

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

**Simulation von Kräften und Momenten der initialen Zahnbewegung bei  
Intrusionsbewegungen in Abhängigkeit der eingesetzten Bogensysteme mit-  
tels ROSS (Robot Orthodontic Measurement & Simulation System)**

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

vorgelegt von  
Julian Lipp  
aus  
Ravensburg

2022

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

Berichterstatterin:	Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Bogna Stawarczyk Prof. Dr. Nicoleta Ilie
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	
Dekan:	Prof. Dr. med. Thomas Gudermann
Tag der mündlichen Prüfung:	17.10.2022

## Inhaltsverzeichnis

<b>INHALTSVERZEICHNIS</b> .....	<b>1</b>
<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS</b> .....	<b>3</b>
<b>TABELLENVERZEICHNIS</b> .....	<b>9</b>
<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</b> .....	<b>12</b>
<b>1. EINLEITUNG UND LITERATURÜBERSICHT</b> .....	<b>14</b>
1.1 BIOLOGIE UND MECHANIK ORTHODONTISCHER ZAHNBEWEGUNGEN .....	17
1.1.1 Parodontium und orthodontische Belastung.....	17
1.1.2 Phasen der orthodontischen Zahnbewegung .....	18
1.1.3 Gewebereaktion des PDL – theoretische Konzeptionen.....	20
1.2 ORTHODONTISCHE KRÄFTE .....	21
1.2.1 Nebenwirkungen orthodontischer Zahnbewegungen.....	23
1.3 DIMENSION ORTHODONTISCHER ZAHNBEWEGUNGEN.....	26
1.3.1 Körperliche Zahnbewegungen.....	27
1.3.2 kippende Zahnbewegungen .....	29
<b>2. PROBLEMSTELLUNG UND ZIELSETZUNG</b> .....	<b>31</b>
<b>3. MATERIAL UND METHODIK</b> .....	<b>32</b>
3.1 VERSUCHSSTAND UND AUFBAU.....	32
3.2 VERSUCHSABLAUF UND VERMESSUNGSMETHODIK .....	35
3.3 ENTWICKLUNG DES VERSUCHSSTANDS.....	37
3.3.1 Hardware .....	37
3.3.2 Software .....	39
3.3.3 Dreidimensionale geometrische Gegebenheiten .....	40
3.3.4 Proof of Principle .....	44
3.4 MODELL.....	45
3.5 BRACKETS UND BÖGEN .....	46
3.6 ROBOTER.....	48
3.7 STUFENBIEGUNG .....	49
3.8 STATISTIK .....	49
<b>4. ERGEBNISSE</b> .....	<b>51</b>
4.1 ERGEBNISSE DER INTRUSION OHNE STUFENBIEGUNG DESSELBEN HERSTELLERS .....	53

---

4.1.1 Forestadent Biostarter Bögen .....	54
4.1.2 Dentsply Sirona Copperloy Bögen .....	61
4.1.3 Dentsply Sirona Sentalloy Bögen.....	61
4.1.4 Ormco AlignXF Bögen .....	62
4.2 ERGEBNISSE DER INTRUSION OHNE STUFENBIEGUNG UNTERSCHIEDLICHER HERSTELLER .....	62
4.2.1 Bögen der Dimension 0.012“ Inch.....	63
4.2.2 Bögen der Dimension 0.014“ Inch.....	66
4.2.3 Bögen der Dimension 0.016“ Inch.....	71
4.3 ERGEBNISSE DER INTRUSION MIT STUFENBIEGUNG DESSELBEN HERSTELLERS .....	77
<b>5. DISKUSSION.....</b>	<b>81</b>
5.1 METHODENKRITIK .....	81
5.2 ERGEBNISDISKUSSION .....	83
5.3 AUSBLICK .....	90
<b>6. ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>91</b>
<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>93</b>
<b>DANKSAGUNG.....</b>	<b>99</b>
<b>AFFIDAVIT .....</b>	<b>100</b>
<b>LEBENSLAUF.....</b>	<b>FEHLER! TEXTMARKE NICHT DEFINIERT.</b>

## Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Phasen der orthodontischen Zahnbewegung (modifiziert nach (Wichelhaus 2013) ©Thieme). In der initialen Phase werden die Zähne durch das PDL gedämpft und nur marginal ausgelenkt. Es folgt die Hyalinisationsphase, in der die Zahnbewegung unterbrochen ist. Durch direkte Resorption können die Zähne schließlich in der letzten Phase auch körperlich bewegt werden..... 20
- Abbildung 2: Durchschnittliche Kraftgrößen (in Zentnewton cN) in Abhängigkeit von der Wurzeloberfläche am Beispiel einiger ausgewählter Zähne (modifiziert nach (Wichelhaus 2013) ©Thieme). Betrachtet werden körperliche und kippende Zahnbewegungen in Abhängigkeit des Alters des Patienten. Nach (Lee 1965; Reitan 1957; Reitan 1960; Ricketts und Heideborn 1988; Sander et al. 2011) 23
- Abbildung 3: Lokalisation möglicher Wurzelresorptionen (modifiziert nach (Wichelhaus 2013) ©Thieme). Seitlich, laterale Resorption (1) und apikale Resorption (2). Punktuell laterale Resorptionen lassen sich regenerieren, während apikale Wurzelspitzenresorptionen irreversibel sind (Wichelhaus 2013). Rötlich dargestellt die im Zentrum des Zahnes verlaufende Zahnpulpa. .... 24
- Abbildung 4: Finite-Elemente-Simulation mit farblich dargestellter körperlicher (linkes Bild) und kippender (rechtes Bild) Zahnbewegung (modifiziert nach (Wichelhaus 2013) ©Thieme). Die farbliche Auslenkung skizziert die simulierte Bewegung, die Farben repräsentieren anliegende Spannungen (z.B. grüne Bereiche = geringe Spannung etc.). Beispielhaft dargestellt sind Widerstandszentrum (WZ) und Rotationszentrum (RZ). Liegt das RZ nahe dem WZ, resultiert eine kippende Bewegung. Je weiter es sich räumlich davon entfernt ( $RZ \rightarrow \infty$ ), desto mehr geht die Bewegung in eine Translation über. .... 27
- Abbildung 5: Beispiel für die klinische Umsetzung einer sagittal körperlichen Zahnbewegung (Wichelhaus 2013 ©Thieme). In der Ausgangssituation wird das Bracket anguliert am Zahn angebracht (linkes Bild). Bei Kraftapplikation (mittleres Bild) kommt es durch ein Spiel zwischen Bogen und Bracketslot zur Kronenkipfung, bis die Friktion eine weitere Kippung verhindert. Im Abschluss erfolgt die Aufrichtung der Wurzel (rechtes Bild), in Summe resultiert eine körperliche Zahnbewegung. Dabei wird das gezeichnete Moment  $M$  in der mittleren Abbildung durch ein Gegenmoment, welches aus der

- Bracketangulation resultiert, kompensiert. Es verbleibt somit eine Kraft  $F$ , die die körperliche Bewegung des Zahns ermöglicht (Wichelhaus 2013). ..... 28
- Abbildung 6: Bewegungen eines Zahnes mit dargestelltem Rotationszentrum (RZ) und Widerstandszentrum (WZ) (modifiziert nach (Harzer 2011) ©Thieme). Die räumliche Beziehung von WZ und RZ zueinander hat Einfluss auf die Bewegung. Für die unkontrollierte Kippung (1.) liegen RZ und WZ deckungsgleich oder nahe beieinander, bei der kontrollierten Kippung (2.) liegt das RZ am Apex. Für eine körperliche Zahnbewegung (3.) geht die Entfernung des RZ gegen unendlich ( $RZ \rightarrow \infty$ ). Im Falle eines Wurzeltorque (4.) befindet sich RZ inzisal..... 30
- Abbildung 7: Versuchsstand: abgebildet ist der KUKA KR 5-sixx R650 Industrieroboter (KUKA Roboter GmbH, Deutschland) und das Modell als KAVO Typodont (Kavo Dental GmbH, Deutschland) in der Thermokammer. Der Aufbau ist fest mit einer Ankerplatte verschraubt. Nicht dargestellt sind Sensor, Flansch und Zahn, Computer und die zu untersuchenden Bögen. .... 33
- Abbildung 8: Ablaufschema des Versuchsaufbaus ausgewählter Komponenten. Die vom Sensor gemessenen Daten wurden im Verstärker und analog/digital Wandler weiterverarbeitet und dem Computer (PC) zugeleitet. Im Computer wurden die Daten ausgewertet und die Steuerungssoftware sendet mittels programmierter Kraftsteuerung den nächsten Bewegungsbefehl an den Roboter. Der Roboter verfuhr den Zahn entsprechend des Bewegungsbefehls. Die Signalkette fand bis zur Abbruchbedingung fortlaufend statt. .... 34
- Abbildung 9: Extrudierte Zahnfehlstellung (linkes Bild) und intrudierte Situation (rechtes Bild) nach aktivierter Kraftsteuerung am Beispiel eines Sentalloy .012 Nickel-Titan Bogens (Dentsply Sirona, USA) mit Stufenbiegung..... 35
- Abbildung 10: Flowchart eines Simulationsprozesses. Gemessen werden die Kräfte ( $F$ ) und Drehmomente ( $M$ ) im geschlossenen Regelkreis. Die Signalkette läuft solange die Abbruchbedingung nicht erfüllt ist oder ein manueller Eingriff diese unterbricht. .... 37
- Abbildung 11: Bildhafte Darstellung der entwickelten Schablone für die Umsetzung der Stufenbiegungen. Der zu untersuchende Bogen wird zwischen den Pins eingelegt (linkes Bild), die Schablonenteile werden anschließend verschraubt (nicht dargestellt). Im Ansatz erkennbar ist der Temperaturfühler (weißer Pfeil

- im linken Bild). Im rechten Bild dargestellt die CAD Zeichnung für das Herstellen der Schablone. .... 39
- Abbildung 12: Werkzeug („Tool“) und Basis („Base“) Koordinatensysteme des Versuchsaufbaus. Das bewegliche Tool und das starre Base Koordinatensystem mussten in korrekten Bezug zueinander gebracht werden..... 40
- Abbildung 13: Gescannte und in MeshLab importierte Datenstände. Darstellung des Zahnes 11 (A), Scan des Versuchsaufbaus von Roboterflansch, Sensor und Zahnaufbau (B) sowie CAD Datensatz des Roboterflansches (C). Überlagerung und Rekonstruktion der virtuellen Einzeldatensätze (Roboterflansch, Sensor und Zahnaufbau) in MeshLab (D) für die vollständige dreidimensionale Darstellung. .... 42
- Abbildung 14: Anteiliger Versuchsaufbau (Roboterflansch, Sensor und Zahnaufbau) in Autodesk Inventor mit Darstellung ausgewählter Ebenen im Bracket Koordinatensystem. Innerhalb des CAD Programms konnten die beiden Achsen (grün) des Brackets sowie des Zahnes ermittelt werden. Daraus ließ sich die Verkippung gegen die Achse des Sensors ableiten. .... 43
- Abbildung 15: Hysteresekurve am Beispiel der Biegung eines Biostarter .012 Bogens. Der Bogen wurde 3 mm axial in z-Richtung ausgelenkt (obere Belastungskurve). Die Auslenkung (Weg/mm) wurde gegen die Kraft in z-Richtung (Fz/N) dargestellt. Die aktivierte Kraftsteuerung verfuhr das Versuchsobjekt anschließend zurück (untere Rücklaufkurve). Es ergab sich ein für Nickel-Titan-Werkstoffe typischer Kraft-Weg-Verlauf mit der typischen Hysterese.. 45
- Abbildung 16: In Gips überführtes Modell des Kavo Typodonten (Kavo Dental GmbH, Deutschland) mit beklebten Brackets und eingespanntem Bogen. Der zu untersuchende Frontzahn 11 ist in NEM überführt und am Sensor fixiert. .... 45
- Abbildung 17: Arbeitsbereich des KUKA Roboters (KUKA Roboter GmbH, Deutschland, KUKA 2010). .... 48
- Abbildung 18: KUKA Roboterachsen (KUKA Roboter GmbH, Deutschland, KUKA 2010). 49
- Abbildung 19: Streudiagramm für alle untersuchten Bögen ohne Stufenbiegungen für die Kriterien Drahtdurchmesser [Inch], initiale Intrusionskräfte in z-Richtung Fz [N] und realisierte Intrusionsstrecke in z-Richtung Dz [mm]. Je höher die Dimension der untersuchten Bögen, desto größer die initial intrudierenden Kräfte und deren Streuung. Ein ähnliches Bild zeichnet sich für die Relation

von Bogendimension mit realisierter Intrusionsstrecke ab mit jedoch vereinzeltten Abweichungen.....	52
Abbildung 20: Streudiagramm für alle untersuchten Bögen ohne Stufenbiegungen für die Kriterien Drahtdurchmesser [Inch], initiale Protrusionsdrehmomente $M_x$ [Nmm] und realisierte Intrusionsstrecke in z-Richtung $D_z$ [mm]. Je höher die Dimension der untersuchten Bögen, desto größer die initialen Drehmomente und deren Streuung. Ein ähnliches Bild zeichnet sich für die Relation von Bogendimension mit realisierter Intrusionsstrecke ab, mit jedoch vereinzeltten Abweichungen. ....	53
Abbildung 21: Initiale Intrusionskräfte $F_z$ [N] in Relation zur Intrusionsstrecke $z$ [mm] für die fünf Versuchsdurchläufe der Biostarter 0.012“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis 3 N gewählt.....	55
Abbildung 22: Initiale Protrusionsdrehmomente $M_x$ [Nmm] in Relation zur Intrusionsstrecke $z$ [mm] für die fünf Testdurchläufe der Biostarter 0.012“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen auch gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis 16 Nmm gewählt.....	56
Abbildung 23: Initiale Intrusionskräfte $F_z$ [N] in Relation zur Intrusionsstrecke $z$ [mm] für die fünf Versuchsdurchläufe der Biostarter 0.014“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen auch gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis drei Newton gewählt.....	57
Abbildung 24: Initiale Protrusionsdrehmomente $M_x$ [Nmm] in Relation zur Intrusionsstrecke $z$ [mm] für die fünf Testdurchläufe der Biostarter 0.014“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend	



- verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen auch gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis 16 Nmm gewählt..... 58
- Abbildung 25: Initiale Intrusionskräfte  $F_z$  [N] in Relation zur Intrusionsstrecke  $z$  [mm] für die fünf Versuchsdurchläufe der Biostarter 0.016“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen auch gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis 3 N gewählt. .... 59
- Abbildung 26: Initiale Protrusionsdrehmomente  $M_x$  [Nmm] in Relation zur Intrusionsstrecke  $z$  [mm] für die fünf Testdurchläufe der Biostarter 0.016“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen auch gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis 16 Nmm gewählt..... 60
- Abbildung 27: Steigungen der Intrusionskräfte für alle 0.012“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab keine signifikanten Differenzen. .... 64
- Abbildung 28: Steigungen der Protrusionsdrehmomente für alle 0.012“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab signifikante Differenzen für den Herstellervergleich Biostarter 0.012“ mit AlignXF 0.012“..... 66
- Abbildung 29: Steigungen der Intrusionskräfte für alle 0.014“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab keine signifikanten Differenzen. .... 69
- Abbildung 30: Steigungen der Protrusionsdrehmomente für alle 0.014“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt

- sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab signifikante Differenzen für den Herstellervergleich AlignXF 0.014“ mit Biostarter 0.014“ und AlignXF 0.014“ mit Copperloy 0.014“ ..... 70
- Abbildung 31: Steigungen der Kräfte für alle 0.016“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab signifikante Differenzen für Sentalloy heavy 0.016“ mit Biostarter 0.016“ sowie AlignXF 0.016“ mit Biostarter 0.016“ ..... 74
- Abbildung 32: Steigungen der Protrusionsdrehmomente für alle 0.016“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab signifikante Differenzen für den Herstellervergleich Biostarter 0.016“ mit AlignXF 0.016“, Copperloy 0.016“ mit AlignXF 0.016“ sowie Sentalloy light 0.016“ mit AlignXF 0.016“ ..... 76
- Abbildung 33: Konzept zum Bau einer Vorrichtung für die reproduzierbare Herstellung von Probengeometrien aus NiTi Drähten, die in ihrer Komplexität auch deutlich höher sein könnten, als die untersuchten Stufenbiegungen. .... 82
- Abbildung 34: Beispielhafte schematische Darstellung des Missverhältnisses von Bogendimension und Slotgröße des Brackets in 45° protrudierter Zahnstellung (linkes Bild) und neutraler Stellung (rechtes Bild). Die Diskrepanz bedingt ein Spiel des Bogens im Slot, da die Bögen nicht bündig anliegen. Für einen 0.012 Inch Bogen im 0.022 Inch Bracket ergibt sich damit für die protrudierte Situation beispielsweise ein theoretisches Spiel von bis zu 0,359 mm, wobei Ligaturen den theoretischen Spielraum begrenzen können. In neutraler Zahnstellung ergäbe dieselbe Bracket- Bogenkombination ein theoretisches Spiel von bis zu 0,254 mm..... 85
- Abbildung 35: Intrudierte Zahnstellung nach aktivierter Kraftsteuerung am Beispiel eines Biostarter .012“ Bogens ohne Stufenbiegung (Forestadent, Deutschland). Erkennbar ist die Diskrepanz der Schneidekanten der Inzisivi 11 und 21. Der Zahn 11 steht leicht extrudiert, der Bogen konnte trotz aktivierter Kraftsteuerung den Zahn nicht vollständig in die physiologische Ausgangsposition intrudieren. .... 86

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Ausgewählte historische Untersuchungen eingesetzter Kräfte in der orthodontischen Behandlung (modifiziert nach (Wichelhaus 2013) ©Thieme) nach (Gonzales et al. 2008; Reitan 1957; Reitan 1960; Von Bohl et al. 2004a; Von Bohl et al. 2004b). Zu differenzieren ist stets die Art der intendierten Bewegung. Für die spezifische Bewegung einer Intrusion bspw. können Kräfte unter den angegebenen Werten (0,1 - 0,3 N) empfohlen werden (Wichelhaus 2013). .....	22
Tabelle 2: Torque, Angulation, In/Out Werte und Rotation der Forestadent BioQuick Brackets (Forestadent, Deutschland.....)	47
Tabelle 3: Vereinfachte Darstellung der eingesetzten Bögen. Für jedes „x“ wurden jeweils fünf neue Drähte in voneinander unabhängigen Messzyklen untersucht. Für Bögen mit x / SB wurden zusätzlich Stufenbiegungen untersucht in ebenfalls fünf voneinander unabhängigen Messungen. Die ausreichende quantitative Testung konnte mittels Poweranalyse bestätigt werden. Als Bracketsystem wurden BioQuick SL-Brackets (Forestadent) eingesetzt, McLaughlin/Bennett/Trevesi-System, 22er Technik.....	48
Tabelle 4: Mittelwerte der initiale Intrusionskräfte Fz [N], der initiale Protrusionsdrehmomente Mx [Nmm], jeweilige Standardabweichungen (SD) und realisierte Intrusionsstrecken z [mm] der Biostarter Bögen von Forestadent.....	54
Tabelle 5: Initiale Intrusionskräfte Fz [N], initiale Protrusionsdrehmomente Mx [Nmm], jeweilige Standardabweichungen (SD) und realisierte Intrusionsstrecken z [mm] der Copperloy Bögen von Dentsply Sirona. ....	61
Tabelle 6: Initiale Intrusionskräfte Fz [N], initiale Protrusionsdrehmomente Mx [Nmm], jeweilige Standardabweichungen (SD) und realisierte Intrusionsstrecken z [mm] der Sentalloy Bögen von Dentsply Sirona. ....	61
Tabelle 7: Initiale Intrusionskräfte Fz [N], initiale Protrusionsdrehmomente Mx [Nmm], jeweilige Standardabweichungen (SD) und realisierte Intrusionsstrecken z [mm] der Align XF Bögen von Ormco.....	62
Tabelle 8: Varianzanalyse der initialen Protrusionsdrehmomente der 0.012“ Drähte. Werte p < 0,05 bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. Aufgrund	

multiplen Testens wurden die Signifikanzen mittels Bonferroni-Korrektur korrigiert („Korr.Sig“). .....	63
Tabelle 9: Varianzanalyse der Steigungen der Protrusionsdrehmomente der 0.012“ Drähte über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Werte $p < 0,05$ bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. Aufgrund multiplen Testens wurden die Signifikanzen mittels Bonferroni-Korrektur korrigiert („Korr.Sig“). .....	65
Tabelle 10: Varianzanalyse der initialen Kräfte der .014 Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	67
Tabelle 11: Varianzanalyse der initialen Protrusionsdrehmomente der 0.014“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	67
Tabelle 12: Varianzanalyse der Steigungen der Protrusionsdrehmomente der 0.014“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	71
Tabelle 13: Varianzanalyse der initialen Kräfte der 0.016“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	72
Tabelle 14: Varianzanalyse der initialen Protrusionsdrehmomente der 0.016“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	73
Tabelle 15: Varianzanalyse der Steigungen der Intrusionskräfte der 0.016“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	75
Tabelle 16: Varianzanalyse der Steigungen der Protrusionsdrehmomente der 0.016“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	77
Tabelle 17: Initiale Intrusionskräfte $F_z$ [N] und initiale Protrusionsdrehmomente $M_x$ [Nmm] der Sentalloy Bögen von Dentsply Sirona mit Stufenbiegung. ....	78
Tabelle 18: Varianzanalyse der initialen Kräfte der Sentalloy 0.014“ Drähte mit Stufenbiegungen. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	79

