau Hettmann (beide Poliklinik für Kieferorthopädie) erstellt. Dieses wurde von meinen Co-Autoren ergänzt und gegengeprüft.

1.2.2 Eigenanteil an Publikation 2

Data Curation; Software; Visualization; Writing – review & editing:

Die zweite Publikation beinhaltete die Untersuchung der Kräfte und Drehmomente während simulierten Intrusionsbewegungen eines oberen Schneidezahns durch verschiedene unmodifizierte Nickeltitan-(NiTi)-Bögen sowie NiTi-Bögen mit Intrusionsstufen. Nach eigener umfassender Literaturrecherche wurden die Ergebnisse der im Biomechaniklabor der Poliklinik für Kieferorthopädie (LMU München) durchgeführten Messungen in Zusammenarbeit mit Frau Dr. Seidel, Herrn Dr. Lipp, Herrn Dr. Mertmann, Frau Prof. Dr. Wichelhaus und Dr. Sabbagh ausgewertet und in Bezug auf den klinischen Kontext interpretiert. Die graphische Auswertung der Versuchsdaten habe ich selbstständig mittels dem Programm OriginPro 2022b (OriginLab Corporation, Northampton, USA) durchgeführt. Bei der Verfassung des Manuskripts habe ich als Co-Autor in beratender Funktion mitgewirkt sowie ergänzt und gegengeprüft.

1.2.3 Eigenanteil an Publikation 3

Conceptualization; Methodology; Investigation; Data Curation; Software; Formal analysis; Visualization; Writing – original draft; Writing – review & editing:

Die dritte Publikation umfasst die kraftgesteuert-dynamische biomechanische Simulation einer segmentierten Intrusion eines Unterkieferzahn. Nach umfassender Analyse der vorhandenen Literatur habe ich in Kooperation mit dem Biomechaniklabor der Poliklinik für Kieferorthopädie der LMU München, unter der Leitung von Frau Prof. Dr. Wichelhaus, ein innovatives experimentelles Modell konzipiert und speziell auf die oben genannte Versuchsthematik adaptiert. Für die Herstellung des Versuchszahnes habe ich einen entsprechenden Modellzahn (33) gescannt und dessen Wurzelspitze in Eigenarbeit nach entsprechenden Literaturwerten für durchschnittliche Kronen-Wurzelverhältnisse (Wang et al. 2019) digital modelliert. Im Anschluss habe ich, unterstützt durch Herrn Hötzel, das digitale Zahnmodell mit dem des Kraft-Moment-Sensors überlagert und daraus, basierend auf einer x-y'-z'' – Konvention, die Transformationsparameter zwischen dem Koordinatensystem des Sensors und dem Kraftansatzpunkt bzw. dem Widerstandszentrum des Zahnes berechnet. Die ermittelten Werte habe ich in das Steuerungsprogramm implementiert. Mit Hilfe meiner Betreuerin Frau Prof. Dr. Wichelhaus wurde die finale Studienmethodik festgelegt. Nach externer Fertigung des Modells aus einer hochfesten Titanlegierung habe ich mittels eines selbst angepassten Stahlbogens und Methylcyanacrylat-Klebstoff ein Bracketsystem darauf befestigt. Den Versuchszahn habe ich Anhand der zuvor erstellten digitalen Vorlage 3D-gedruckt und mit einem passenden Bracket beklebt. Anschließend habe ich den Versuchszahn über einen eigengefertigten Gewindeadapter mit dem Sensor verbunden und ihn so in den Versuchsaufbau integriert. Die Verbindung wurde zahnseitig durch flüssige Schraubensicherung zusätzlich gesichert. Vor Beginn der Versuche habe ich die Starposition festgelegt und sie in das Steuerungsprogramm des Roboters implementiert. Die zu messenden Intrusionsfedern hat Herr Dr. Sabbagh anhand eines von mir

angefertigten Übertragungsguides gebogen und angepasst. Entsprechende Intrusionsfedern wurden von mir im Anschluss einligiert bzw. aktiviert und die folgenden Versuche selbstständig durchgeführt. Die statistische Auswertung erfolgte in IBM SPSS Statistics 26 (International Business Machines Corporation, Armonk, USA) mit Unterstützung von Herrn PD Dr. Baumert. Die graphische Aufbereitung der Versuchsergebnisse erfolgte eigenhändig in OriginPro 2022b (OriginLab Corporation, Northampton, USA). Abschließend habe ich das Manuskript als Zweit-Autor mitverfasst und editiert sowie die Ergebnisse aufgearbeitet und interpretiert. Des Weiteren habe ich in Zusammenarbeit mit Herrn Dr. Sabbagh, Frau Günter und Frau Hettmann entsprechende Grafiken und Bilder erstellt.