---

Tabelle 19: Varianzanalyse der initialen Protrusionsdrehmomente der Sentalloy 0.014“ Drähte mit Stufenbiegungen. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	79
Tabelle 20: Varianzanalyse der initialen Kräfte der Sentalloy 0.016“ Drähte mit Stufenbiegungen. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	79
Tabelle 21: Varianzanalyse der initialen Protrusionsdrehmomente der Sentalloy 0.016“ Drähte mit Stufenbiegungen. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. ....	80
Tabelle 22: Beispielhafte Darstellung für den Kraftverlauf ausgewählter Bögen über die intrusive Referenzstrecke von 0,8 mm. Angegeben sind die intrudierenden Kräfte in z-Richtung ( $F_z$ [N]). Mit fortschreitender Intrusion des Zahnes nehmen die anliegenden Kräfte ab.....	87
Tabelle 23: Beispielhafte Darstellung für den Verlauf der protrudierenden Drehmomente ( $M_x$ [Nmm]) ausgewählter Bögen über die intrusive Referenzstrecke von 0,8 mm. Das Koordinatensystem bedingt das negative Vorzeichen der ausgewiesenen Werte, die Bewegung des Zahnes entspricht dabei einer Protrusion um die mesio-distale Achse (x-Achse). Mit fortschreitender Intrusion des Zahnes nehmen die anliegenden Drehmomente ab. ....	88

## Abkürzungsverzeichnis

bspw.	beispielsweise
ca.	circa
cAMP	Cyclo-Adenosin-Mono-Phosphat
CoR	center of resistance (eng.), Widerstandszentrum
cm	Zentimeter
cN	Zentinewton
d	Hebelarm (für distance (eng.) = Abstand)
d.h.	das heißt
et al.	et alii
eng.	Englisch
E-Modul	Elastizitätsmodul
F	Kraft
F/T	force/torque (eng.), Kraft/Drehmoment
FEM	Finite-Element-Methodik
F <sub>z</sub>	Kraft in z-Richtung
ggf.	gegebenenfalls
i.S.v.	im Sinne von
k.A.	Keine Angabe
Korr.Sig.	korrigierte Signifikanz
KRC	KUKA Roboter Controller
max.	maximal
min.	minimal
mm	Millimeter
M	Drehmoment
MPa	Megapascal
M <sub>x</sub>	Drehmoment um die x-Achse
N	Newton, Einheit der Kraft
NEM	Nichtedelmetall
NiTi	Nickel-Titan-Legierung
Nmm	Newtonmillimeter, Maß für das Drehmoment
OFT	Orthodontic Force Tester
OMSS	Orthodontisches Mess- und Simulationssystem
OK	Oberkiefer
OSIM	Orthodontic Simulator
PDL	Parodontalligament
RMS	Robotic-Measurement-System
ROSS	Robot Orthodontic Measurement & Simulation System
RZ	Rotationszentrum
SD	Standardabweichung
SE	superelastisch

Sig	Signifikanz
sog.	so genannt
T	Temperatur
Tab.	Tabelle
u.	und
u.a.	unter anderem
UDP	User Datagram Protocol
v.a.	vor allem
V.I.	Virtuelle Instrumente
vs.	versus (eng.), gegen
WZ	Widerstandszentrum
w.z.B.	wie zum Beispiel
z.B.	zum Beispiel

## 1. Einleitung und Literaturübersicht

Die Messung von Kräften und Drehmomenten orthodontischer Zahnbewegungen ist ein intensiv erforschtes Feld im Bereich der kieferorthopädischen Biomechanik. Neben traditionell konventionellen Untersuchungen mit mechanischen Apparaturen etablieren sich in jüngster Zeit auch rein digitale Finite-Element-Methodiken (FEM).

Die heutigen mechanischen Versuchsstände basieren vor allem auf den so genannten Drei-Punkt-Biegeversuchen (Kusy und Dilley 1984; Tonner und Waters 1994a, 1994b). Die beschränkte Aussagekraft und Übertragbarkeit auf die klinische in-vivo Situation am Patienten machte jedoch eine Weiterentwicklung der Forschungsmethodiken notwendig. In der Kieferorthopädie werden Drei-Punkt-Biegeversuche daher primär im Bereich der Werkstoffkunde eingesetzt (Sander et al. 2011).

Die biomechanischen Messplätze für die Untersuchung von Kräften und Drehmomenten kieferorthopädischer Zahnbewegungen haben in jüngster Vergangenheit eine intensive Weiterentwicklung erfahren. 1992 stellten Bourauel et. al das "OMSS - Orthodontisches Mess- und Simulationssystem" vor, ein in der Literatur häufig zitierter Versuchsaufbau für die Simulation dreidimensionaler Kräfte und Drehmomente. Dabei handelte es sich um einen softwaregesteuerten Aufbau mit 3D-Positionierungstischen und zwei Kraft-Moment-Sensoren. Der Aufbau war erstmals in der Lage, kraftgesteuerte Bewegungen in allen sechs Freiheitsgraden zu verfahren und in der Dreidimensionalität aufzuzeichnen (Bourauel et al. 1992).

1999 unternahm Friedrich eine in-vivo Untersuchung um Kräfte, die von kieferorthopädischen Apparaturen auf Zähne übertragen wurden, zu analysieren. Die Kraftübertragung erfolgte mittels eines Bogens und teilbaren Brackets. Letzteres ließ sich in Bracketbasis und -aufbau zweiteilen. Ein am Bracketaufbau angeschlossener Sensor konnte nach Messen anliegender Kräfte und Drehmomente mit dem Bracketaufbau von der Basis abgelöst und ausgewertet werden. Nachteilig an der Versuchsdurchführung ist die extraorale Abstützung zu beurteilen, die keine reproduzierbaren Ergebnisse zuließ. Auch das Abgreifen der Kräfte erfolgte aufgrund der limitierenden, intraoralen Situation in eingeschränkter Dimensionalität (Friedrich et al. 1999).

Wichelhaus und Sander entwickelten 2004 einen biomechanischen Forschungsaufbau für die Vermessung von Transpalatinalbögen. Die Untersuchung erfolgte mittels zwei Kraft-Moment-Sensoren, die Kräfte und Momente in je drei Raumebenen erfassen konnten. Der Aufbau verfügte über vier Freiheitsgrade (drei Translationen und eine Rotation) und befand sich auf von



Schrittmotoren gesteuerten Messtischen in thermisch geregelter Umgebung (Wichelhaus et al. 2004).

Der Versuch von Fuck 2006 ähnelte bereits in seinem Aufbau den modernen, robotergestützten Studien von heute. Aus der Motivation heraus es seien bis dato außer der in-vivo Untersuchung von Friedrich 1999 noch keine Studien einer Multibracket-Apparatur mit vollständig einligiertem Nivellierungsbogen veröffentlicht worden, übertrug Fuck die intraorale Situation von 42 Patienten auf Messmodelle. Anschließend wertete er anliegende Kräfte und Drehmomente mittels eines am Bracket befestigten Sensors über das "Robotic-Measurement-System" (RMS) aus. Der Präzisionsroboter verfügte bereits über sechs Freiheitsgrade und ermöglichte die Auswertung initialer Kraftsysteme von Multibracket-Apparaturen (Fuck und Drescher 2006).

In den Jahren darauf wurden innovative Aufbauten umgesetzt, die sich in ihren Studien teils des bereits etablierten OMSS bedienten (Fansa et al. 2009; Pandis et al. 2009) oder z.B. durch die Verwendung multipler Kraft- und Momentsensoren differenzierten. So gelang es Badawi 2009 einen Versuchsaufbau zu realisieren, der Kräfte und Momente an 14 Zähnen simulieren und umsetzen konnte. Dieser "Orthodontic Simulator" (OSIM) verfügte über 14 Sensoren für jeden zu untersuchenden Zahn. Die Auslenkungen in Form einer pathologischen Zahnfehlstellung konnte jedoch nur in einer Dimension (entlang der Längsachse des zu untersuchenden Zahnes) verfahren werden und es traten aufgrund der Verwendung mehrerer Sensoren Rückkopplungseffekte auf (Badawi et al. 2009). Chen entwickelte 2010 seinen Versuchsstand von 2007 weiter und implementierte einen sogenannten "Orthodontic Force Tester" (OFT), in dem er zwei Sensoren verbaute, um Kräfte und Drehmomente benachbarter Zähne bei kieferorthopädischem Lückenschluss zu analysieren. Als problematisch waren in diesem Aufbau mögliche Rückkopplungseffekte zu sehen, die ungewollte Zahnauslenkungen zulassen konnten und dadurch anliegende Kräfte potenziell verfälschen (Chen et al. 2007; Chen et al. 2010).

Neben konventionell mechanischen Apparaturen hat sich die Finite-Elemente-Methode (FEM) in der kieferorthopädischen Forschung etabliert. Viele aktuelle Untersuchungen bedienen sich der modernen Forschungsmethodik, mittels derer sich ohne aufwändige mechanischen Versuchsstände digitale Simulationen umsetzen lassen (Ahuja et al. 2018; de Brito et al. 2019).

Eine erwähnenswerte Forschungsarbeit, die sich der digitalen und konventionellen Methodik bediente wurde von Hayashi et al. (2007) durchgeführt. In 10 Patientenfällen wurden dabei die Ergebnisse nach kieferorthopädischer Behandlung gegenübergestellt und ausgewertet. Der Behandlungsablauf erfolgte dabei sowohl FEM basiert als auch konventionell. Es konnte gezeigt werden, dass beide Ansätze vergleichbare Ergebnisse lieferten. Der konventionelle Versuch

war laut Hayashi et al. dabei intuitiv aber komplex im Aufbau, wohingegen die Finite-Elemente-Methodik einfach im Versuchsaufbau, jedoch komplex in der Durchführung war (Hayashi et al. 2007).

Neben der zunehmenden Digitalisierung i.S.v. FEM Simulationen war international die konventionelle Datengewinnung auch weiterhin von gewichtiger Bedeutung. Für die vorliegende Studie erwähnenswert ist dabei die die Forschungsarbeit von Perrey (Perrey et al. 2015). Hierbei wurde eine mittels OMSS durchgeführte Analyse erstellt. Dabei untersuchte man die Auswirkungen, die verschiedene Arten von Brackets sowie Qualität der Drähte auf die Kräfte und Drehmomente unterschiedlicher pathologischer Zahnfehlstellungen hatten (Drescher et al. 1991; Perrey et al. 2015). Auch hier hatte man den klassischen Aufbau verfolgt, den zu untersuchenden Zahn durch einen Sensor zu ersetzen. Der Sensor war in der Lage, Kräfte und Drehmomente verschiedener Bracket-Bogentypen zu verarbeiten. Insgesamt besaß das System 2 Kraft-Drehmoment Sensoren und die Berechnungen des Bewegungsvektors für die Fehlstellungskorrektur ergab sich aus einem mathematischen Modell. Kritisch zu bemerken ist die für jede konventionelle in-vitro Studie grundsätzliche Problematik, die klinische in-vivo Realität nur unvollständig abbilden zu können (Perrey et al. 2015).

Obwohl in-vitro Untersuchungen immer nur ein rudimentäres Abbild der realen in-vivo Situation darstellen können bleibt zu erwarten, dass erstere in der kieferorthopädischen Forschung auch weiterhin eine gewichtige Rolle spielen. Grund sind die limitierenden Faktoren der in-vivo Situation. Dabei sind Langzeituntersuchungen sehr aufwändig und kaum zu realisieren. Auch das Platzieren von Sensoren und damit einhergehend das Abgreifen von Kräften und Drehmomenten in allen Dimensionen stellt ein Problem dar. Durch fortschrittliche, biomechanische Versuchsaufbauten und Computersimulationen (FEM) können in-vivo Situationen jedoch näherungsweise abgebildet, Materialvergleiche umgesetzt und die Effizienz verschiedener Behandlungssysteme objektiviert verglichen werden. Die vorliegende Dissertation setzt an diesem Punkt an. Ziel war die weitere Erforschung orthodontischer Kräfte und Drehmomente für die Simulation einer Frontzahnfehlstellung. Hierbei sollten verschiedene Materialien und zwei unterschiedliche Therapieansätze untersucht werden. Für die Experimente bestand das Vorhaben der Studie ferner darin eine Kraftsteuerung zu entwickeln, die es erlauben sollte den robotergestützten Versuchsstand automatisiert zu verfahren. Am Ende sollten Erkenntnisse vorliegen hinsichtlich auftretender Kräfte und Drehmomente der unterschiedlichen Materialien und Therapieansätze für den vorliegenden Simulationsfall. Ebenso sollte am Ende ein moderner

Versuchsstand stehen mit für die Zukunft unterschiedlichsten Verwendungs- und Simulationsmöglichkeiten.

## **1.1 Biologie und Mechanik orthodontischer Zahnbewegungen**

### **1.1.1 Parodontium und orthodontische Belastung**

Physiologische und kieferorthopädische Zahnbewegungen basieren auf Umbauvorgängen am Knochen. Diese als Remodellation bezeichneten Vorgänge sind Ergebnis komplexer Interaktionen zwischen Zellen, Matrix sowie Hormonen, Wachstumsfaktoren und sonstigen Botenstoffen (Heller und Nanda 1979; Krishnan und Davidovitch 2009; Reitan 1960; Sandstedt 1904, 1905; Wichelhaus 2013).

Ein Zahn wird durch sein Parodontalligament (PDL = Desmodont) in der Knochenalveole befestigt. Das PDL ist Bestandteil des Zahnhalteapparates (Parodontium) und bildet zusammen mit dem Alveolarknochen elementare, aktiv beteiligte Strukturen im Rahmen physiologischer Zahnbewegungen. Das Desmodont ist ein ca. 0,05 - 0,3 mm breiter Spalt, durch den der Wurzelzement des Zahnes mit dem Endost des Alveolarknochens verbunden ist. Aus Kollagenfasern bestehende Bindegewebsfaserbündel machen dabei den Hauptbestandteil aus, darin eingelagert befinden sich Zellen, Nerven und Gefäße. Der Zellbestandteil setzt sich hauptsächlich aus Fibroblasten, Zementoblasten und Zementoklasten sowie Osteoblasten und Osteoklasten zusammen (Harzer 2011). Die Fasern sind in Bündel organisiert. Dabei lassen sich a.) dento-gingivale, b.) dentoperiostale, c.) transseptale d.) alveologingivale und schlussendlich noch e.) zirkuläre Fasern differenzieren, wobei Verlauf und Lokalisation differieren (Graber und Swain 1989; Reitan 1960).

Durch das PDL sind die Zähne in der Lage, Kaukräfte mittels Dehnung oder Kompression zu puffern, sodass die Zähne nach der Belastung reversibel in ihre Ausgangslage zurückkehren. Die Zähne werden dabei in Richtung des Kraftvektors ausgelenkt. Bei länger andauernden intermittierenden oder kontinuierlichen Krafteinwirkungen wie es im Rahmen kieferorthopädischer Therapien üblich ist, kommt es zu irreversiblen Umbauprozessen des Parodonts (Harzer 2011; Reitan 1957; Reitan 1960).

Im Rahmen der Auslenkung eines Zahnes kann ein Zug- und eine Druckseite unterschieden werden. Zugseitig kommt es zu Apposition von Knochen, induziert durch Osteoblasten. Druckseitig verursachen Osteoklasten Resorption von Knochen (Wichelhaus 2013). Insgesamt

können jegliche Bausteine des Desmodonts in die laufenden Umbauprozesse mit einbezogen werden. So liefern beispielsweise auch Störungen der Mikrozirkulation im Gefäßsystem wichtige Signalwirkungen für Umbaureaktionen (Harzer 2011; Sandstedt 1904, 1905).

Der Zusammenhang zwischen einwirkenden Kräften und Reaktionen des Gewebes wurde bereits in den 1950er Jahren näher untersucht und beschrieben. In Experimenten mit extrahierten menschlichen Zähnen und Versuchen an Hunden konnte abgeleitet werden, dass es bei Anwendung moderater Kräfte zu einer physiologischen Zahnbewegung innerhalb der Alveole kommt. Reitan gibt dabei eine Bandbreite initialer Kräfte zwischen 0,245 N (25 Gramm) bei Erwachsenen und 0,392 N (40 Gramm) bei jüngeren Patienten an. Darauf folgende Kraftapplikationen wurden auf bis zu 2,452 N (250 Gramm) beispielhaft für die finale Phase kontinuierlicher körperlicher Bewegungen oberer Eckzähne beziffert. Der Parodontalspalt wird dabei druckseitig reduziert bei kontinuierlicher Zellaktivität und Sauerstoffversorgung durch Blutzirkulation. Osteoklasten resorbieren Knochen und das PDL kann sich anschließend neu um den ausgelenkten Zahn formieren. Diese Art der Zahnbewegung wird als direkte Resorption bezeichnet (Reitan 1957; Reitan 1960).

Werden zu große Kräfte auf die Zähne appliziert, kommt es zu Zirkulationsstörungen des Gefäßsystems und es resultiert eine Hyalinisierung des Gewebes mit einhergehender Zelldegeneration (Hohmann et al. 2007). Die Zellen können sich dann nicht mehr ausdifferenzieren, Zellgrenzen verschwimmen, die Blutversorgung des Parodontalspalt ist unterbrochen und das Gewebe wirkt glasartig (hyalos = griechisch: glasartig) unter dem Mikroskop (Sander et al. 2011). Durch die Kraft resultiert eine aseptische Koagulationsnekrose und die Zahnbewegung sistiert in der Regel (Brudvik und Rygh 1993a, 1993b). Erst wenn die zellfreie, hyaline Zone durch Osteoklasten resorbiert wird können die Umbauprozesse fortgesetzt werden. Das nekrotische Gewebe wird abtransportiert und Osteoblasten beginnen anschließend mit der Osteoidproduktion und dem Knochenanbau. Dieser Prozess wird indirekte Resorption genannt und nimmt einen Zeitraum von zwei bis vier Wochen in Anspruch, abhängig von Faktoren wie beispielweise Wurzellänge und Knochendichte (Reitan 1957; Reitan 1960).

### **1.1.2 Phasen der orthodontischen Zahnbewegung**

Die Phasen der orthodontischen Zahnbewegungen können unterschiedlich bewertet werden. Während Pilon et al. 1996 und van Leeuwen et al. 1999 Untersuchungen an Hunden durchführten und dabei vier Phasen der Zahnbewegungen quantifizierten (Pilon et al. 1996; van Leeuwen

et al. 1999), differenzierte Reitan 1957 und 1960 in seinen Forschungen bereits drei elementare Phasen orthodontisch induzierter Zahnbewegungen: die initiale Dämpfung (Phase 1), gefolgt von Hyalinisation in Phase 2 und abschließender Resorption in der letzten Phase 3 (Reitan 1957; Reitan 1960; Thilander 2011). Diese drei Phasen werden im Folgenden näher erläutert:

In der ersten Phase werden angewandte Kräfte zunächst durch das PDL gedämpft, wie es auch bei physiologischen Kaukräften der Fall ist. Es kommt zu einer geringfügigen Auslenkung des Zahnes in der Alveole, druckseitig findet eine Kompression und zugseitig eine Streckung der Sharpey-Fasern statt. Nicht komprimierbare Flüssigkeit im parodontalen Spalt übernimmt eine zusätzliche Pufferfunktion. Die Blutzirkulation im Plexus dentalis wird beeinträchtigt und in geringem Ausmaß tritt Hyalinisation auf (Reitan 1960; Thilander 2011; Wichelhaus 2013). Diese erste Phase der orthodontischen Zahnbewegung dauert bis ca. 3 Tage an und die Zähne werden dabei abhängig von biomechanischen Eigenschaften und Dimension des PDL zwischen 0,4-0,9 mm ausgelenkt (Henneman et al. 2008; Reitan 1985; Roberts et al. 1992).

Die zweite Phase kann als Hyalinisationsphase bezeichnet werden und dauert ca. 2-10 Wochen an, abhängig von u.a. Alter und Knochenstruktur des Patienten sowie Art und Dimension der Zahnbewegung (Reitan 1960; Reitan 1989). Während der Grad der Hyalinisation bei kleinen Kräften und körperlicher Zahnbewegung tendenziell verhalten ausfällt, sind größere zellfreie Zonen bei kippenden Zahnbewegungen mit höheren Kräften zu beobachten (Reitan 1967). Von Böhl konnte 2009 ferner die Bewegungsrichtung als signifikant für das Ausmaß der Hyalinisation tierexperimentell nachweisen. Transversale Bewegungen wurden dabei kritischer eingestuft als die sagittale Bewegungsrichtung (Von Bohl et al. 2004a; Von Bohl et al. 2004b). Als unerwünschte Nebenwirkung können Wurzelresorptionen auftreten. Diese sind Konsequenz erhöhter Zellaktivität im Bereich ungeschützter Wurzelhautoberfläche und damit Störungen im protektiven Mechanismus des Wurzelzements (Brudvik und Rygh 1994a, 1994b; Ngan et al. 2004; Rygh 1972). In der zweiten Phase wird die orthodontische Zahnbewegung aufgrund von Zirkulationsstörungen des Gefäßsystems und der damit einhergehenden Bildung nekrotischer Gewebeanteile unterbrochen, bis die abgestorbenen Zellanteile phagozytiert und das nekrotische Knochengewebe resorbiert wird.

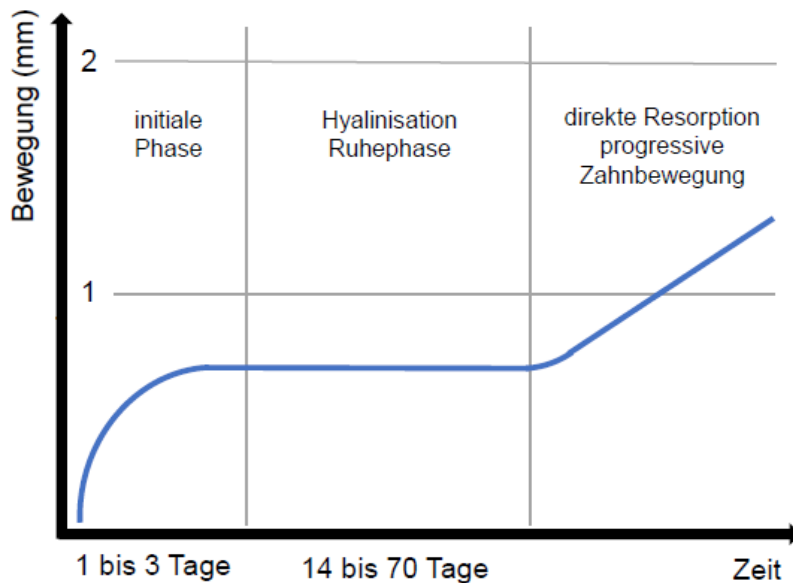


Abbildung 1: Phasen der orthodontischen Zahnbewegung (modifiziert nach (Wichelhaus 2013) ©Thieme). In der initialen Phase werden die Zähne durch das PDL gedämpft und nur marginal ausgelenkt. Es folgt die Hyalinisationsphase, in der die Zahnbewegung unterbrochen ist. Durch direkte Resorption können die Zähne schließlich in der letzten Phase auch körperlich bewegt werden.

Auf die initial indirekte Resorption erfolgt beim Übergang in Phase 3 die direkte Resorption, die auch einen Wechsel der Bewegungsart des Zahnes impliziert (Reitan 1967; Thilander 2011). Bei idealisiert biomechanischen Verhältnissen kann dann eine körperliche Zahnbewegung stattfinden, die trotz nunmehr beschleunigter Bewegung auch noch nach 12 Wochen tierexperimentell nachgewiesen werden konnte (Von Bohl et al. 2004a; Von Bohl et al. 2004b).

### 1.1.3 Gewebereaktion des PDL – theoretische Konzeptionen

Hinsichtlich der Fragestellung auslösender Faktoren der Zellregulation des PDL auf orthodontische Zahnbewegungen, konnten sich v.a. zwei Hypothesen behaupten: der piezoelektrische Effekt und die Druck-Zug-Regulation (Harzer 2011; Nanda 2005; Proffit et al. 2006).

Die piezoelektrische Theorie basiert auf elektrischen Signalen, ausgelöst durch Kau- und orthodontische Belastungen im Kieferknochen. Die Signale werden zu Beginn einer beispielsweise Dehnungsbelastung in der Alveole einmalig generiert. Trotz anhaltender Kräfte, wie es bei kieferorthopädischen Behandlungen üblich ist, werden die Impulse nicht weiter ausgesandt und reichen aus, atrophische Prozesse im Knochen nachhaltig zu unterbinden (Harzer 2011).

Die Druck-Zug-Theorie folgt im Wesentlichen den Schilderungen Reitans (siehe 1.1.2) und lässt sich zeitlich gliedern wobei sich die folgenden Angaben auf Kinder und Jugendliche

beziehen: In den ersten Sekunden orthodontischer Belastung kommt es zur Kompression der Flüssigkeit im PDL wodurch die Zahnauslenkungen gepuffert werden. Es folgen hämodynamische Störungen mit Abnahme der Sauerstoffversorgung und Aktivierung von u.a. Entzündungsmediatoren und regulatorischen Peptiden (Zytokinen). Wenige Stunden nach der initialen Auslenkung ist ein Anstieg des cAMP (Cyclo-Adenosin-Mono-Phosphat) nachweisbar und Osteoklasten differenzieren sich. Die Zahnbewegung beginnt dann ab dem 2. Tag mit Aktivität von Osteoblasten und Osteoklasten und stagniert erst in der Hyalinisationsphase. Ca. 2-3 Wochen später erfolgt schließlich der Umbau des Parodontiums in der resorptiven Phase. Entlang der Druckzone findet die Resorption nekrotischen Gewebes durch Osteoklasten statt während die Osteoidproduktion durch Osteoblasten in der Zugzone für neuen Knochenanbau sorgt (Harzer 2011; Nanda 2005; Proffit et al. 2006).

## 1.2 Orthodontische Kräfte

Die in orthodontischen Therapien einzusetzenden Kraft- und Momentgrößen werden in der Literatur kontrovers diskutiert und müssen differenziert betrachtet werden. So hängt die Dimension der Größen beispielsweise entscheidend von der Art der Zahngattung ab (Inzisivi, Canini, Prämolaren, Molaren) und damit der vorhandenen Wurzelhautoberfläche. Aber auch Kriterien wie die angewandte Technik (Vollbogen oder Teilbogen), die Art der Zahnbewegung (translatorisch oder kippend), die Dauer der Kraftapplikation (kontinuierlich oder intermittierend) oder auch Alter und Gesundheitszustand des Patienten beispielsweise spielen eine signifikante Rolle. Darüber hinaus ist zu differenzieren, ob es sich bei der Kraftgröße um die physikalische Kraft im engeren Sinn, oder den Druck (Kraft pro Wurzeloberfläche im PDL) handelt (Wichelhaus 2013).

Das menschliche Gebiss kann Kaukräfte bis ca. 300 N kompensieren. Voraussetzung hierfür ist, dass die Kräfte den Zahn axial treffen und nur von kurzer Dauer sind. Bei länger andauernden, extraaxialen und damit unphysiologischen Kräften, kommt es bereits bei Kräften unter einem Newton zu den oben skizzierten Umbauvorgängen des PDL (Harzer 2011). Aufgrund der dargestellten Faktoren scheint es schwierig, allgemeingültige Dimensionsgrößen orthodontisch anzuwendender Kräfte zu definieren. Eine erste Orientierung lieferte A. M. Schwarz (1956, 1961). Laut Schwarz wird der Blutdruck der Kapillaren im Desmodontalspalt auf 0,25 N/cm<sup>2</sup> beziffert. Die daraus resultierenden biologischen Wirkungsgrade definiert Schwarz wie folgt (Harzer 2011; Schwarz 1956, 1961):

Der erste biologische Wirkungsgrad beziffert marginale Kräfte, die aufgrund ihrer geringen Größe keine orthodontische Relevanz aufweisen. Der zweite biologische Wirkungsgrad ist der aus klinischer Sicht anzustrebende. Der Druck an der Wurzeloberfläche beträgt hierbei  $\leq 0,2$  N/cm<sup>2</sup> und damit weniger als der kapillare Blutdruck als essenzielle Voraussetzung für physiologische Resorptions- und Appositionsvorgänge am Knochen. Beim dritten und auch vierten biologischen Wirkungsgrad wird der kapillare Blutdruck überschritten ( $> 0,25$  N/cm<sup>2</sup>). Dadurch können hämodynamische Störungen resultieren. Eine therapeutische Nutzung dieser sollte intermittierend erfolgen (Schwarz 1956, 1961).

In den Folgejahren wurden eingesetzte Kräfte in orthodontischen Untersuchungen variiert. Die jüngste Literatur folgt jedoch im Wesentlichen den histologischen Untersuchungen Reitans (1957, 1960), der die Höhe orthodontischer Kräfte abhängig von Art und Stadium der Zahnbewegungen auf ca. 20 - 240 cN quantifizierte: z.B. 245 cN im finalen Stadium einer körperlichen Bewegung von Eckzähnen, 25 cN für die Extrusion individueller Frontzähne etc. (Reitan 1957). Ferner lässt sich eine orthodontisch induzierte Zahnbewegung effektiver durch moderate Kraftapplikation (10 - 50cN) realisieren, bei reduzierten Nebenwirkungen (Gonzales et al. 2008; Von Bohl et al. 2004a; Von Bohl et al. 2004b). Außerdem wurden neben andauernden Kräften intermittierende Druckapplikationen diskutiert. Fortwährende Be- und Entlastungsvorgänge der Gewebe könnten den Stoffwechsel und die Zirkulation in den Gefäßen anregen (Harzer 2011; Petrovic und Stutzmann 1988).

Tabelle 1: Ausgewählte historische Untersuchungen eingesetzter Kräfte in der orthodontischen Behandlung (modifiziert nach (Wichelhaus 2013) ©Thieme) nach (Gonzales et al. 2008; Reitan 1957; Reitan 1960; Von Bohl et al. 2004a; Von Bohl et al. 2004b). Zu differenzieren ist stets die Art der intendierten Bewegung. Für die spezifische Bewegung einer Intrusion bspw. können Kräfte unter den angegebenen Werten (0,1 - 0,3 N) empfohlen werden (Wichelhaus 2013).

<b>Autor</b>	<b>Jahr</b>	<b>Druck [kPa]</b>	<b>Kraft [cN]</b>
Reitan	1957	5 – 6	50 – 60
Reitan	1960	2 – 10	40 – 140
Lee	1964	10 – 17	150 – 260
Lee	1995	17 – 18	255 – 275
Owman-Moll et al.	1996	5 – 20	50 – 200
Faltin	1998	k.A.	50 – 100



Um den wünschenswerten, zweiten biologischen Wirkungsgrad zu realisieren ist es notwendig, die belastete Wurzelhautoberfläche des jeweiligen Zahnes zu bestimmen und daraus den zu applizierenden Druck abzuleiten (Harzer 2011; Schwarz 1956, 1961). Unter Berücksichtigung oben genannter Faktoren ergeben sich Richtwerte für orthodontische Kraftgrößen in Abhängigkeit der Wurzeloberfläche (Wichelhaus 2013):

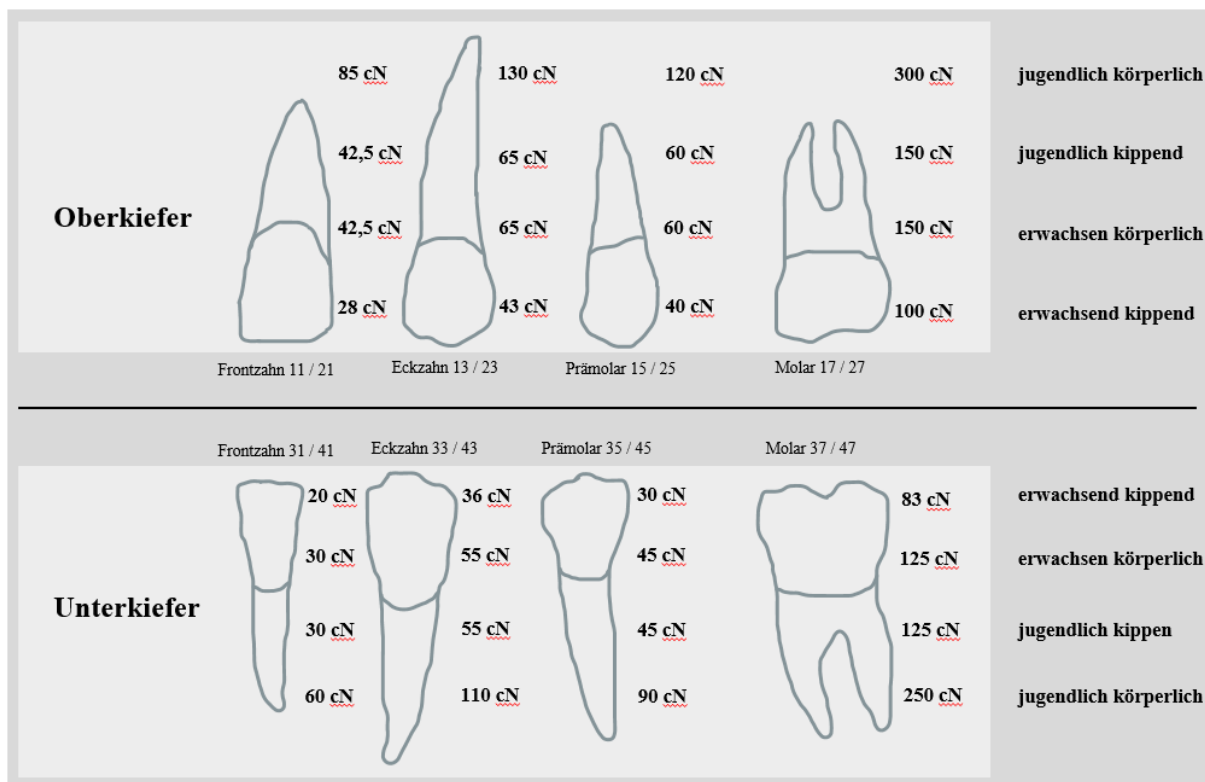


Abbildung 2: Durchschnittliche Kraftgrößen (in Zentineutron cN) in Abhängigkeit von der Wurzeloberfläche am Beispiel einiger ausgewählter Zähne (modifiziert nach (Wichelhaus 2013) ©Thieme). Betrachtet werden körperliche und kippende Zahnbewegungen in Abhängigkeit des Alters des Patienten. Nach (Lee 1965; Reitan 1957; Reitan 1960; Ricketts und Heideborn 1988; Sander et al. 2011)

### 1.2.1 Nebenwirkungen orthodontischer Zahnbewegungen

Die Kompression des Gefäßsystems und dessen unmittelbare Konsequenzen auf das Parodontium gelten als begrenzende Faktoren für Zahnbewegungen und den Umbau des Parodontalligaments. Neben den in der Literatur viel thematisierten Wurzelresorptionen sind als negative Begleiterscheinungen orthodontischer Zahnbewegungen außerdem Zahnlockerungen und erhöhte Schmerzwahrnehmung sowie Pulpreaktionen zu nennen (Harzer 2011).

Zunehmende Zahnlockerungen während orthodontischer Therapien können unterschiedliche Ursachen haben wie zum Beispiel erhöhte Druckapplikation, unterminierende Resorptionen, bakteriell entzündungsbedingte Vorgänge oder auch traumatische Okklusionen. Die Ursachen

sind im Einzelfall zu prüfen und entsprechende Gegenmaßnahmen zu ergreifen. Auch bei erhöht auftretenden Schmerzempfindungen, meist hervorgerufen durch Ischämie und einsetzenden Nekrosen im Parodontium, gilt es die Ursachen durch geeignete Gegenmaßnahmen z.B. Reduktion applizierter Kräfte, zu beseitigen (Harzer 2011).

Wurzelresorptionen werden in der Literatur häufig und differenziert diskutiert. Sie können im Rahmen orthodontischer Behandlungen auftreten aber auch rein dysfunktional bedingt sein (Harris und Butler 1992). Insgesamt lassen sich Wurzelresorptionen als multifaktorielle Konsequenz definieren, bedingt durch genetische, biologische und auch orthodontische Faktoren (Topkara et al. 2012). Als allgemein biologische Erklärungsansätze von Wurzelresorptionen ist das Verhältnis von Resorption und Apposition missgünstig verschoben (Brezniak und Wasserstein 1993a, 1993b). Außerdem wird in Bezug auf Resorptionen an bleibenden Zähnen von Störungen im protektiven Mechanismus des Wurzelzements in Zemento- und Osteoklasten aktiven Arealen gesprochen (Ngan et al. 2004). Weiters werden Wurzelresorptionen als Konsequenz erhöhter Zellaktivität im Bereich ungeschützter Wurzelhautoberfläche diskutiert (Brudvik und Rygh 1994a, 1994b; Rygh 1972; Wichelhaus 2013).

Im Rahmen orthodontischer Behandlungen können Resorptionen infolge anhaltender Hyalinisationen auftreten. In der Regel kommt es dabei zunächst nur zu punktuellen Resorptionen lateral an der Zahnwurzel, die durch Ersatzzement und Reorganisation des Faserapparates ohne bleibenden Attachmentverlust regeneriert werden können (Langford und Sims 1982). Kritisch zu beurteilen sind jedoch traumatisch bedingte Resorptionen sowie apikale Wurzelspitzenresorptionen. Erstere führen häufig zum vollständigen Zahnverlust, für letztere sind Verkürzungen der Zahnwurzel nach apikaler Resorption irreversibel (Reitan 1960; Reitan 1967, 1974).

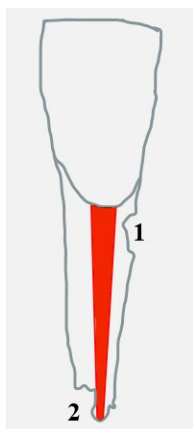


Abbildung 3: Lokalisation möglicher Wurzelresorptionen (modifiziert nach (Wichelhaus 2013) ©Thieme). Seitlich, laterale Resorption (1) und apikale Resorption (2). Punktuell laterale Resorptionen lassen sich regenerieren, während apikale Wurzelspitzenresorptionen irreversibel sind (Wichelhaus 2013). Rötlich dargestellt die im Zentrum des Zahnes verlaufende Zahnpulpa.

Verschiedene Indizes zur Klassifikation von Wurzelresorptionen wurden in der Literatur thematisiert. So lassen sich nach Brezniak und Wasserstein (2002) bspw. drei Gruppen entsprechender Schweregrade gliedern (Brezniak und Wasserstein 2002a, 2002b):

1. Grad eins beschreibt die Wurzelzement- oder Oberflächenresorption mit anschließender Wiederherstellung. Es werden lediglich die äußeren Zementschichten resorbiert und anschließend wieder vollständig regeneriert.

2. Grad zwei umfasst tiefergehende Resorptionen vom Zement bis in die äußeren Dentinschichten. Nach der Resorption werden diese für gewöhnlich durch Zement regeneriert, dabei kann die ursprüngliche Anatomie des Zahnes wiederhergestellt werden. Eine 'restitutio ad integrum' ist ab Grad 2 nicht mehr möglich.

3. In Grad drei kommt es zur vollständigen Resorption des apikalen Zahnhartgewebes. Die Wurzelspitze verkürzt sich, dabei können unterschiedliche Längenabnahmen resultieren. Eine Regeneration ist dann nicht mehr möglich. Ankylose ist dabei keine zwingende Konsequenz.

Einen weiteren Index für die Differenzierung apikaler Wurzelresorptionen definierten Levander und Malmgren (1988). Dabei wurde der Längenverlust nach Wurzelresorption als wesentliches Kriterium definiert (Levander und Malmgren 1988):

1. Grad 1 beschreibt die irreguläre apikale Wurzelform ohne Längenverlust.
2. Grad 2 umfasst kleinere apikale Wurzelresorptionen mit einem Dimensionsverlust  $< 2$  mm.
3. In Grad 3 kommt es bereits zu signifikanten Längenabnahmen der Zahnwurzel  $> 2$  mm bis  $1/3$  der ursprünglichen Länge.
4. Extreme Resorption wird in Grad 4 beschrieben mit  $> 1/3$  Längenverlust der ursprünglichen Wurzellänge.