2. Zusammenfassung

Ziel dieses kumulativen Dissertationsprojektes war die dynamische, dreidimensionale, biomechanische Untersuchung orthodontischer Zahnbewegungen und das Verhalten der dabei eingesetzten Mechaniken, sowie die Auswertung der wirkenden Kräfte und Drehmomente mittels eines neuen kraftgesteuerten Versuchsaufbaus ROSS (Robot Orthodontic Measurement & Simulation System).

Im ersten Teil der Dissertation (Dotzer et al. 2023) erfolgte die Untersuchung biomechanischer Simulationen orthodontischer Intrusions-, Rotations- und Angulationsbewegungen in Abhängigkeit verschiedener Nivellierungsbögen. Für jede Bewegungsart wurden die Kraft- und Drehmomentgrößen von jeweils fünf 0,016"-Nickeltitan-(NiTi)-Rundbögen der Arten Sentalloy Light und Sentalloy Medium miteinander verglichen. Die Bögen wurden mithilfe von aktiv-selbstligierenden 0,022"-MBT-Brackets vermessen. Die Versuchsergebnisse zeigten, dass die Sentalloy Medium Bögen in allen Simulationen größere Kräfte und Drehmomente entwickelten als die Sentalloy Light Bögen. Die gemessenen Kräfte und Drehmomente der simulierten Rotations- und Angulationsbewegungen waren für entsprechende orthodontische Zahnbewegungen geeignet. Es zeigte sich jedoch, dass die initialen Kraft- und Drehmomentgrößen beider Bogensysteme bei den untersuchten Intrusionsbewegungen mit $F_{z(\text{Light})} = 1,442 \text{ N}$ / $M_{x(\text{Light})} = 6,781 \text{ Nmm}$ und $F_{z(\text{Medium})} = 1,637 \text{ N}$ / $M_{x(\text{Medium})} = 9,609 \text{ Nmm}$ deutlich über den dafür empfohlenen Werten lagen. Daraus konnte der Schluss gefolgert werden, dass für die initiale Nivellierung von vertikalen Fehlstellungen reduzierte Bogendurchmesser ($<0,016''$) verwendet werden sollten.

Darauf aufbauend wurde im zweiten Teil der Dissertation (Seidel et al. 2023) der dynamische Verlauf der Kraft- und Drehmomentgrößen während der Intrusion eines extrudierten oberen Schneidezahnes, mit verschiedenen unmodifizierten NiTi-Bögen und NiTi-Bögen

mit Intrusionsstufen analysiert. Getestet wurden jeweils fünf Proben von sechzehn unmodifizierten NiTi-Bögen und sieben NiTi-Bögen mit Intrusionsstufen verschiedener Hersteller (Forestadent, Ormco, Dentsply Sirona) mit den Bogendimensionen 0,012", 0,014" und 0,016". Insgesamt korrelierte eine größere Bogendimension mit höheren intrusiven Kräften F_z (0,012": 0,561–0,690 N; 0,014": 0,996–1,321 N; 0,016": 1,44–2,254 N) und protrudierenden Drehmomenten M_x (0,012": -2,65 bis -3,922 Nmm; 0,014": -4,753 bis -7,384 Nmm; 0,016": -5,556 bis -11,466 Nmm) während der simulierten Intrusionen (Seidel et al. 2023). Jedoch war die „Intrusionseffizienz“ bei kleineren Bogendimensionen größer. Die Modifikation mit Intrusionsstufen führte zu einer Überkompensation der Intrusionsdistanz, sowie zu einem starken Anstieg von F_z und M_x . Um daher das Risiko einer orthodontisch induzierten entzündlichen Wurzelresorption zu verringern, können 0,014" NiTi-Bögen für das initiale Ausrichten der Zähne verwendet werden, solange keine vertikalen Diskrepanzen vorliegen. Für das Nivellieren extrudierter Zähne sollten Intrusionsstufen in den initialen Bogen (0,012" NiTi) eingebogen werden.