Wurzelresorptionen führen zu Attachmentverlusten. Dabei führen apikale Wurzelresorptionen im Vergleich zu seitlich, lateralen Resorptionen zu verhältnismäßig geringgradigeren Verlusten (Kalkwarf et al. 1986). Wurzelresorptionen als Folge anhaltender Hyalinisierungen folgen dabei einem konstanten Schema. Demnach finden Resorptionsprozesse zunächst in der Peripherie des nekrotisch, hyalinisierten Gewebes statt. Zentrale Anteile werden erst 3 - 4 Tage später resorbiert (Brudvik und Rygh 1993a, 1993b, 1994a, 1994b).

Die Inzidenz von Wurzelresorptionen während und nach kieferorthopädischen Behandlungen ist signifikant und konnte in histologischen Studien mit über 90% beziffert werden (Harry und Sims 1982; Kurol und Owman-Moll 1998; Linge und Linge 1991; Remington et al. 1989; Weltman et al. 2010). Eine Vielzahl unterschiedlicher, beeinflussender Faktoren werden dabei in der Literatur diskutiert. Als entscheidend sind nach Wichelhaus (2017) zu nennen:

- die Größe der Kraftapplikation (Faltin et al. 1998; Harry und Sims 1982; Owman-Moll 1995; Reitan 1960)

- die Dauer der Kraftapplikation (Dermaut und De Munck 1986; Kurol et al. 1996; Lilja et al. 1983; Malmgren et al. 1982; Owman-Moll 1995; Vardimon et al. 1991; Zachrisson und Alnaes 1973)
- Adaptionsmöglichkeiten des Gewebes (Burstone und Koenig 1976; Rakosi und Jonas 1989; Reid und Boyde 1987; Stockli 1973)
- sowie die genetische Disposition (Hartsfield 2009).

Hinsichtlich der Häufigkeit betroffener Zahnsegmente gelten die maxillären Frontzähne als besonders anfällig für Wurzelresorptionen (Apajalahti und Peltola 2007; Lupi et al. 1996; Parker und Harris 1998; Sameshima und Sinclair 2001). Dabei spielt die Behandlungsdauer insbesondere festsitzender Apparaturen eine entscheidende Rolle (Apajalahti und Peltola 2007). Endodontisch behandelte Zähne haben keinen Einfluss auf die Häufigkeit auftretender Wurzelresorptionen (Llamas-Carreras et al. 2012).

Treten Wurzelresorptionen unabhängig von orthodontischen Behandlungen in Erscheinung, sind Dysfunktionen häufig ursächlich verantwortlich. Auch Frühkontakte können dazu beitragen, im Falle überdurchschnittlicher Kraftentwicklung Wurzelresorptionen zu begünstigen. So konnte Wichelhaus nachweisen, dass es durch nächtliche Aufbisse im Frontzahnbereich zu durchschnittlichen Kraftentwicklungen bis 24 N kommen kann (Wichelhaus et al. 2003).

### **1.3 Dimension orthodontischer Zahnbewegungen**

In der kieferorthopädischen Biomechanik können zwei wesentliche Bewegungskonzeptionen der Zähne differenziert werden: nicht lineare (kippende-) und lineare (translatorische-, körperliche-) Zahnbewegungen (Sander et al. 2011; Wichelhaus 2013).

Der Verlauf des orthodontisch initiierten Kraftvektors im Verhältnis zum Widerstandszentrum (WZ) des Zahnes bedingt die daraus resultierende Bewegung. Dabei ist die Lokalisation des Widerstandszentrums Ergebnis unterschiedlicher Parameter und hängt u.a. von Anzahl, Form und Größe der Zahnwurzel, sowie Dimension und Qualität des Parodontalligaments ab. Vereinfacht lässt sich für einwurzelige Zähne nach gedrittelter Wurzel das Widerstandszentrum am Übergang vom zervikalen zum mittleren Wurzeldrittel definieren. Bei mehreren Wurzeln liegt das Zentrum ca. 1 - 2 mm apikal der Wurzelfurkation (Pedersen et al. 1990; Pedersen et al. 1991; Sander et al. 2011). Neben der aufgeführten Einzelzahn Betrachtung kann es auch sinnvoll sein, das Widerstandszentrum für Zahngruppen zu definieren. Dies gilt z.B. im Falle der Behandlungsindikation Intrusion, Extrusion sowie Retraktion und Lückenschluss. Das

Widerstandszentrum kann dann für 2, 4 oder auch 6 Zähne definiert werden (Pedersen et al. 1991; Wichelhaus 2013).

Das Widerstandszentrum ist ungleich dem Rotationszentrum (RZ) eines Zahnes. Letzteres ist nicht an einen Körper gebunden und kann räumlich variieren. Es beschreibt einen imaginären Punkt, um den der Zahn kippt ausgelöst durch einen Kraftvektor, der nicht im Widerstandszentrum angreift. Die Lage des Rotationszentrums ist dabei abhängig vom Widerstandszentrum sowie der orthodontisch eingeleiteten Kräfte und Momente. Je weiter es räumlich vom Widerstandszentrum entfernt liegt, desto mehr geht die Bewegung des Körpers in eine Translation über (Sander et al. 2011; Wichelhaus 2013). Liegt das Rotationszentrum im Unendlichen, so liegt reine Translation vor.

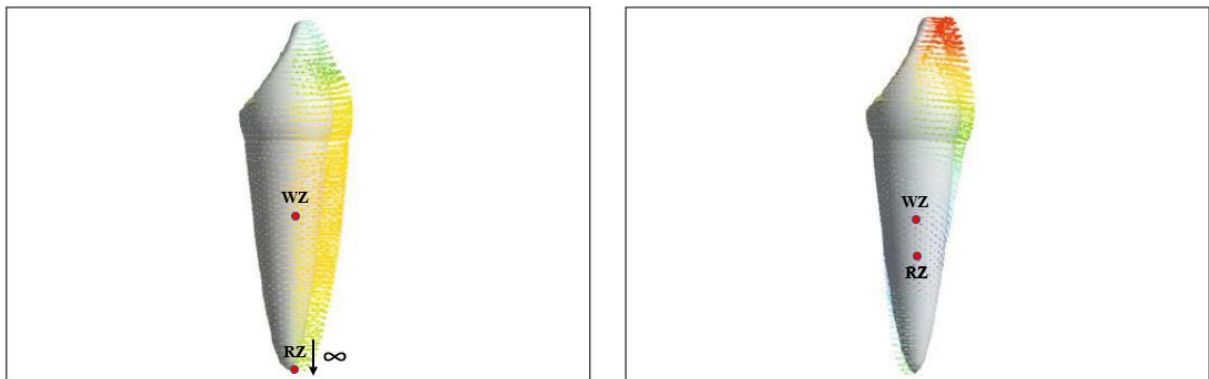


Abbildung 4: Finite-Elemente-Simulation mit farblich dargestellter körperlicher (linkes Bild) und kippender (rechtes Bild) Zahnbewegung (modifiziert nach (Wichelhaus 2013) ©Thieme). Die farbliche Auslenkung skizziert die simulierte Bewegung, die Farben repräsentieren anliegende Spannungen (z.B. grüne Bereiche = geringe Spannung etc.). Beispielhaft dargestellt sind Widerstandszentrum (WZ) und Rotationszentrum (RZ). Liegt das RZ nahe dem WZ, resultiert eine kippende Bewegung. Je weiter es sich räumlich davon entfernt ( $RZ \rightarrow \infty$ ), desto mehr geht die Bewegung in eine Translation über.

### 1.3.1 Körperliche Zahnbewegungen

Körperliche Bewegungen sind die biologisch günstigste Form der Zahnbewegung, da sich auftretende Kräfte gleichmäßig am Alveolarknochen, Parodontium und Zahn verteilen können (Wichelhaus 2013). Biomechanisch ergibt sich eine körperliche Bewegung immer dann, wenn der Kraftvektor durch das Widerstandszentrum (= Körperschwerpunkt) verläuft und das Rotationszentrum im Unendlichen liegt. Im Falle einer körperlichen Zahnbewegung ergibt sich idealerweise das Verhältnis  $M / F = 10$  (Sander et al. 2011; Wichelhaus 2013). Durch das Einlagern am Bogen ergibt sich ein orthodontisch induziertes Drehmoment. Diesem wird ein therapeutisches Drehmoment (Torque) entgegengesetzt z.B. durch Verwindung des Vierkant-Drahtbogens im Bracketslot (Harzer 2011; Kahl-Nieke 2010; Schopf 2008a, 2008b).

Entsprechen sich die Drehmomente dem Betrag nach resultiert eine reine Kraft, die eine körperlich orthodontische Bewegung ermöglicht.

Klinisch ist die körperliche Zahnbewegung aufgrund differenzierter Anatomie der Zähne schwierig umzusetzen. In der Praxis wird dies zumeist durch den koordinierten Einsatz von Kräften und Drehmomenten realisiert. Dabei wird zum Beispiel im Rahmen einer sagittalen Zahnbewegung am Bogen ein Drehmoment realisiert, indem das Bracket anguliert am Zahn angebracht wird. Nach Kraftapplikation kommt es initial zur Kronenkipfung, da der Bogen im Bracketslot nicht bündig anliegt und ein geringes Spiel aufweist. Die Krone fängt an zu kippen, bis die Friktion im Slot ab einem gewissen Grad ein weiteres Kippen verhindert. Im Abschluss erfolgt die Aufrichtung der Wurzel. Durch mehrfache, sich wiederholende Kronenkipfungen mit darauffolgenden Wurzelaufrichtungen resultiert schließlich in Summe die translatorische Zahnbewegung (Burrow 2009; Thorstenson und Kusy 2002; Wichelhaus 2013).

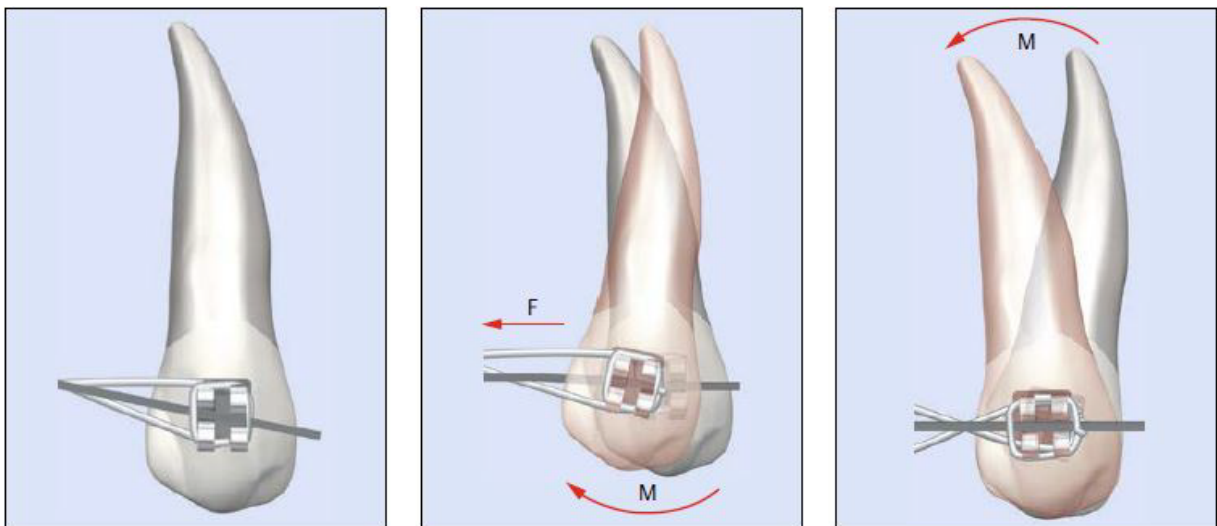


Abbildung 5: Beispiel für die klinische Umsetzung einer sagittal körperlichen Zahnbewegung (Wichelhaus 2013 ©Thieme). In der Ausgangssituation wird das Bracket anguliert am Zahn angebracht (linkes Bild). Bei Kraftapplikation (mittleres Bild) kommt es durch ein Spiel zwischen Bogen und Bracketslot zur Kronenkipfung, bis die Friktion eine weitere Kippung verhindert. Im Abschluss erfolgt die Aufrichtung der Wurzel (rechtes Bild), in Summe resultiert eine körperliche Zahnbewegung. Dabei wird das gezeichnete Moment M in der mittleren Abbildung durch ein Gegenmoment, welches aus der Bracketangulation resultiert, kompensiert. Es verbleibt somit eine Kraft F, die die körperliche Bewegung des Zahns ermöglicht (Wichelhaus 2013).

Als erschwerende Faktoren für die Applikation geeigneter Momente muss die individuelle Anatomie des Patienten berücksichtigt werden. Hierbei kompliziert die Variation der Wurzelgeometrie neben dem individuellen Attachement eine Abstimmung von Kräften und Momenten. Als weitere biomechanische Faktoren gilt es Einflussgrößen wie z.B. jene des Gleitwiderstandes, zu berücksichtigen (Wichelhaus 2013). Dieser Widerstand kann kieferorthopädische

Kräfte um mehr als 50 % kompensieren und variiert entsprechend klinischer Gegebenheiten (Sander et al. 2011).

Neben horizontal translatorischen Zahnbewegungen stellen vertikale Intrusions- und Extrusionsbewegungen ebenfalls körperliche Zahnbewegungen dar. Dabei werden Extrusionsbewegungen gegenüber Intrusionsbewegungen als instabiler bezeichnet. Hierfür sind u.a. die supraalveolären Faserbündel verantwortlich, die im Verhältnis zum übrigen Faserapparat des Parodontalligaments ungleich langsamer adaptieren (Thilander 2011). Es kommt zu Zugspannungen, die vom Zahn ausgehend über Parodontalfasern auf den Knochen übertragen werden (Kajiyama et al. 1993; Melsen et al. 1988). Die angewandten Kräfte sollten moderat appliziert werden, um den Zahn nicht aus seiner Alveole heraus zu bewegen (Mantzikos und Shamus 1997, 1999). Extrusionsbewegungen können klinisch indiziert sein bei bspw. offenem Biss oder bei retinierten bzw. verlagerten Zähnen (Wichelhaus 2013).

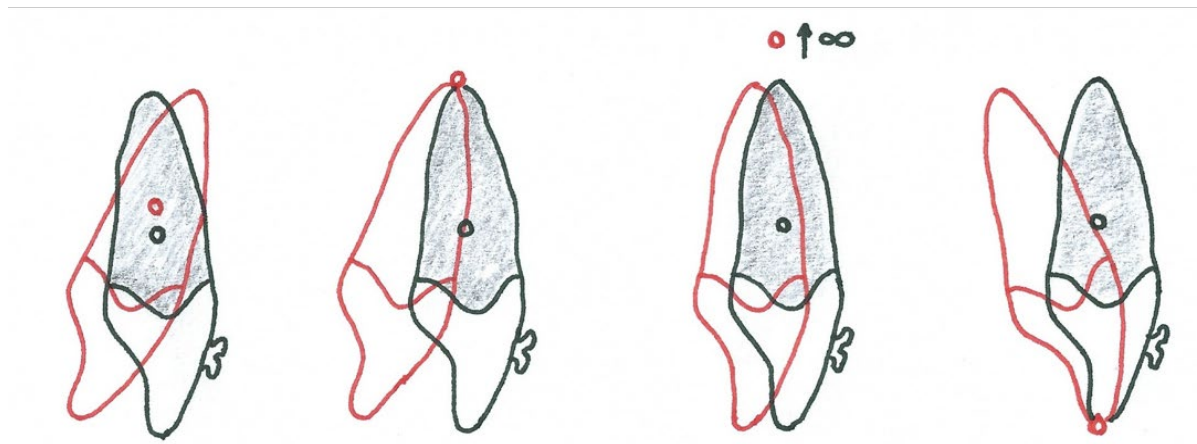
Intrusionsbewegungen gelten als klinisch anspruchsvoll, da sie immer auch von der Achsenposition des zu intrudierenden Zahnes abhängig sind. Daher ist die orovestibuläre Aufrichtung vor der Intrusionsbehandlung obligat. Es besteht ansonsten die Gefahr, die Achsenneigung des zu behandelnden Zahnes durch Intrusion pathologisch zu verstärken (Wichelhaus 2013). Intrusionsbewegungen relaxieren im Gegensatz zur Extrusion die gingivalen Faseranteile (Thilander 2011). Es kommt apikal zu einer Kompression mit erhöhter Gefahr von Wurzelspitzenresorptionen. In einer histologischen Studie mit Prämolaren konnte Faltin (1998) nachweisen, dass kontinuierliche Kräfte von bereits 50 Zentnewton (cN) ausreichen, um Resorptionen v.a. im apikalen Wurzelbereich zu verursachen (Faltin et al. 1998). Intrusionsbewegungen können klinisch indiziert sein bei z.B. Tiefbiss und offenem Biss. Es können Front- und Seitenzähne, sowie Einzelzähne oder auch ganze Zahnsegmente betroffen sein (Wichelhaus 2013).

### **1.3.2 kippende Zahnbewegungen**

Klinisch ist die körperliche Zahnbewegung aufgrund differenzierter Anatomie der Zähne schwierig und wird zumeist durch den koordinierten Einsatz von Kräften und Drehmomenten realisiert. In orthodontischen Behandlungen mit koronal eingeleiteter Kraft bzw. Kraftansatzpunkt im Bracket kommt es daher i.d.R. zu Zahnkippungen (Wichelhaus 2013). Der Kraftvektor trifft dann wie beschrieben nicht im Widerstandszentrum auf den Zahn und es resultiert ein zusätzliches Drehmoment mit Abweichungen in der linearen Bewegung. Diese resultierende, nicht lineare Zahnbewegung ist die biologisch ungünstigere.

Je nach Drehmoment / Kraft - Verhältnis (M / F - Verhältnis) kann zwischen einer unkontrollierten und kontrollierten Zahnkipung differenziert werden. Für ein M / F - Verhältnis gegen oder gleich null befindet sich das Rotationszentrum nahe oder im Widerstandszentrum. Am Zahn wird dann lediglich eine Kraft ohne entsprechendes Drehmoment appliziert. Für diesen ungünstigen Fall kommt es neben der Kronenbewegung zu einer gegenläufigen, unkontrollierten Wurzelbewegung. Wird neben der Kraft ein zusätzliches Drehmoment am Zahn appliziert, können Zähne kontrolliert gekippt werden. Das M / F - Verhältnis ist dann größer null, das Rotationszentrum liegt im Bereich des Apex. Ein Wurzeltorque liegt vor, wenn sich das Rotationszentrum inzisal befindet und es zu einer alleinigen Wurzelkipung kommt (Harzer 2011; Wichelhaus 2013).

- Rotationszentrum (RZ)
- Widerstandszentrum (WZ)



1. unkontrollierte Kippung    2. kontrollierte Kippung    3. Translation    4. Wurzeltorque

Abbildung 6: Bewegungen eines Zahnes mit dargestelltem Rotationszentrum (RZ) und Widerstandszentrum (WZ) (modifiziert nach (Harzer 2011) ©Thieme). Die räumliche Beziehung von WZ und RZ zueinander hat Einfluss auf die Bewegung. Für die unkontrollierte Kippung (1.) liegen RZ und WZ deckungsgleich oder nahe beieinander, bei der kontrollierten Kippung (2.) liegt das RZ am Apex. Für eine körperliche Zahnbewegung (3.) geht die Entfernung des RZ gegen unendlich ( $RZ \rightarrow \infty$ ). Im Falle eines Wurzeltorque (4.) befindet sich RZ inzisal.

Das therapeutisch induzierte Drehmoment soll der kippenden Tendenz von Zähnen entgegenwirken, während die Kraft für die eigentliche Zahnbewegung verantwortlich ist. Durch Variation des M / F - Verhältnisses kann Einfluss auf die Lage des Rotationszentrums genommen werden, um Zähne möglichst kontrolliert zu bewegen.



## 2. Problemstellung und Zielsetzung

Das Wissen über Kräfte und Drehmomente orthodontischer Apparaturen und deren Auswirkungen auf Zähne, das Parodontium und die Gesamtheit beteiligter Knochenstrukturen ist für den Behandlungserfolg in der Kieferorthopädie entscheidend. Biomechanische in-vivo Untersuchungen unterliegen Limitationen, denn kieferorthopädische Messapparaturen Patienten zu Studienzwecken über einen längeren Untersuchungszeitraum oral zu fixieren, scheitert häufig an Praktikabilität und Patientencompliance. In-vitro Studien spielen daher eine umso größere Rolle. Dabei gibt es viele Studien über Materialverhalten, aber nur wenige, die sich mit kraftgesteuerten Bewegungsabläufen auseinandersetzen (Alsabti et al. 2021; Bourauel et al. 1992; Fansa et al. 2009; Pandis et al. 2009; Perrey et al. 2015).