Im dritten und letzten Teil der Dissertation (Sabbagh et al. 2024) wurde die kraftgesteuert-dynamische biomechanische Simulation der segmentierten Intrusion eines Unterkieferzahnzahn mittels Cantilever-Intrusion-Springs (CIS) untersucht. Dabei wurden die Wirkungen und Nebenwirkungen verschiedener zusätzlicher Biegungen bzw. Modifikationen der CIS auf die resultierenden Kräfte und Momente während der Eckzahn-Intrusion verglichen. Ziel war es die Modifikation zu bestimmen, welche eine möglichst reine Intrusion mit minimalen Begleitkräften und -drehmomenten ermöglicht, um unerwünschte Zahnbewegungen zu vermeiden. Dafür wurden drei verschiedene CIS-Modifikationen untersucht: unmodifizierte CIS (#1), CIS mit einer 6° Toe-in-Biegung (#2) und CIS mit einer zusätzlichen 20° Twist-Biegung (#3). Vermessen wurden jeweils fünf CIS pro Gruppe, welche manuell aus einem 0,017" × 0,025" β -Titan-Draht gebogen wurden. Die Versuchser-

gebnisse stellten heraus, dass die Ergänzung zusätzlicher Biegungen die bukkale Kippungstendenz des Zahnes von $R_{x(\#1)} = 2,106^\circ$ auf $R_{x(\#3)} = 0,050^\circ$ reduzierte. Passend dazu verringerte sich das orovestibuläre Drehmoment von $M_{x(\#1)} = 4,629$ Nmm nach vestibulär auf $M_{x(\#3)} = 1,202$ Nmm nach oral. Dagegen jedoch änderte sich der orovestibuläre Versatz des Zahnes von $y_{(\#1)} = 0,660$ mm nach bukkal zu $y_{(\#3)} = 1,487$ mm nach oral. Analog dazu änderte sich die Ausrichtung der orovestibulären Kraft von $F_{y(\#1)} = 0,149$ N nach vestibulär zu $F_{y(\#3)} = 0,511$ N nach oral. Zusammenfassend zeigte sich, dass eine reine Intrusion des Eckzahnes unabhängig von den angewandten Modifikationen nicht erreicht wurde. Die Ergänzung kompensatorischer Biegungen reduzierte bzw. eliminierte die vestibuläre Kippungstendenz des Zahnes, jedoch wurden dabei andere kollaterale Kräfte und Drehmomente erzeugt. Dennoch kann Modifikation (#2) basierend auf den biomechanischen Erkenntnissen dieser Studie für die klinische Anwendung empfohlen werden.

3. Abstract (English)

The aim of this cumulative dissertation project was the dynamic, three-dimensional, and biomechanical investigation of orthodontic tooth movements and the behaviour of the applied mechanics, as well as the analysis of the acting forces and moments, using the novel force-controlled experimental setup ROSS (Robot Orthodontic Measurement & Simulation System).

In the first part of the dissertation (Dotzer et al. 2023), the biomechanical simulations of orthodontic intrusion, rotation, and angulation movements were investigated in dependence on different levelling archwires. For each type of movement, the forces and moments of five 0.016" nickel-titanium (NiTi) round archwires of the types Sentalloy Light and Sentalloy Medium were compared. The archwires were measured using active self-ligating 0.022" MBT brackets. The experimental results showed that the Sentalloy Medium archwires developed greater forces and moments in all simulations compared to the Sentalloy Light archwires. The measured forces and moments of the simulated rotation and angulation movements were suitable for corresponding orthodontic tooth movements. However, the initial forces and moments of both archwire systems for the investigated intrusion movements, with $F_{z(\text{Light})} = 1.442 \text{ N}$ / $M_{x(\text{Light})} = 6.781 \text{ Nmm}$ and $F_{z(\text{Medium})} = 1.637 \text{ N}$ / $M_{x(\text{Medium})} = 9.609 \text{ Nmm}$, were significantly above the recommended values. It was concluded that reduced archwire dimensions ($<0.016''$) should be used for the initial levelling of vertical malocclusions.