Das Ziel der Dissertation war daher die Weiterentwicklung eines bereits etablierten Versuchszustandes im Biomechaniklabor der LMU Poliklinik für Kieferorthopädie München mit einem kraftgesteuerten Bewegungsablauf und dabei gleichzeitiger Erfassung von Kräften und Drehmomenten in allen drei Ebenen des Raumes. Da die Intrusionsbewegung eine kritische Bewegung ist und Ursache für pathologische Nebenwirkungen in Form von Resorptionen sein kann war das Ziel des zweiten Teiles der Dissertation die Simulation von Intrusionsbewegungen an einem Vollbogen, wie es in der Nivellierungsphase und orthodontischen Therapie angewendet wird.

Die Darstellung der Kräfte und Drehmomente ermöglicht dem Behandler/-in eine gezielte klinische Selektion der biomechanischen Bewegungsabläufe und Selektion der Materialien. Dabei wurden verschiedene NiTi-Bögen teils mit und ohne Stufenbiegung untersucht.

### **3. Material und Methodik**

Die nachfolgenden Ausführungen sollen zunächst den Versuchsstand und dessen Aufbau beschreiben, bevor auf die zugrundeliegende Methodik der Versuchsdurchführung und die im Rahmen der Versuche eingesetzten Materialien eingegangen wird.

#### **3.1 Versuchsstand und Aufbau**

Für die Durchführung der Studie konnte auf einen bereits etablierten Versuchsstand des Biomechaniklabors der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Ludwig-Maximilians-Universität München zurückgegriffen werden. In seiner ursprünglichen Form sah der Versuchsstand vor, die Versuchsdurchführung biomechanischer Studien manuell zu steuern. Durch die im Folgenden beschriebene Entwicklung (vgl. 3.3) wurde es möglich, Untersuchungen automatisiert ablaufen zu lassen und damit auch realistischer an physiologischen Parametern zu orientieren.



Abbildung 7: Versuchsstand: abgebildet ist der KUKA KR 5-sixx R650 Industrieroboter (KUKA Roboter GmbH, Deutschland) und das Modell als KAVO Typodont (Kavo Dental GmbH, Deutschland) in der Thermokammer. Der Aufbau ist fest mit einer Ankerplatte verschraubt. Nicht dargestellt sind Sensor, Flansch und Zahn, Computer und die zu untersuchenden Bögen.

Der Aufbau des Versuchsstandes umfasste mehrere Komponenten. Diese ließen sich in Hardware und Softwarekomponenten kategorisieren. Abbildung 7 zeigt einen Teil des Versuchsstandes, den KUKA KR 5-sixx R650 Industrieroboter (KUKA Roboter GmbH, Deutschland) und das Modell als Kavo Typodont (Kavo Dental GmbH, Deutschland) in der Thermokammer.

Das Kavo Typodont Modell war magnetisch durch SAM Axiosplit Montageplatten (SAM Präzisionstechnik GmbH, Deutschland) an einem Aluminiumrahmen befestigt und wurde von einer Thermokammer umgeben. Mittels Temperaturfühler in der Thermokammer und dem

Temperaturregler REX-C100 PID (RKC Instrument Inc., Japan) konnte eine konstante Versuchstemperatur von  $37,0 \pm 0,5$  Grad Celsius gewährleistet werden.

Der KUKA Industrieroboter war über einen Aluminiumflansch mit dem F/T Sensor FTS Nano 17 SI-50-0.50 Sensor der Firma ATI, USA verbunden. Die im Sensor verbauten Dehnungsmessstreifen konnten die aufgebrachten Lasten in allen sechs Freiheitsgraden (3x Translation, 3x Rotation) mit einer Genauigkeit von 0,0125 N (in  $F_x$ ,  $F_y$  und  $F_z$ ) messen. Der Aluminiumflansch wiederum war mit der zu untersuchenden, anatomischen Struktur (für die vorliegende Studie Frontzahn 11) über eine Adapterplatte verbunden.

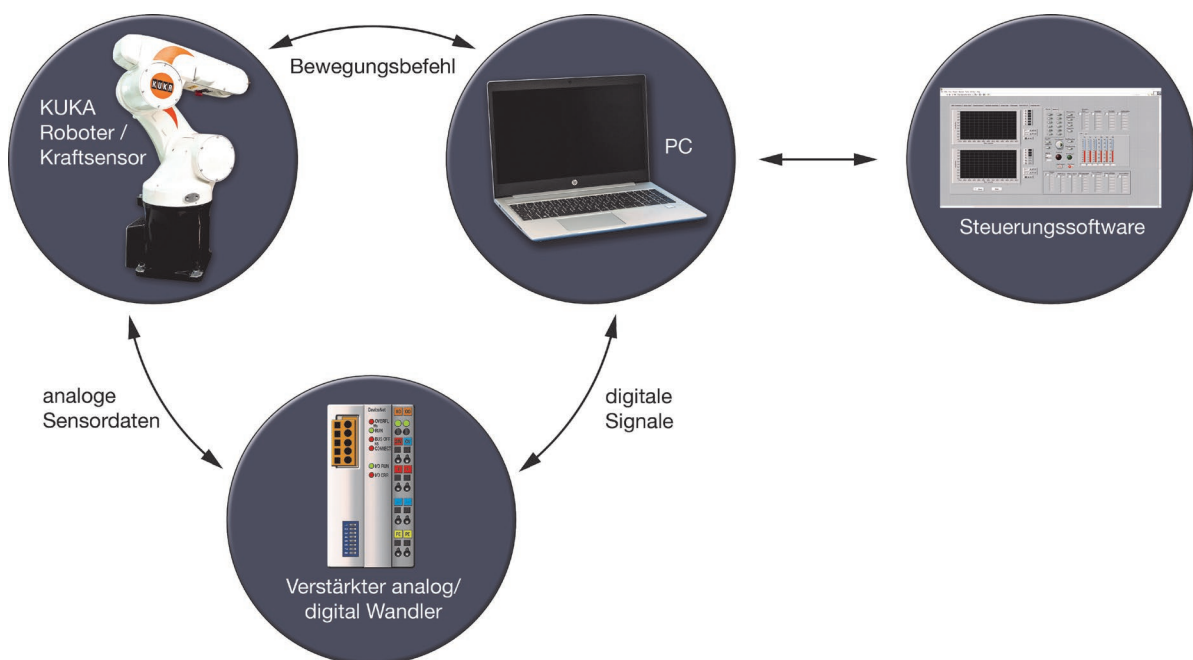


Abbildung 8: Ablaufschema des Versuchsaufbaus ausgewählter Komponenten. Die vom Sensor gemessenen Daten wurden im Verstärker und analog/digital Wandler weiterverarbeitet und dem Computer (PC) zugeleitet. Im Computer wurden die Daten ausgewertet und die Steuerungssoftware sendet mittels programmierter Kraftsteuerung den nächsten Bewegungsbefehl an den Roboter. Der Roboter verfuhr den Zahn entsprechend des Bewegungsbefehls. Die Signalkette fand bis zur Abbruchbedingung fortlaufend statt.

Die vom Sensor gemessenen Daten wurden einem Buskoppler zugeleitet. Der Buskoppler als Verstärker wandelte die analogen in digitale Daten um und speiste die Rohdaten anschließend dem Kuka Roboter Controller (KRC). Im KRC war das Software Technologiepaket „ForceTorqueControl“ installiert, wodurch die digitalen Signale in Kräfte und Drehmomente umgerechnet werden konnten. Anschließend wurden die Informationen mittels User Datagram Protocol (UDP) via Ethernet mit dem Computer (PC) ausgetauscht. Im Computer wurden die Input Daten durch ein Steuerungsprogramm innerhalb von LabView weiterverarbeitet. Die dort programmierte Kraftsteuerung berechnete Positionskorrekturen und der Roboter verfuhr den Zahn

entsprechend des Bewegungsbefehls mit dem Ziel des zyklischen Abbaus der vorhandenen Kräfte und Momente. Die Signalkette, vom Sensor zum Steuerungsprogramm, fand bis zum Eintreten der Abbruchbedingung fortlaufend statt. Als Abbruchbedingung konnten verschiedene Kriterien definiert werden wie z.B. das Unterschreiten festgelegter Kräfte und Momente oder der Ablauf einer vorher festgelegten Zeitdauer. Die Endposition der in den Versuchsreihen intrudierten Zähne war durch gegen Null gehende Kräfte und Drehmomente als Abbruchbedingung definiert.

### 3.2 Versuchsablauf und Vermessungsmethodik

Der Versuchsablauf bestand im Wesentlichen aus zwei Teilen:

1. Auslenkung des zu untersuchenden Zahnes in seine extrudierte, pathologische Ausgangsposition und Einlagieren des Bogens.
2. Automatisiertes (ohne aktives Eingreifen des Benutzers) Überführen des Zahnes mittels Kraftsteuerung sukzessive in die Endposition. Die Endposition war durch gegen Null gehende Kräfte und Drehmomente als Abbruchbedingung definiert.



Abbildung 9: Extrudierte Zahnfehlstellung (linkes Bild) und intrudierte Situation (rechtes Bild) nach aktivierter Kraftsteuerung am Beispiel eines Sentalloy .012 Nickel-Titan Bogens (Dentsply Sirona, USA) mit Stufenbiegung.

Der zu vermessende Zahn wurde zunächst dem KAVO Typodont entsprechend idealpositioniert und anschließend um 1,6 mm in eine für alle Versuchsreihen exakt programmierte Ausgangsposition extrudiert. Für die Idealpositionierung wurde ein Silikonabdruck (Negativform) des KAVO Typodonten angefertigt. Dieser Abdruck wurde an die nunmehr im Untersuchungsmodell im Gips radierte Stelle (Frontzahn 11) von vestibulär angelegt, sodass palatinal der fehlende Zahn als Negativform einsehbar war. Der zu untersuchende und mit dem Sensor verbundene Zahn konnte dadurch exakt an die Stelle des im Gips radierten Frontzahnes 11 positioniert werden.

Im zweiten Teil des Versuchsdurchlaufes übernahm die in LabView hinterlegte Kraftsteuerung die automatisierte Rückführung des Zahnes aus der pathologischen Ausgangsposition in eine neutrale Endposition. Letztere wurde definiert durch nur noch marginal anliegende Kräfte und Drehmomente. Eine zeitliche Kommunikationslimitation zwischen KRC und der LabView Schnittstelle diente der Limitierung der Versuchsdauer. Um die Vergleichbarkeit der Daten zu gewährleisten, wurde für die statistische Auswertung eine Intrusionsstrecke von 0,8 mm (Referenzstrecke) definiert. Die Referenzstrecke wurde so gewählt, dass für alle Bögen zu jedem Punkt Daten vorlagen. Die am Sensor anliegenden Kräfte und Drehmomente wurden kontinuierlich abgegriffen, sodass sich für die zurückgelegte Bewegung des Versuchsobjektes mehrere tausend Datenpunkte auswerten ließen. Der Bogen wurde abschließend ausligiert, der Sensor genullt und durch die definierte Ausgangsposition kann der Roboter für die nächste Versuchsreihe exakt repositioniert werden. Das folgende Flowchart soll den Simulationsprozess veranschaulichen:

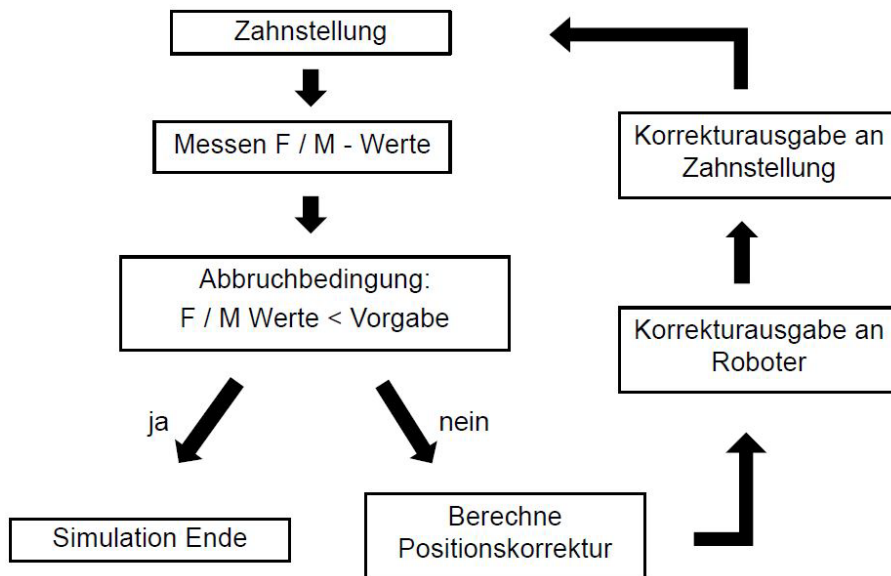


Abbildung 10: Flowchart eines Simulationsprozesses. Gemessen werden die Kräfte (F) und Drehmomente (M) im geschlossenen Regelkreis. Die Signalkette läuft solange die Abbruchbedingung nicht erfüllt ist oder ein manueller Eingriff diese unterbricht.

### 3.3 Entwicklung des Versuchsstands

Die Weiterentwicklung des Versuchsstandes umfasste zum einen den Umbau bzw. die Ergänzung der Hardware um wesentliche Elemente, zum anderen lag ein elementarer Bestandteil in der Neuentwicklung der Softwareprogrammierung. Die Kraftsteuerung und der automatisierte Versuchsablauf bildeten dabei Kern der Entwicklung. Auch floss Entwicklungsarbeit in die Digitalisierung ausgewählter Hardwarekomponenten und deren softwarebasierte Analyse (vgl. 3.3.3). Insgesamt konnte dadurch eine deutliche Erweiterung des Versuchsaufbaus erreicht werden, der für ein breites Spektrum kieferorthopädischer Studien Anwendung finden und diese realistisch abbilden kann.

#### 3.3.1 Hardware

Das Grundgerüst des für die vorliegende Studie genutzten Versuchsstandes war in Teilen bereits existent. Es wurde jedoch zu seinem Einsatzzweck um wesentliche Hardwarekomponenten abgeändert und weiterentwickelt. Neben kleineren Ergänzungen z.B. der Installation eines zusätzlichen Monitors für das Spiegeln des Displays der KUKA Roboter Eingabekonsole, war eine elementare Hardware Erweiterung von größerer Bedeutung. Hierzu zählte die Inbetriebnahme eines Buskopplers, der die Umwandlung analoger in digitale Signale unterstützt. Dadurch war es möglich, den Messsensor direkt mit dem Datenbus der Robotersteuerung KR

C2 (Kuka Robot Control) zu verbinden. Diese Hardwareergänzung ermöglichte ein direktes Einspeisen der Messwerte des vorhandenen 6-Achsen Kraft/Moment-Sensors (F/T Sensor Nano 17 ATI, USA) in die Robotersteuerung sowie ein einfaches Auslesen verschiedener Messdaten. Dazu zählte u.a. auch die Gravitationskompensation der Messungen, die bisher nicht implementiert war. Die Gravitationskompensation egalisiert das natürliche Schwerfeld lokal um einen zu untersuchenden Körper im dreidimensionalen Raum und gibt dadurch präzisere Daten aus. Weiterhin würde es der Buskoppler auch erlauben, den Roboter ohne zusätzliche PC-Messsoftware kraftgesteuert zu verfahren, was jedoch Analyse und vor allem Aufzeichnungsmöglichkeiten ausschließt.

Bisher nicht Teil des Versuchsstandes, jedoch für die Versuchsdurchführung notwendig, war die Konstruktion und Anfertigung eines Werkzeugs zur reproduzierbaren Herstellung von Stufenbiegungen in kieferorthopädischen Nickel-Titan (NiTi)-Drähten. Stufenbiegungen in NiTi-Drähten werden in der Praxis am Patienten regelmäßig durch Zuhilfenahme von Zangen und Gasflammen bzw. dem Memory-Maker umgesetzt. Die technische und handwerkliche Genauigkeit des Behandlers bestimmt dabei Qualität und Reproduzierbarkeit der Stufe. Um derartige Varianzen weitestmöglich zu eliminieren, wurde für die Umsetzung der Stufenbiegung eigens ein Werkzeug aus Edelstahl gefertigt. Dabei wurde die Form der experimentellen Bögen in der Schablone perfekt nachgebildet. Ein im Innern der Schablone direkt am Bogen anliegendes Ni-CrNi-Thermoelement gewährleistet die exakte Temperaturführung während der Wärmebehandlung. Für die Wärmebehandlung wurde das Werkzeug 16 Minuten bei 550 Grad Celsius gegläht (vgl. 3.7).



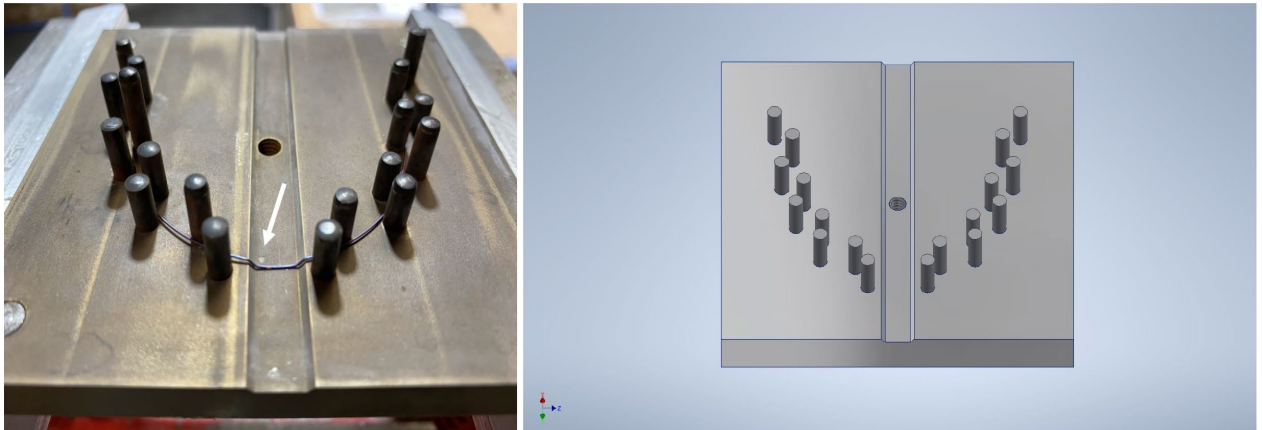


Abbildung 11: Bildhafte Darstellung der entwickelten Schablone für die Umsetzung der Stufenbiegungen. Der zu untersuchende Bogenhafte wird zwischen den Pins eingelegt (linkes Bild), die Schablonenteile werden anschließend verschraubt (nicht dargestellt). Im Ansatz erkennbar ist der Temperaturfühler (weißer Pfeil im linken Bild). Im rechten Bild dargestellt die CAD Zeichnung für das Herstellen der Schablone.

Weitere für die Studie wichtige Komponenten mussten teilweise digital implementiert werden und werden im Folgenden näher erläutert (vgl. 3.3.3).

### 3.3.2 Software

Wesentliche Entwicklungsarbeit der vorliegenden Studie floss in die Softwareprogrammierung und die digitale Verknüpfung der Hardwarekomponenten miteinander. Einen großen Baustein der Programmierung bildete dabei die Software LabView (LabView 2012 Version 12.03f3) ab, ein grafisches Programmiersystem der Firma National Instruments (NI, Austin, Texas, USA). Programme und Unterprogramme in LabView selbst werden dabei als Virtuelle Instrumente (VIs) bzw. SubVIs bezeichnet. Kernstück im Zuge der LabView Programmierung stellte u.a. die Entwicklung des VIs der Kraftsteuerung dar. Die Kraftsteuerung wurde dabei als ein auf mathematischen Algorithmen basierendes Verfahren programmiert.

Wie auch in-vivo wirkten die durch die kieferorthopädische Apparatur ausgeübten Kräfte und Drehmomente auf das Modell. Das VI der Kraftsteuerung ermöglichte dabei ein automatisches Verfahren des Roboters in entsprechende Kraft- bzw. Drehmomentrichtung. Die Bewegungssensibilität des Roboters wurde dabei durch sogenannte „Feedback-Parameter“ bestimmt. Durch Feedback-Parameter wurden den anliegenden Kräften und Drehmomenten eine Bewegungsamplitude zugeordnet, infolge derer der Roboter den Zahn entsprechend sensibel verfährt. Die Herleitung dieses Wirkungszusammenhangs wurde berechnet und experimentell verifiziert.