Building on this, the second part of the dissertation (Seidel et al. 2023) analysed the dynamic progression of forces and moments during the intrusion of an extruded upper incisor, using various unmodified NiTi archwires and NiTi archwires with intrusion steps. Five

samples each of sixteen unmodified NiTi archwires and seven NiTi archwires with intrusion steps from different manufacturers (Forestadent,Ormco, Dentsply Sirona) with wire dimensions of 0.012"/0.014"/0.016" were tested. Overall, a larger archwire dimension correlated with higher intrusive forces F_z (0.012": 0.561–0.690 N; 0.014": 0.996–1.321 N; 0.016": 1.44–2.254 N) and protruding moments M_x (0.012": -2.65 to -3.922 Nmm; 0.014": -4.753 to -7.384 Nmm; 0.016": -5.556 to -11.466 Nmm) during the simulated intrusions (Seidel et al. 2023). However, the "intrusion efficiency" was greater for smaller archwire dimensions. The modification with intrusion steps led to an overcompensation of the intrusion distance, as well as a significant increase in F_z and M_x . Therefore, to reduce the risk of orthodontically induced inflammatory root resorption, 0.014" NiTi archwires can be used for the initial alignment of teeth, if no vertical discrepancies are present. For levelling extruded teeth, intrusion steps should be bent into the initial archwire (0.012" NiTi).

In the third and final part of the dissertation (Sabbagh et al. 2024), the force-controlled dynamic biomechanical simulation of the segmented intrusion of a mandibular canine using cantilever intrusion springs (CIS) was discussed. The effects and side effects of various additional bends or modifications of the CIS on the resulting forces and moments during canine intrusion were investigated. The goal was to determine the modification that allows for the purest possible intrusion with minimal collateral forces and moments, to avoid undesirable tooth movements. Three different CIS modifications were examined: unmodified CIS (#1), CIS with a 6° toe-in bend (#2), and CIS with an additional 20° twist bend (#3). Five CIS samples per group were manually bent from a 0.017" × 0.025" β -titanium wire. The experimental results showed that adding additional bends reduced the buccal tipping tendency of the tooth from $R_{x(\#1)} = 2.106^\circ$ to $R_{x(\#3)} = 0.050^\circ$. Correspondingly, the orovestibular moment decreased from $M_{x(\#1)} = 4.629$ Nmm vestibularly to $M_{x(\#3)} = 1.202$ Nmm orally. However, the orovestibular displacement of the tooth changed from $y_{(\#1)} = 0.660$ mm buccally to $y_{(\#3)} = 1.487$ mm orally. Similarly, the direction of the orovestibular

force changed from $F_{y(\#1)} = 0.149$ N vestibularly to $F_{y(\#3)} = 0.511$ N orally. In summary, a pure intrusion of the canine was not achieved regardless of the modifications applied. The addition of compensatory bends reduced or eliminated the vestibular tipping tendency of the tooth, but other collateral forces and moments were generated. Nonetheless, modification (#2) can be recommended for clinical application based on the biomechanical findings of this study.

4. Veröffentlichung I

Dotzer B, Stocker T, Wichelhaus A, Rankovic MJ & Sabbagh H.

Biomechanical simulation of forces and moments of initial orthodontic tooth movement in dependence on the used archwire system by ROSS (Robot Orthodontic Measurement & Simulation System).

Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2023; 144: 105960.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105960>

5. Veröffentlichung II

Seidel CL, Lipp J, Dotzer B, Rankovic MJ, Mertmann M, Wichelhaus A & Sabbagh H.

Investigation of Forces and Moments during Orthodontic Tooth Intrusion Using Robot
Orthodontic Measurement and Simulation System (ROSS).

Bioengineering 2023; 10(12):1356.