Für die vorliegende Studie wurde der pathologisch fehlständige Zahn entsprechend anliegender Kräfte und Drehmomente der Multibracketapparatur automatisch durch den Roboter bewegt und bestenfalls in seine idealverzahnte, physiologische Position überführt. Die Position der pathologischen Zahnfehlstellung wurde durch die Steuerungssoftware des Roboters im Roboter einprogrammiert und kann reproduzierbar angefahren werden. Somit konnten für alle Versuche dieselbe Startposition gewährleistet werden. In der Dokumentation garantierte die ebenfalls entwickelte Datensicherung während eines Versuchsablaufes das automatische Speichern aller versuchsrelevanten Parameter z.B. Kräfte und Drehmomente, Translationen und Drehungen in allen sechs Freiheitsgraden an nahezu jeder Versuchsposition. Biomechanische Untersuchungen durch kräftegesteuerte Verfahren sind in der Literatur nicht neu, wie die eingangs erwähnte Studie über das OMSS zeigt (Bourauel et al. 1992). Für den Versuchsstand der vorliegenden Studie kam die entwickelte Kraftsteuerung jedoch erstmalig zum Einsatz und ermöglicht auch zukünftig Erweiterungen für ein breites Spektrum an Untersuchungen.

Neben der umfangreichen Programmierung in LabView kam ferner ein Beckhoff (Beckhoff Automation GmbH & Co.KG, Verl, Deutschland) TWIN CAT 2 KS 2000 - 0010 BK S 200 Filter zum Einsatz, um das initial störende Rauschen eingehender Signale anwendungsorientiert zu filtern.

### 3.3.3 Dreidimensionale geometrische Gegebenheiten

Verschiedene Objekte wurden im Zuge des Versuchsaufbaus miteinander verbunden. Jedes Objekt wies dabei ein eigenes Koordinatensystem auf. Die folgende Abbildung gibt eine Übersicht:

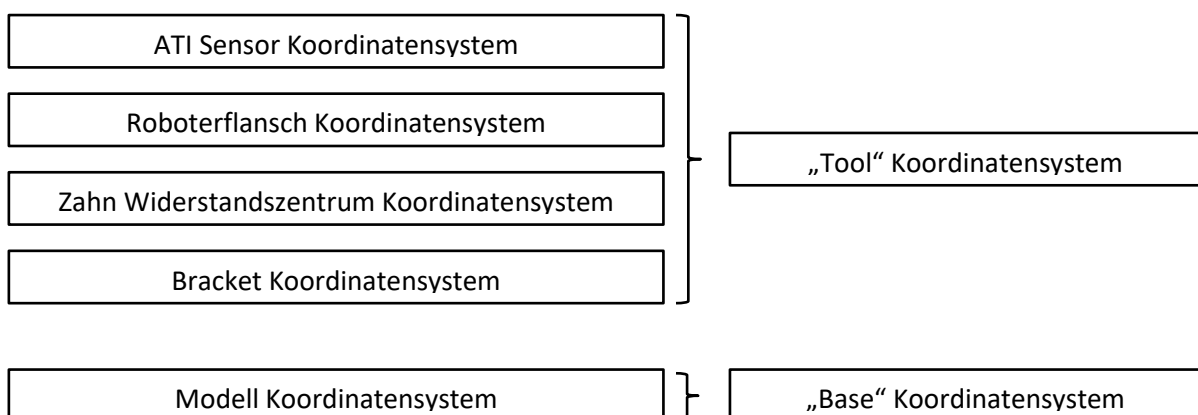


Abbildung 12: Werkzeug („Tool“) und Basis („Base“) Koordinatensysteme des Versuchsaufbaus. Das bewegliche Tool und das starre Base Koordinatensystem mussten in korrekten Bezug zueinander gebracht werden.

---

Für eine erfolgreiche Versuchsdurchführung mussten das bewegliche „Tool“ (Werkzeug) und das starre „Base“ (Basis) Koordinatensystem des Roboters in korrekten Bezug zueinander gebracht werden. Außerdem war es teils notwendig, Objekte zu digitalisieren und diese virtuell zu kombinieren. Dadurch ließen sich relevante Messpunkte, wie z.B. Widerstandszentrum und Kraftangriffspunkt, definieren bzw. ermitteln. Teile des Versuchsaufbaus (Roboterflansch, Sensor und Zahn) konnten mittels CEREC Omnicam Intraoralscanner der Firma Sirona Dental GmbH, Österreich, gescannt werden. Der zu untersuchende Zahn wurde mittels des Modell-scanners KaVo Everest, KaVo Dental GmbH, Deutschland, digitalisiert.

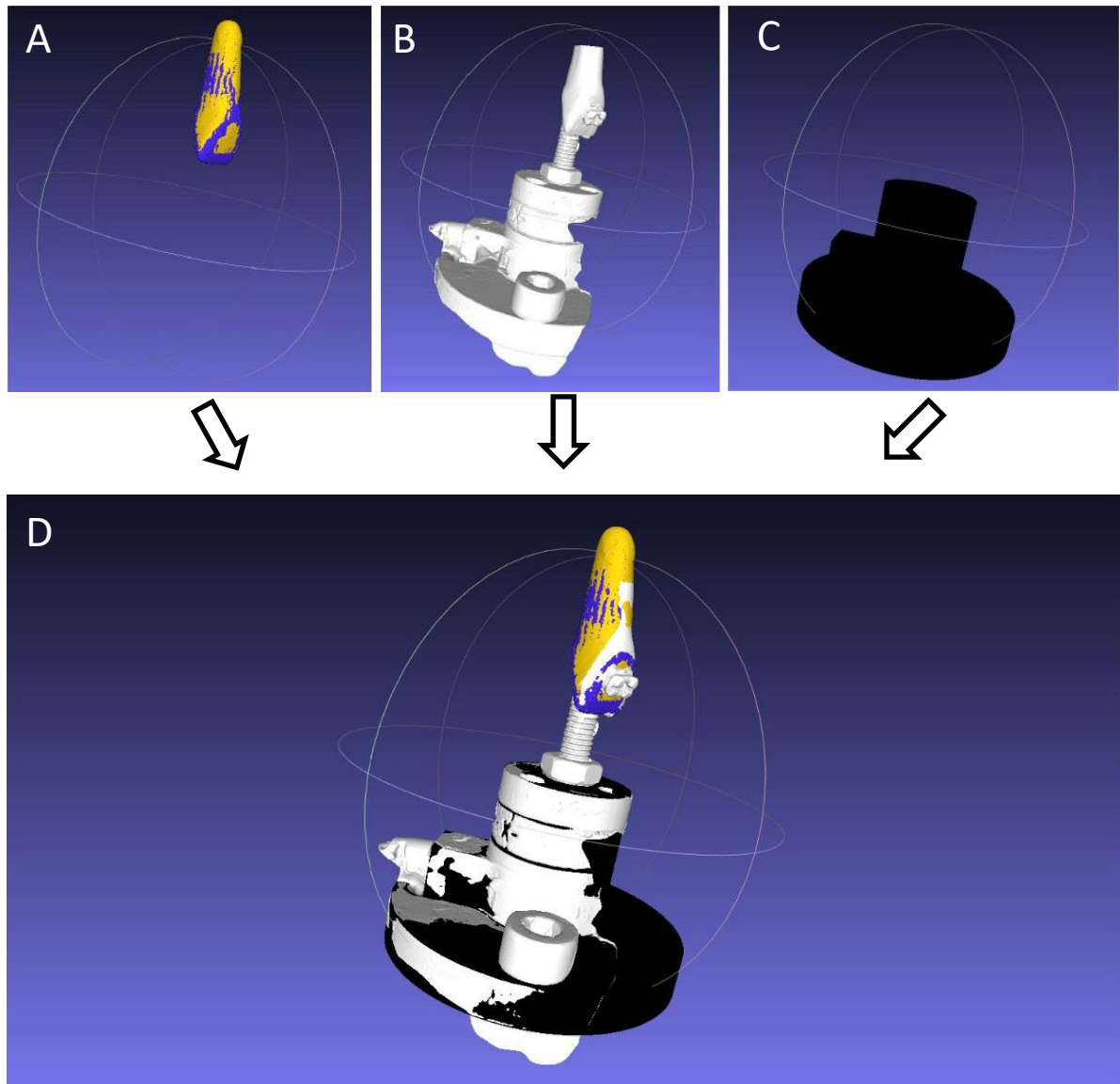


Abbildung 13: Gescannte und in MeshLab importierte Datenätze. Darstellung des Zahnes 11 (A), Scan des Versuchsaufbaus von Roboterflansch, Sensor und Zahnaufbau (B) sowie CAD Datensatz des Roboterflansches (C). Überlagerung und Rekonstruktion der virtuellen Einzeldatenätze (Roboterflansch, Sensor und Zahnaufbau) in MeshLab (D) für die vollständige dreidimensionale Darstellung.

Außerdem konnte zusätzlich auf einen CAD Datensatz des Roboterflansches zurückgegriffen werden. Alle Daten wurden anschließend in die open source Software MeshLab\_64bit (v1.3.4, Institute of Information Science and Technology (ISTI), Italien), eingelesen (Cignoni 2008). Die virtuellen Abbilder von Roboterflansch, Sensor und Zahn konnten zunächst einzeln dargestellt werden (vgl. Abb. 13). Außerdem war es möglich die Datenätze zu kombinieren, um das Gesamtsystem vom Zahn bis zum Roboterflansch als dreidimensionales Modell abzubilden. Die folgende Abbildung 14 verdeutlicht die Methodik.

Durch die virtuelle Darstellung ließ sich das Widerstandszentrum des Zahnes als Massenschwerpunkt bezogen auf die Zahnwurzel Oberfläche näherungsweise bestimmen. Dadurch wurde es für die Messungen möglich, Kräfte und Drehmomente in das Widerstandszentrum des Zahnes zu transformieren.

Neben MeshLab wurde außerdem auf die CAD-Software Autodesk Inventor Professional 2015 (Autodesk, SanRafael, USA) zurückgegriffen. Autodesk Inventor ist eine 3D-CAD-Software für die Modellierung und Simulation und ermöglicht es ähnlich MeshLab, Koordinatensysteme im dreidimensionalen Raum darzustellen und in Bezug zueinander zu setzen. Dies war für die vorliegende Studie z.B. für das Ermitteln numerischer Daten im Sinne der unten beschriebenen Transformationen von Wichtigkeit.

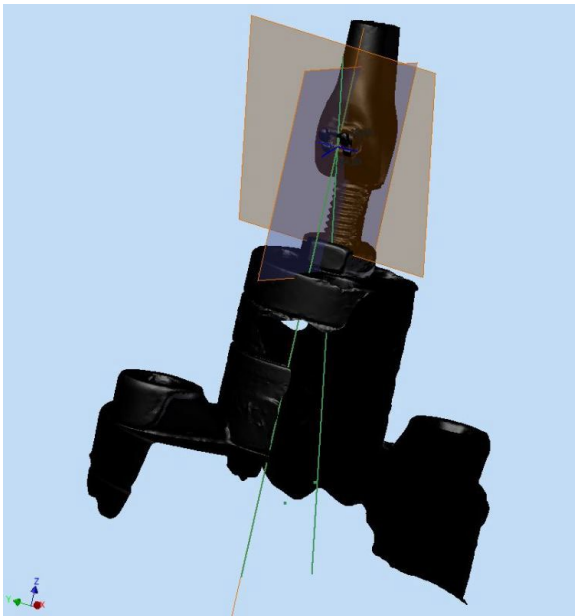


Abbildung 14: Anteiliger Versuchsaufbau (Roboterflansch, Sensor und Zahnaufbau) in Autodesk Inventor mit Darstellung ausgewählter Ebenen im Bracket Koordinatensystem. Innerhalb des CAD Programms konnten die beiden Achsen (grün) des Brackets sowie des Zahnes ermittelt werden. Daraus ließ sich die Verkippung gegen die Achse des Sensors ableiten.

Um das Verhalten des Zahnes im dreidimensionalen Raum korrekt abzubilden, galt es die im Sensor gemessenen Kräfte und Drehmomente ins Widerstandszentrum des Zahnes zu transformieren. Dabei musste berücksichtigt werden, dass aufgrund der Komplexität des Versuchsaufbaus die im Kraftangriffspunkt des Brackets anliegenden Kräfte und Drehmomente nicht direkt, sondern in einer gewissen Distanz durch den Sensor abgegriffen werden. Der Kraftangriffspunkt im Bracket konnte über die in KUKA hinterlegte Softwaresteuerung "Tool Center Point" definiert werden. Dabei verfährt der Roboter aus verschiedenen Ausgangspositionen in eine exakt definierte Endposition im dreidimensionalen Raum.

Durch die oben beschriebene Digitalisierung der relevanten Teile des Versuchsaufbaus Roboterflansch, Sensor und Zahn war es nunmehr möglich, numerische Daten zu gewinnen, mittels derer die Transformation der Kräfte und Drehmomente ins Widerstandszentrum des Zahnes realisiert werden konnte. Die Transformation trägt dem Umstand Rechnung, dass Kräfte und

Drehmomente an einem Punkt im Raum anliegen (= Kraftangriffspunkt im Bracket), dem Betrag nach an einem davon abweichenden, zweiten Punkt im Raum gemessen werden (= Sensor) und deren Auswirkungen jedoch an einem dritten Punkt im Raum (= Widerstandszentrum des Zahnes) analysiert werden sollen. Die Transformation wurde in LabView programmiert und hinterlegt.

### 3.3.4 Proof of Principle

Unterschiedliche Verfahren kamen zur Anwendung, um die Verlässlichkeit des Versuchstandes zu verifizieren. Über definierte Gewichte oder der Anwendung einer Kraftmessdose, die dem Versuchsobjekt angelegt wurden, konnte bspw. die Ausgabe der Kräfte kontrolliert werden. Anliegende Drehmomente ließen sich quantifizieren, indem eine definierte Kraft in vorgegebenem Abstand auf das Versuchsobjekt ausgeübt wurde. Gleichermaßen ließ sich hierbei die Bewegung des Roboters bzw. des Versuchsobjektes bei aktivierter Kraftsteuerung überprüfen.

Darüber hinaus fand die Messung eines NiTi-Drahtes statt, bei dem ein Spannungs-Dehnungsverlauf bzw. Kraft-Weg Verlauf im Sinne einer Hystereseurve untersucht wurde. Hierfür wurde beispielhaft die Biegung für den Biostarter .012 Nickel-Titan Bogen (Forestadent, Deutschland) dargestellt. Der Bogen wurde in das Modell des vorliegenden Versuchstandes einligiert und das Versuchsobjekt 3 mm axial in z-Richtung ausgelenkt (Belastungskurve). Die aktivierte Kraftsteuerung verfuhr das Versuchsobjekt anschließend Kraft- und Drehmoment gesteuert Richtung Ausgangsposition zurück (Entlastungskurve). Es ergaben sich die für NiTi-Drähte typischen Verläufe mit der Hysterese zwischen Be- und Entlastungskurve.

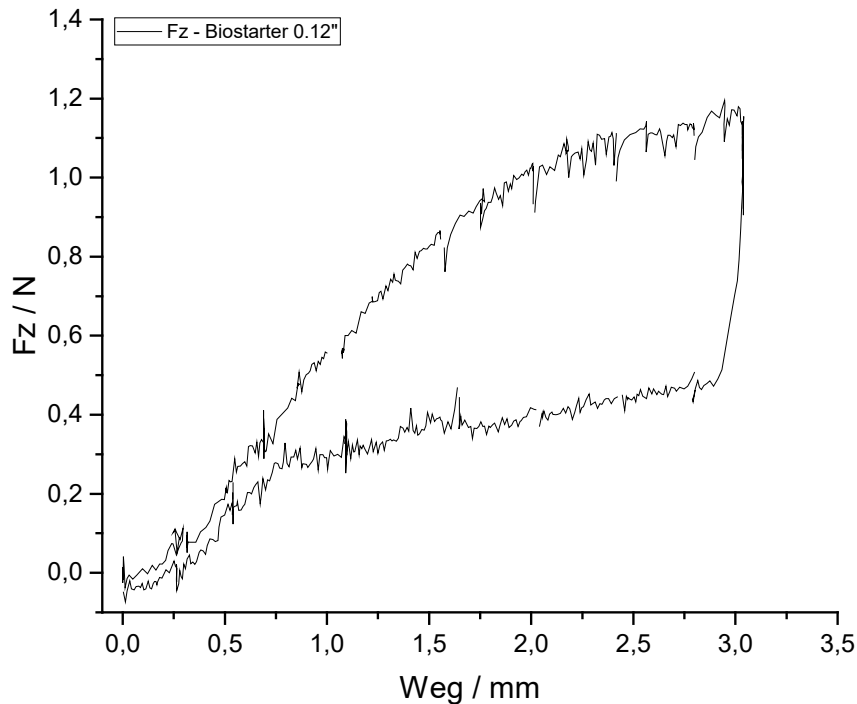


Abbildung 15: Hysteresekurve am Beispiel der Biegung eines Biostarter .012 Bogens. Der Bogen wurde 3 mm axial in z-Richtung ausgelenkt (obere Belastungskurve). Die Auslenkung (Weg/mm) wurde gegen die Kraft in z-Richtung (Fz/N) dargestellt. Die aktivierte Kraftsteuerung verfuhr das Versuchsobjekt anschließend zurück (untere Rücklaufkurve). Es ergab sich ein für Nickel-Titan-Werkstoffe typischer Kraft-Weg-Verlauf mit der typischen Hysterese.

### 3.4 Modell

Bei dem in der vorliegenden Studie zu untersuchendem Zahn handelt es sich um ein gängiges Typodont der Firma Kavo Dental GmbH, Deutschland. Auch das entsprechend zugehörige, idealisierte Modell entspricht dem Kavo Typodont. Es wurde mittels einer Silikon Doublierform hergestellt und mit Dentalhartgips der Klasse IV ausgegossen.



Abbildung 16: In Gips überführtes Modell des Kavo Typodonten (Kavo Dental GmbH, Deutschland) mit beklebten Brackets und eingespanntem Bogen. Der zu untersuchende Frontzahn 11 ist in NEM überführt und am Sensor fixiert.

Für die Versuchsreihen der Einzelzahnbewegungen wurde auf den Frontzahn 11 des Kavo Typodonts zurückgegriffen. Über einen Silikonschlüssel konnte ein Wachsmo­dell des Zahnes 11 hergestellt werden. Dieser wurde anschließend über das in der Zahnersatzkunde übliche, konventionelle Gussverfahren in Nichtedelmetall (NEM) überführt. Bei der NEM Legierung handelte es sich um eine Cobalt-Chrom-Molybdän Dentalgusslegierung der Firma Dentaurum GmbH & Co KG, Deutschland. Der NEM Zahn 11 wurde auf seiner palatinalen Seite der Krone mittels Methylcyanacrylat Klebstoff über eine Schraube am Aluminiumflansch fixiert. Abschließend wurden auf den Zähnen des Modells (17-27) die Brackets händisch und näherungsweise mittels Methylcyanacrylat idealpositioniert verklebt.

### **3.5 Brackets und Bögen**

Bei den vorhandenen Straightwire-Brackets wurde auf die aktiv selbstligierenden BioQuick SL-Brackets .022 Slot der Firma Forestadent (Forestadent, Pforzheim, Deutschland) aus dem McLaughlin/Bennett/Trevesi-System zurückgegriffen. Die Brackets wurden mit einem Zweikomponenten-Epoxidkleber auf dem komplettbezahnten Oberkiefer (17-27) angebracht.



Tabelle 2: Torque, Angulation, In/Out Werte und Rotation der Forestadent BioQuick Brackets (Forestadent, Deutschland).