DOI: <https://doi.org/10.3390/bioengineering10121356>

6. Veröffentlichung III

Sabbagh H, Dotzer B, Baumert U, Hötzel L, Seidel CL & Wichelhaus A.

Biomechanical simulation of segmented intrusion of a mandibular canine using Robot Orthodontic Measurement & Simulation System (ROSS).

Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2024; 160:106720.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106720>

7. Ausblick

Apparative, biomechanische Simulationssysteme bzw. Versuchsaufbauten ermöglichen die detaillierte Untersuchung von Proben, die in gleicher Weise auch in der klinischen Praxis verwendet werden. Die Ergebnisse solcher Studien liefern wertvolle Hinweise für die klinische Anwendung und die Anpassung bzw. Optimierung von Behandlungsstrategien und -mechaniken. Sie können zudem zur Entwicklung und Validierung anderer Untersuchungsmethoden, wie etwa der Finite-Elemente-Methode (FEM), beitragen.

Der im Rahmen der Dissertation verwendete Versuchsstand ROSS erlaubt die dynamische dreidimensionale Untersuchung verschiedener herausnehmbarer und festsitzender kieferorthopädischer Apparaturen. Besonders hervorzuheben ist dabei der kraftgesteuerte Messalgorithmus, der eine Analyse unabhängig von subjektiv oder manuell bestimmten Messpunkten ermöglicht und durch einprogrammierte Feedbackparameter nah an der Realität klinischer Abläufe ist.

Zukünftige Forschungen könnten nicht nur zusätzliche biomechanische Untersuchungen zu klinischen Behandlungsszenarien umfassen, sondern auch verschiedene Ansätze wie FEM-Simulationen integrieren. Dies würde die Genauigkeit der Analysen weiter verbessern und ein tieferes Verständnis der komplexen Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Behandlungskomponenten und dem biologischen Gewebe bzw. dem PDL ermöglichen. Darüber hinaus könnten durch die Integration von KI-basierten Systemen und maschinellem Lernen Vorhersagemodelle entwickelt werden, die die Wirksamkeit verschiedener Behandlungsoptionen bewerten und die Entscheidungsfindung in der klinischen Praxis unterstützen. Diese Progression eröffnet vielversprechende Perspektiven für die Steigerung der Qualität und Effizienz kieferorthopädischer Behandlungen und die Entwicklung innovativer Therapien.

8. Literaturverzeichnis

- Adel S, Zaher A, El Harouni N, Venugopal A, Premjani P, Vaid N (2021). Robotic applications in orthodontics: Changing the face of contemporary clinical care. *BioMed research international*; 2021:1-16.
- Ahuja S, Gupta S, Bhambri E, Ahuja V, Jaura BS (2018). Comparison of conventional methods of simultaneous intrusion and retraction of maxillary anterior: a finite element analysis. *J Orthod*; 45(4):243-249.
- Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM (2011). Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; 139(1):e59-e71.
- 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.
- Cervino G, Fiorillo L, Arzukanian AV, Spagnuolo G, Campagna P, Ciccio M (2020). Application of bioengineering devices for stress evaluation in dentistry: the last 10 years FEM parametric analysis of outcomes and current trends. *Minerva Stomatol*; 69(1):55-62.
- Chen J, Bulucea I, Katona TR, Ofner S (2007). Complete orthodontic load systems on teeth in a continuous full archwire: the role of triangular loop position. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 132(2):143 e1-8.
- Chen J, Isikbay SC, Brizendine EJ (2010). Quantification of three-dimensional orthodontic force systems of T-loop archwires. *Angle Orthod*; 80(4):566-70.
- Ciccio M (2020). Bioengineering Methods of Analysis and Medical Devices: A Current Trends and State of the Art. *Materials (Basel)*; 13(3).
- de Brito GM, Brito HHA, Marra GGM, Freitas LRP, Hargreaves BO, Magalhaes PAA, Jr., Oliveira DD (2019). Pure Mandibular Incisor Intrusion: A Finite Element Study to Evaluate the Segmented Arch Technique. *Materials (Basel)*; 12(17).
- Dotzer B, Stocker T, Wichelhaus A, Janjic Rankovic M, Sabbagh H (2023). Biomechanical simulation of forces and moments of initial orthodontic tooth movement in dependence on the used archwire system by ROSS (Robot Orthodontic Measurement & Simulation System). *J Mech Behav Biomed Mater*; 144:105960.
- Fansa M, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C (2009). The leveling effectiveness of self-ligating and conventional brackets for complex tooth malalignments. *J Orofac Orthop*; 70(4):285-96.
- Feller L, Khammissa R, Schechter I, Thomadakis G, Fourie J, Lemmer J (2015). Biological events in periodontal ligament and alveolar bone associated with application of orthodontic forces. *The Scientific World Journal*; 2015.
- Fleming PS (2021). Orthodontic treatment planning: can we plan for stability? *Br Dent J*; 230(11):717-721.
- Friedrich D, Rosarius N, Rau G, Diedrich P (1999). Measuring system for in vivo recording of force systems in orthodontic treatment—concept and analysis of accuracy. *J Biomech*; 32(1):81-85.
- Fuck LM, Drescher D (2006). Force systems in the initial phase of orthodontic treatment -- a comparison of different leveling arch wires. *J Orofac Orthop*; 67(1):6-18.
- Haouili N, Kravitz ND, Vaid NR, Ferguson DJ, Makki L (2020). Has Invisalign improved? A prospective follow-up study on the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 158(3):420-425.
- Hayashi K, Uechi J, Lee SP, Mizoguchi I (2007). Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement based on XYZ and finite helical axis systems. *Eur J Orthod*; 29(6):589-95.
- Kalina E, Grzebyta A, Zadurska M (2022). Bone remodeling during orthodontic movement of lower incisors—Narrative review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*; 19(22):15002.
- Kaya S, Çifter M, Çekici A, Olgaç V, İşsever H, Işık G (2020). Effects of orthodontic force magnitude on cell apoptosis and RANKL-induced osteoclastogenesis. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopaedie*; 81(2):100-112.
- Krishnan V, Davidovitch Z (2015). Biological mechanisms of tooth movement. *Wiley Online Library*.
- Li Y, Jacox LA, Little SH, Ko C-C (2018). Orthodontic tooth movement: The biology and clinical implications. *The Kaohsiung journal of medical sciences*; 34(4):207-214.
- Li Y, Zhan Q, Bao M, Yi J, Li Y (2021). Biomechanical and biological responses of periodontium in orthodontic tooth movement: up-date in a new decade. *International journal of oral science*; 13(1):20.
- Maltha JC, Krishnan V, Kuijpers-Jagtman AM (2021). Cellular and molecular biology of orthodontic tooth movement. *Biological Mechanisms of Tooth Movement*:33-48.
- Mascarenhas R, Parveen S, Shenoy B S, Kumar GSS, Ramaiah VV (2018). Infinite applications of finite element method. *Journal of Indian Orthodontic Society*; 52(4_suppl2):142-150.
- Pandis N, Eliades T, Bourauel C (2009). Comparative assessment of forces generated during simulated alignment with self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod*; 31(6):590-5.
- 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):314-320.