OK/Maxillary					
Tooth		Torque	Angulation	In/Out	Rotation
1	Centrals	+17°	+4°	1,0	-
2	Laterals	+10°	+8°	1,3	-
3	Cuspids	-7°	+8°	0,8	-
	Cuspids + Hook	-7°	+8°	0,8	-
4	Bicuspids	-7°	0°	0,9	-
	Bicuspids + Hook	-7°	0°	0,9	-
5	Bicuspids	-7°	0°	1,3	-
	Bicuspids + Hook	-7°	0°	1,3	-
6	1 <sup>st</sup> Molar + Hook	-14°	0°	-	12° distal
7	2 <sup>nd</sup> Molar +Hook	-14°	0°	-	12° distal

Für die vorliegende Studie wurden Nickel-Titan-Bögen unterschiedlicher Dimensionen und Hersteller hinsichtlich der von ihnen erzeugten Kräfte und Drehmomente analysiert. Zum Einsatz kamen dabei Biostarter Bögen von Forestadent (Forestadent, Deutschland), AlignXF Bögen von Ormco (Ormco, Brea, California, USA) sowie Sentalloy und Copperloy Bögen der Firma Dentsply Sirona (Dentsply Sirona, York, Pennsylvania, USA) (vgl. Tabelle 2). Die Sentalloy Bögen von Dentsply Sirona wurden zusätzlich mit Stufenbiegung untersucht. Je Bogentypus wurden fünf Bögen in voneinander unabhängigen Messzyklen untersucht. Dies galt auch für die Bögen mit Stufenbiegung. Die eingesetzte Temperaturkammer erlaubte für alle Verfahren physiologische Bedingungen, entsprechend den Materialeigenschaften von Nickel-Titan (NiTi).

Tabelle 3: Vereinfachte Darstellung der eingesetzten Bögen. Für jedes „x“ wurden jeweils fünf neue Drähte in voneinander unabhängigen Messzyklen untersucht. Für Bögen mit x / SB wurden zusätzlich Stufenbiegungen untersucht in ebenfalls fünf voneinander unabhängigen Messungen. Die ausreichende quantitative Testung konnte mittels Poweranalyse bestätigt werden. Als Bracketsystem wurden BioQuick SL-Brackets (Forestadent) eingesetzt, McLaughlin/Bennett/Trevesi-System, 22er Technik.

<b>Hersteller</b>	<b>Bogen</b>	<b>Dimension [inch]</b>		
		<b>0.012</b>	<b>0.014</b>	<b>0.016</b>
<b>Forestadent</b>	<b>Biostarter</b>	x	x	x
<b>Ormco</b>	<b>Align XF</b>	x	x	x
<b>Dentsply Sirona</b>	<b>Sentalloy light</b>		x / SB	x / SB
	<b>Sentalloy medium</b>	x / SB	x / SB	x / SB
	<b>Sentalloy heavy</b>		x / SB	x / SB
	<b>Copperloy</b>	x	x	x

\*SB = mit Stufenbiegung

### 3.6 Roboter

Kernstück des vorliegenden Versuchsstandes bildete der Industrieroboter KR 5-sixx R650 der Firma KUKA Roboter GmbH, Deutschland.

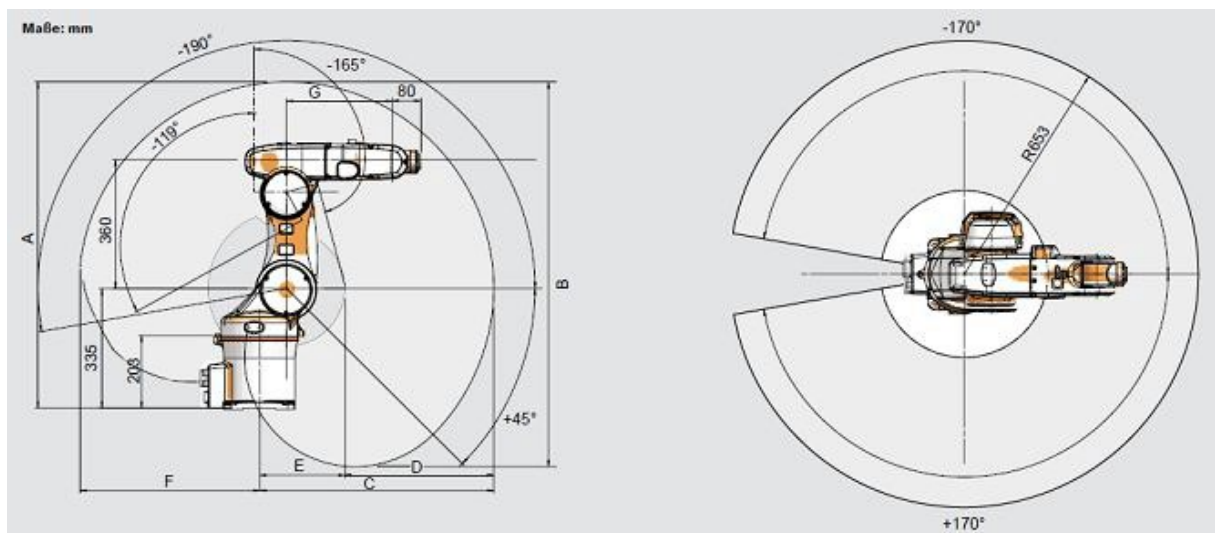


Abbildung 17: Arbeitsbereich des KUKA Roboters (KUKA Roboter GmbH, Deutschland, KUKA 2010).

Der KUKA Industrieroboter KR 5-sixx R650 verfügte über sechs Achsen und dementsprechend sechs Freiheitsgraden. Er konnte computergesteuert oder manuell mit Wiederholgenauigkeiten von  $\pm 0,02$  mm verfahren werden und dabei Traglasten von bis zu 5 kg über ca. 650 mm Reichweite transportieren. Die sechs Freiheitsgrade und hohe Wiederholgenauigkeiten des

Industrieroboters erlaubten es, durch freie Positionierung der Zähne im Raum nahezu alle Zahnfehlstellungen zu simulieren und präzise zu verfahren. Die manuelle Steuerung des Roboters fand über eine Zubehör- Eingabekonsole statt. Die Softwaresteuerung erfolgte mittels eines Steuerungsprogrammes innerhalb der Plattform LabView über einen Computer.

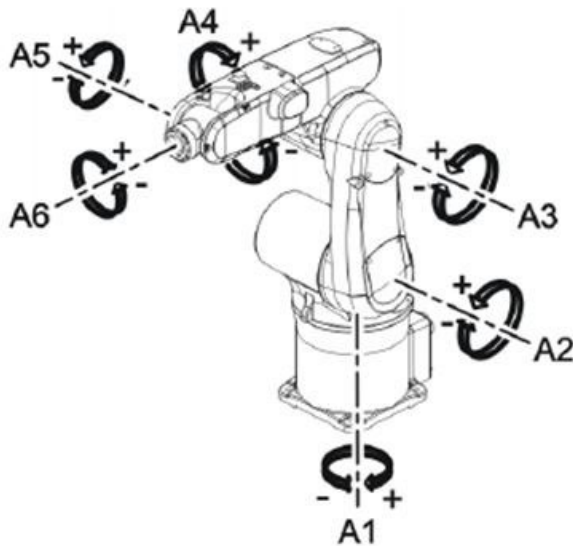


Abbildung 18: KUKA Roboterachsen (KUKA Roboter GmbH, Deutschland, KUKA 2010).

### 3.7 Stufenbiegung

Für die Versuchsreihen der vorliegenden Dissertation wurden neben unbearbeiteten Originalbögen auch Nickel-Titan-Bögen mit 1,2 mm Stufe eingesetzt. Das Einbringen der Stufe erfolgte mittels eines eigens dafür hergestellten Werkzeugs (vgl. 3.3.1). Die durch Wärmebehandlung eingebogene Stufe wies eine Höhe von 1,2 mm auf und entsprach in der Breite dem zu untersuchenden Frontzahn (9 mm). Für die Wärmebehandlung wurde das Werkzeug in einen Heraeus K 750/1 Umluftofen (Heraeus GmbH, Deutschland) 16 Minuten bei 550 Grad Celsius geglüht. Die Verifikation der Temperatur erfolgte mittels eines Messfühlers im Ofen sowie einem zusätzlichen Temperaturfühler im Innern der Schablone. Die Dauer der Wärmebehandlung wurde über eine Stoppuhr sekundengenau kontrolliert.

### 3.8 Statistik

Die deskriptive Statistik wurde mittels SPSS Statistics 26 (IBM, USA) und Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corporation, USA) erstellt. Für die Verifikation ausreichender, quantitativer Testungen wurde eine statistische Poweranalyse (Fallzahlanalyse) durchgeführt. Es wurde eine Varianzanalyse (Kruskal-Wallis-Test) durchgeführt. Das Signifikanzniveau betrug 0,05 ( $p =$

0,05), Signifikanzwerte wurden von der Bonferroni-Korrektur für mehrere Tests angepasst. Berechnet wurden Mittelwerte und Standardabweichungen. Die Umsetzung grafischer Darstellungen der Ergebnisse erfolgte mittels OriginProm Version 2020 (OriginLab Corporation, Northampton, MA, USA). Dabei wurden Kräfte und Drehmomente in Abhängigkeit der Intrusionsstrecke dargestellt.

## 4. Ergebnisse

Im ersten Teil der Versuchsreihen erfolgten Untersuchungen zu Intrusionsbewegungen mit Bögen ohne Stufenbiegung. Im zweiten Teil wurden die Versuche mit Stufenbiegungen für ein Set ausgewählter Drähte durchgeführt.

Mittels Tabellen wurden die Daten initialer Kräfte ( $F_z$ ) und initialer Drehmomente ( $M_x$ ) sowie realisierter Intrusionsstrecken ( $z$ ) für die Bögen der einzelnen Herstellertypen gegliedert. Außerdem wurde eine Varianzanalyse durchgeführt, diese umfasste initiale Kräfte, initiale Drehmomente sowie dieselben Kräfte und Drehmomente über eine Referenzstrecke von 0,8 mm.

Die in  $z$ -Richtung des Sensors gemessenen Kräfte entsprechen intrudierenden Kräften ( $F_z$ ) und werden als positive Werte angegeben. Höhere positive Werte implizieren eine höhere intrudierende Kraft. Die Drehmomente um die  $x$ -Achse ( $M_x$ ), in negativen Werten, sind Protrusionsdrehmomenten gleichzusetzen. Höhere negative Werte implizieren ein höheres protrudierendes Drehmoment. Die Darstellung der statistischen Auswertungen erfolgte ebenfalls mittels ausgewählter Tabellen. Für die grafische Umsetzung der Ergebnisse wurde die Kraft ( $F_z$ ) gegen die Strecke ( $z$ ) sowie das Drehmoment ( $M_x$ ) ebenso gegen die Strecken ( $z$ ) aufgetragen.

Für einen ersten Überblick, sowie zur groben Vergleichbarkeit der gemessenen Daten zwischen den Drähten, sollen die Streudiagramme Abbildung 19 (Kräfte) und Abbildung 20 (Drehmomente) aller getesteten Bögen ohne Stufenbiegungen dienen.

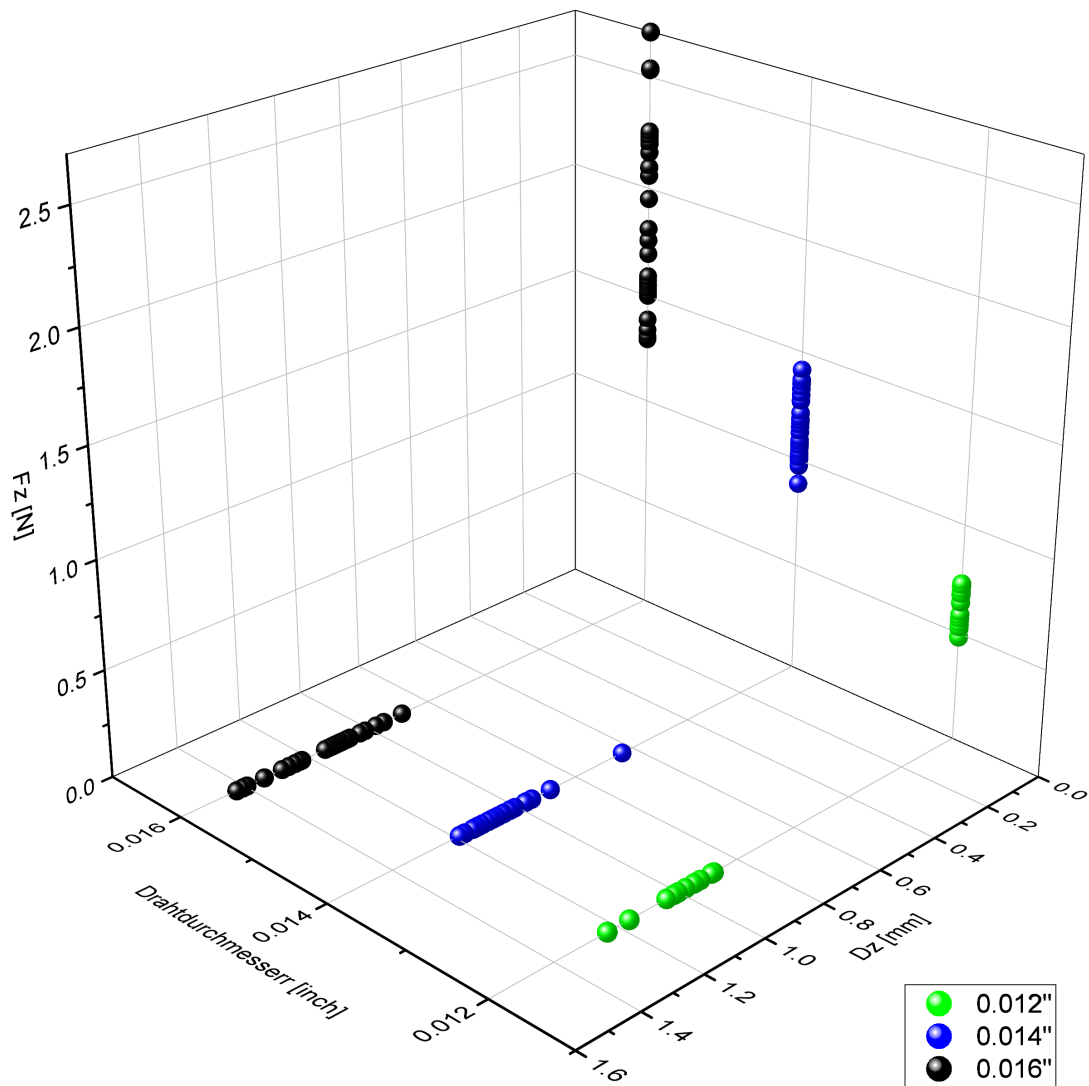


Abbildung 19: Streudiagramm für alle untersuchten Bögen ohne Stufenbiegungen für die Kriterien Drahtdurchmesser [Inch], initiale Intrusionskräfte in z-Richtung  $F_z$  [N] und realisierte Intrusionsstrecke in z-Richtung  $D_z$  [mm]. Je höher die Dimension der untersuchten Bögen, desto größer die initial intrudierenden Kräfte und deren Streuung. Ein ähnliches Bild zeichnet sich für die Relation von Bogendimension mit realisierter Intrusionsstrecke ab mit jedoch vereinzelt Abweichungen.

Die obige Abbildung 19 zeigt dabei bereits im Überblick, dass die gemessenen initialen Kräfte mit zunehmendem Drahtdurchmesser stärker streuen. Eine ähnliche Tendenz ist auch für die zurückgelegten Intrusionsstrecken zu sehen, jedoch hier wesentlich weniger ausgeprägt. Des Weiteren ist zu erkennen, dass mit zunehmendem Drahtdurchmesser der zurückgelegte Weg im Mittel ebenso ansteigt.

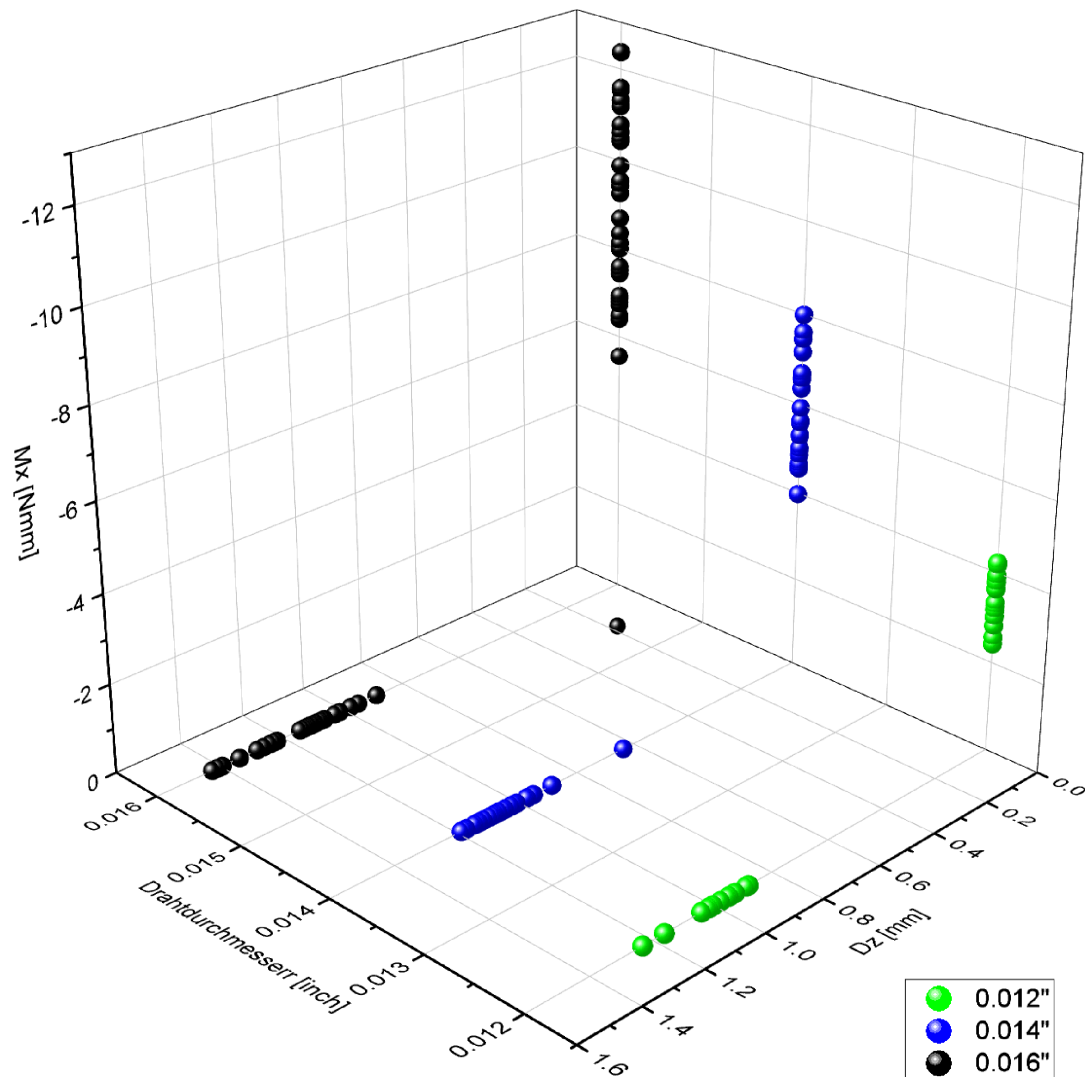


Abbildung 20: Streudiagramm für alle untersuchten Bögen ohne Stufenbiegungen für die Kriterien Drahtdurchmesser [Inch], initiale Protrusionsdrehmomente  $M_x$  [Nmm] und realisierte Intrusionsstrecke in z-Richtung  $D_z$  [mm]. Je höher die Dimension der untersuchten Bögen, desto größer die initialen Drehmomente und deren Streuung. Ein ähnliches Bild zeichnet sich für die Relation von Bogendimension mit realisierter Intrusionsstrecke ab, mit jedoch vereinzelt Abweichungen.

Wie zuvor für die intrudierenden Kräfte zu sehen, zeigt Abbildung 20 ein ähnliches Verhalten für die Drehmomente. Auch die initialen Drehmomente streuen bei größeren Drähten stärker.

#### 4.1 Ergebnisse der Intrusion ohne Stufenbiegung desselben Herstellers

Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden im Folgenden beispielhaft lediglich die Graphen der Biostarter Bögen der Firma Forestadent abgebildet (vgl. 4.1.1).

### 4.1.1 Forestadent Biostarter Bögen

Die initialen Intrusionskräfte ( $F_z$ ) der Biostarter Drähte von Forestadent nahmen mit zunehmender Bogendimension zu. Sie lagen in der Spitze bei 1,578 N für die Biostarter 0.016“ Bögen. Auch die initialen Drehmomente um die x-Achse (Protrusionsdrehmoment  $M_x$ ) nahmen mit zunehmender Dimension zu und erreichten ein durchschnittliches Maximum der Biostarter 0.016“ Bögen von -7,261 Nmm. Die Intrusionsstrecken variierten. Sie lagen für die Bögen der Dimension 0.012“ und 0.014“ annähernd identisch, jedoch konnte für die Bögen der 0.016“ Dimension eine höhere Intrusionsstrecke von 1,281 mm registriert werden. Damit erreichten die 0.016“ Biostarter Bögen die größte Intrusionsstrecke im Vergleich zu den übrigen Herstellern, obgleich die initialen Intrusionskräfte im Herstellervergleich den zweitniedrigsten Wert aufwiesen.