- Provatidis C (2020). Bone remodelling in orthodontics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2.]: CRC Press; S. 655-661.
- Rajgopal N (2022). Finite Element Analysis in Orthodontics. *Current Trends in Orthodontics*:79.
- Reitan K (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod*; 43(1):32-45.
- Reitan K (1960). Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod*; 46(12):881-900.
- Ren Y, Maltha JC, Van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM (2004). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*; 125(1):71-77.
- Romanyk DL, Vafaeian B, Addison O, Adeeb S (2020). The use of finite element analysis in dentistry and orthodontics: Critical points for model development and interpreting results. *Semin Orthod*, Elsevier.
- Sabbagh H, Dotzer B, Baumert U, Hötzel L, Seidel CL, Wichelhaus A (2024). Biomechanical simulation of segmented intrusion of a mandibular canine using Robot Orthodontic Measurement & Simulation System (ROSS). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*:106720.
- Sander FG, Ehrenfeld M, Schwenzer N (2011). *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Kieferorthopädie* Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG
- Seidel CL, Lipp J, Dotzer B, Janjic Rankovic M, Mertmann M, Wichelhaus A, Sabbagh H (2023). Investigation of Forces and Moments during Orthodontic Tooth Intrusion Using Robot Orthodontic Measurement and Simulation System (ROSS). *Bioengineering*; 10(12):1356.
- Sifakakis I, Eliades T (2017). Laboratory evaluation of orthodontic biomechanics: The clinical applications revisited. *Semin Orthod*, Elsevier.
- 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.
- von Böhl M, Kuijpers-Jagtman AM (2009). Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions. *The European Journal of Orthodontics*; 31(1):30-36.
- Wang J, Rouso 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.
- Wanjun Z, Jinyuan L, Yongping M, Linqing G (2015). The development of orthodontics in the three dimensional finite element method. *Journal of Hebei Medical College for Continuing Education*; 32(3):75.
- Wichelhaus A, Sander F (1995). Biomechanische Prüfung des neuen Torque-Segment-Bogens (TSB). *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*; 56(4):224-235.
- Wu J, Liu Y, Li B, Wang D, Dong X, Sun Q, Chen G (2021a). Numerical simulation of optimal range of rotational moment for the mandibular lateral incisor, canine and first premolar based on biomechanical responses of periodontal ligaments: A case study. *Clin Oral Investig*; 25:1569-1577.
- Wu J, Liu Y, Wang D, Huang S, Zhang J, Chen J, Dong X (2021b). Dynamic measurement of orthodontic force using a tooth movement simulation system based on a wax model. *Technol Health Care*; 29(3):457-466.
- Zhang X, Li M-Q, Guo J, Yang H-W, Yu J, Li G-J (2022). An analysis of the optimal intrusion force of the maxillary central incisor with root horizontal resorption using the finite element method and curve fitting. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*; 25(13):1471-1486.
- Zong C, Van Dessel J, Vande Velde G, Willems G, Cadenas de Llano-Pérula M (2022). Dynamic changes in tooth displacement and bone morphometry induced by orthodontic force. *Scientific Reports*; 12(1):13672.

9. Danksagung

Zunächst möchte ich Frau Prof. Dr. Andrea Wichelhaus meinen tiefsten Dank aussprechen, deren kontinuierliche Unterstützung, fachliche Expertise und geduldige Anleitung den Grundstein für dieses Projekt gelegt haben. Ihre inspirierende Führung, ihr unermüdlicher Einsatz und die Bereitstellung der benötigten Geräte und Räumlichkeiten haben maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Ebenso möchte ich Herrn Privatdozent Dr. Hisham Sabbagh meinen herzlichen Dank aussprechen. Seine wertvollen Ratschläge und seine fundierten Kenntnisse haben mich während des gesamten Forschungsprozesses begleitet und unterstützt. Ohne seine hilfreichen Einblicke und konstruktiven Kritiken wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Ein weiterer Dank gilt Herrn Dr. Thomas Stocker für seine technische Unterstützung und Engagement, die entscheidend für die Umsetzung der experimentellen Arbeiten waren.

Mein Dank richtet sich auch an Herrn Dr. Matthias Mertmann, dessen fachliche Beratung und Unterstützung in spezifischen Fragen der Biomechanik mir sehr geholfen haben.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Privatdozent Dr. Uwe Baumert für seine Unterstützung bei den statistischen Analysen und Herrn Linus Hötzel für seine wertvollen technischen Mithilfen bei diesem Projekt.

Ich möchte ebenfalls Frau Dr. Corinna Seidel danken, deren kritische Anmerkungen und konstruktives Feedback zur Verbesserung der Arbeit beigetragen haben.

Ebenso sei dem gesamten Team der Poliklinik für Kieferorthopädie für die tolle Zusammenarbeit gedankt, insbesondere Frau Anja Günter und Frau Jacqueline Hettmann, für ihre Hilfe und Unterstützung bei der Erstellung von Grafiken und Abbildungen.

Nicht zuletzt gilt mein tiefster Dank meiner Familie, insbesondere meinen Eltern und meinem Bruder, deren bedingungslose Liebe und Unterstützung mir die Kraft gegeben haben, dieses Projekt zu vollenden. Ihre Ermutigung und ihr Vertrauen haben mich stets angetrieben und motiviert.