Tabelle 4: Mittelwerte der initiale Intrusionskräfte  $F_z$  [N], der initiale Protrusionsdrehmomente  $M_x$  [Nmm], jeweilige Standardabweichungen (SD) und realisierte Intrusionsstrecken  $z$  [mm] der Biostarter Bögen von Forestadent.

Drahtbogen [Inch]	Fz [N]		Mx [Nmm]		z [mm]	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD
Biostarter .012	0,561	±0,079	-2,649	±0,268	1,089	±0,134
Biostarter .014	1,074	±0,068	-4,753	±0,174	1,049	±0,067
Biostarter .016	1,578	±0,105	-7,261	±0,391	1,281	±0,085

Abbildung 21 zeigt beispielhaft die fünf Versuchsdurchläufe der Biostarter 0.012“ Bögen in einem Kraft ( $F_z$ ) – Strecken ( $z$ ) Diagramm. Da die initialen Intrusionskräfte mit zunehmender Bogendimension zunahmen und für andere Hersteller teilweise über 2 N erreichten, wurde aus Gründen der Vergleichbarkeit für die y-Achse eine Skalierung bis 3 N gewählt. Ebenso wurden die Kurven durch die Anwendung eines gleitenden Durchschnitts mit einer Schrittweite von 20 Wertepaaren geglättet.

Die 0.012“ Bögen zeigen geringe initiale Kräfte von im Mittel nur 0,561 N. Der Bewegungsverlauf ist für alle fünf untersuchten Drähte sehr ähnlich. Gegen Ende des Versuchsablaufes tritt eine Häufung der Messwerte auf einer geringen Strecke auf, da sich der Zahn hier in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte.



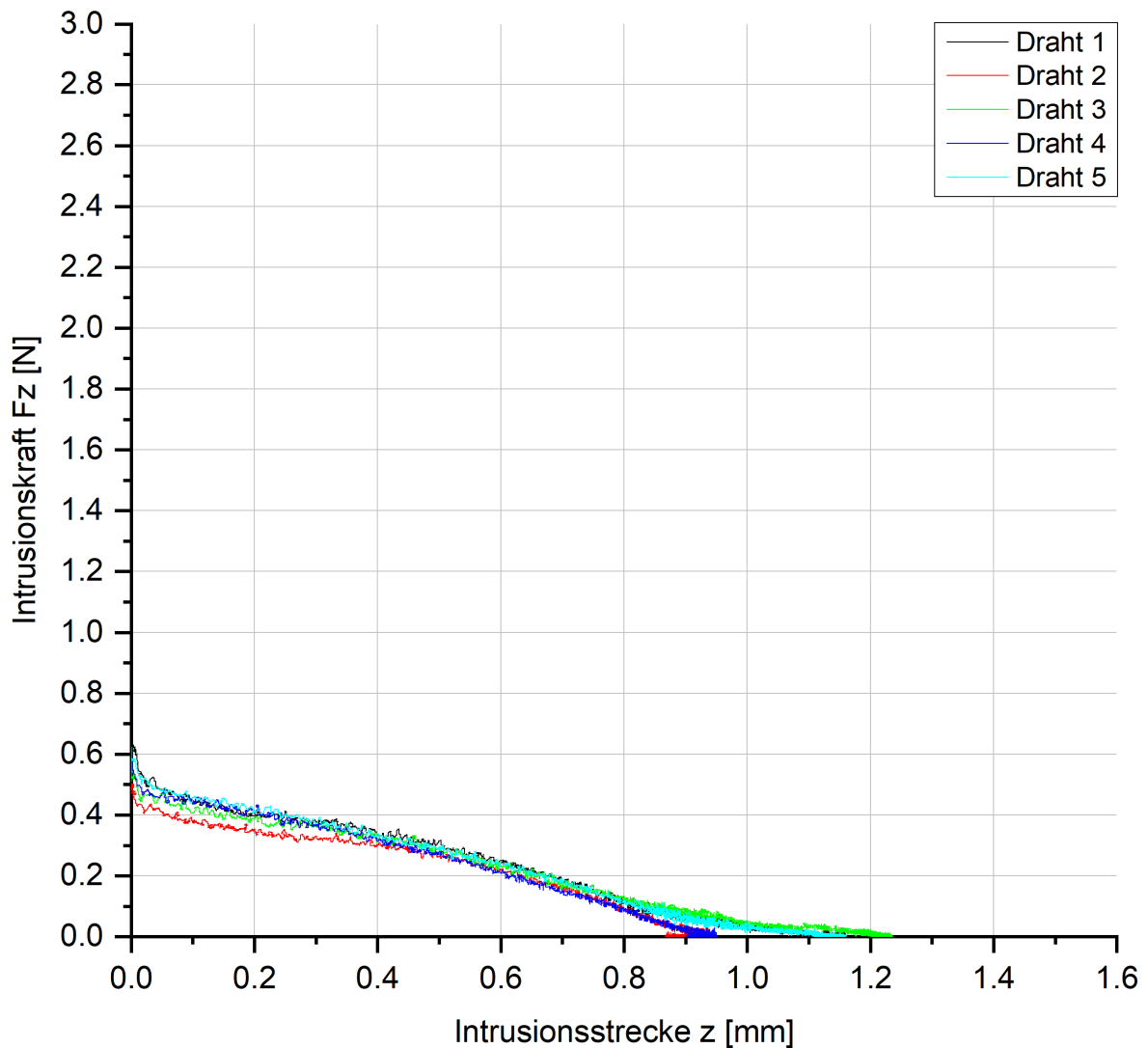


Abbildung 21: Initiale Intrusionskräfte  $F_z$  [N] in Relation zur Intrusionsstrecke  $z$  [mm] für die fünf Versuchsdurchläufe der Biostarter 0.012“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis 3 N gewählt.

In Abbildung 22, Abbildung 24 und Abbildung 26 wurden die initialen Protrusionsdrehmomente  $M_x$  [Nmm] in Relation zur Intrusionsstrecke  $z$  [mm] für die jeweils fünf Versuchsdurchläufe der Biostarter Bögen in Drehmoment ( $M_x$ ) – Strecken ( $z$ ) Diagrammen dargestellt. Da die Drehmomente mit zunehmender Bogendimension zunahm und für andere Hersteller teilweise über 12 Nmm erreichten, wurde aus Gründen der Vergleichbarkeit für die y-Achse eine Skalierung bis 16 Nmm gewählt. Ebenso wurden die Kurven durch die Anwendung eines gleitenden Durchschnitts mit einer Schrittweite von 20 Wertepaaren geglättet. Die Kurvenverläufe der fünf Drähte liegen auch für die Drehmomente sehr nahe beisammen. Auch die initialen Drehmomente von im Mittel -2,649 Nmm streuen nur in geringem Maße.

Gegen Ende des Versuchsablaufes häufen sich die Messwerte da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte.

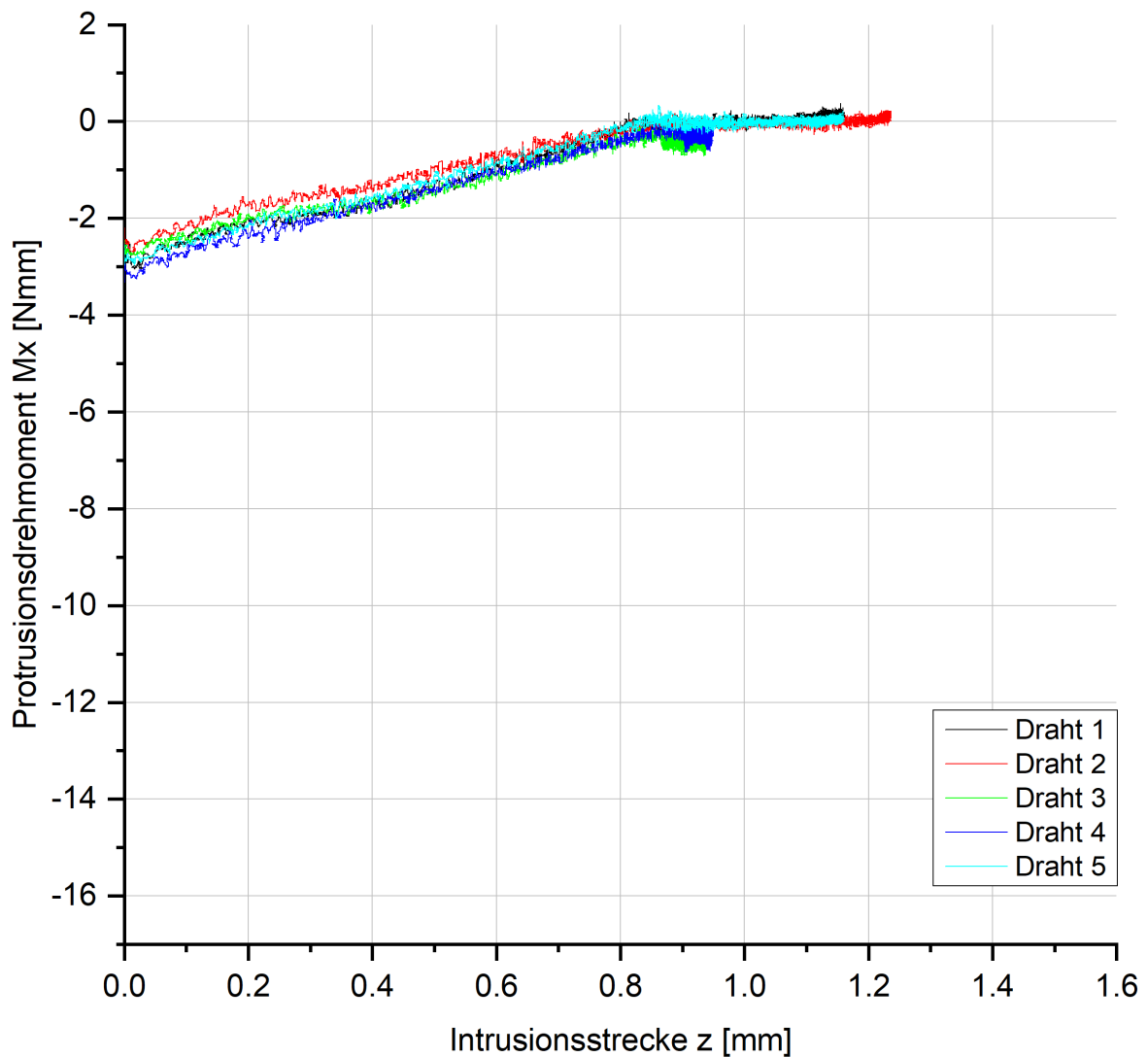


Abbildung 22: Initiale Protrusionsdrehmomente  $M_x$  [Nmm] in Relation zur Intrusionsstrecke  $z$  [mm] für die fünf Testdurchläufe der Biostarter 0.012“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen auch gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis 16 Nmm gewählt.

Die Bewegungsabläufe für Biostarter Bögen der Dimension 0.014“ (Abbildung 23) weisen für ihre initialen intrudierenden Kräfte bereits höhere Werte von im Mittel 1,074 N auf. Dies entspricht circa einer 0,5 N höheren Kraft als bei Drähten der Dimension 0,012“ bzw. ungefähr einer Verdopplung der Kraft. Im Gegensatz zu den Drähten geringerer Durchmesser weichen die Kurven stärker voneinander ab. Erst gegen Ende der Bewegungsstrecke nähern sie sich einander wieder an.

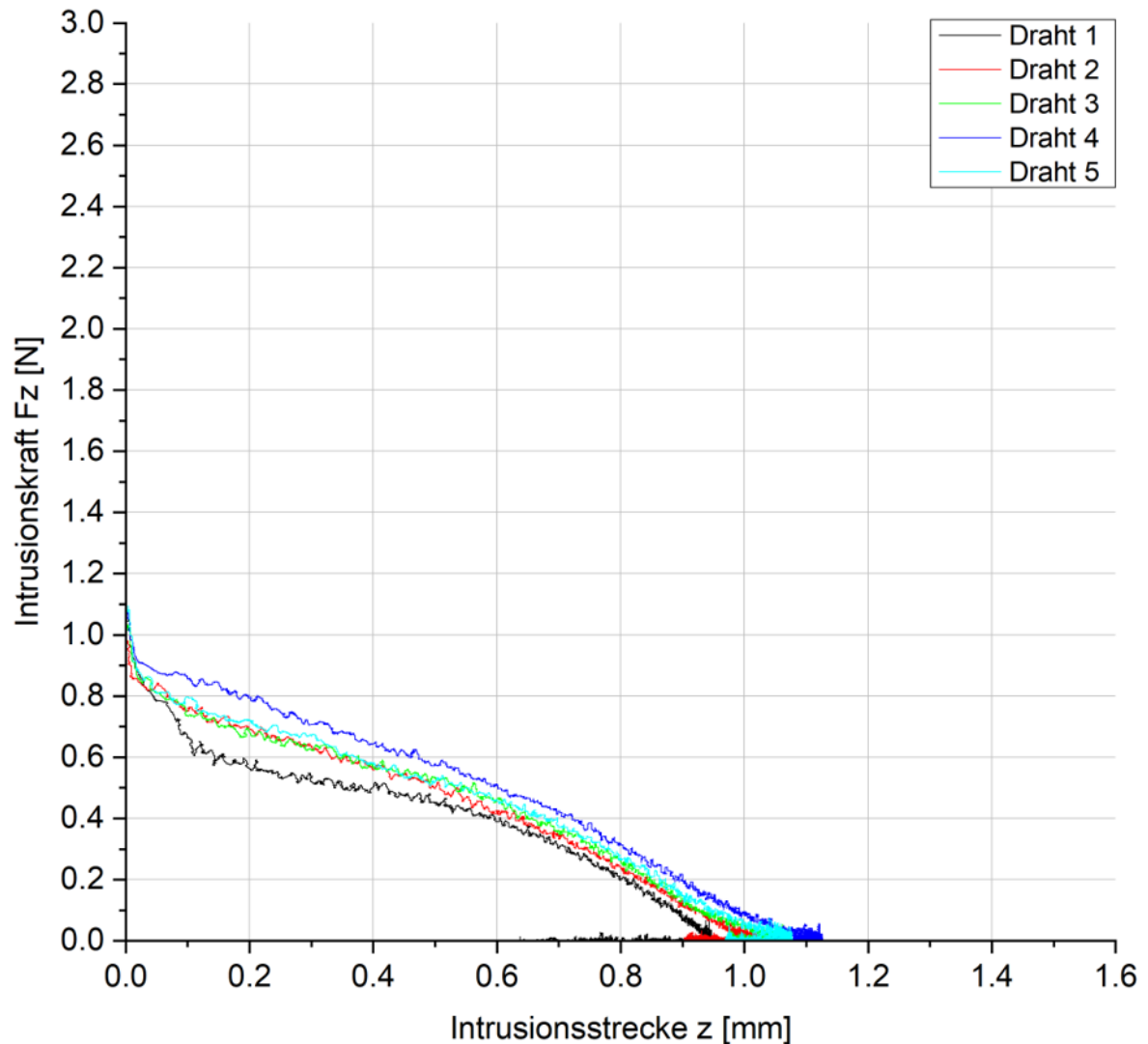


Abbildung 23: Initiale Intrusionskräfte  $F_z$  [N] in Relation zur Intrusionsstrecke  $z$  [mm] für die fünf Versuchsdurchläufe der Biostarter 0.014“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen auch gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis drei Newton gewählt.

Im Vergleich zu den Kraft-Weg Diagrammen zeigen sich die Verläufe der Drehmomente (Abbildung 24), ausgehend von einem initialen Moment von -4,753 Nmm wieder einheitlicher. Auffällig ist jedoch eine Häufung der Messwerte nahe dem vollständigen Abbau des Drehmoments. Eine weitere Häufung in diesem Bereich in Richtung geringerer Intrusionsstrecken ist ebenso zu erkennen und deutet auf eine kurzfristige Umkehr der Bewegungsrichtung an.

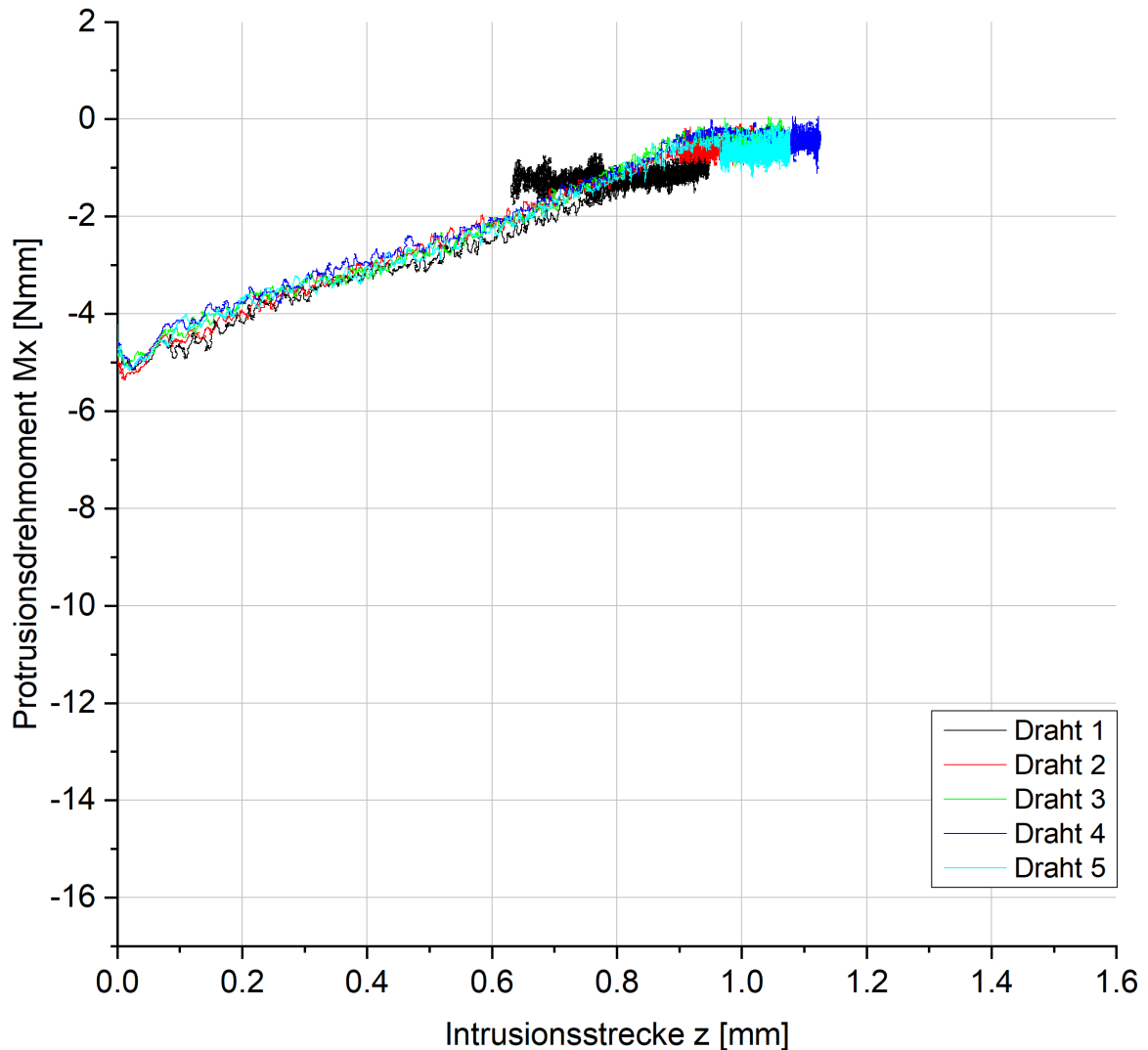


Abbildung 24: Initiale Protrusionsdrehmomente  $M_x$  [Nmm] in Relation zur Intrusionsstrecke  $z$  [mm] für die fünf Testdurchläufe der Biostarter 0,014“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen auch gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis 16 Nmm gewählt.

Bei den Drähten der Dimension 0,016“ zeigten die Messung eine mittlere initiale Kraft in Intrusionsrichtung von 1,578 N. Im Vergleich zu den 0,014“ großen Drähten ist die Kraft um ca. 0,5 N höher, verglichen mit den Drähten der Dimension 0,012“ um ca. 1,0 N. Der Verlauf der Kurven ist im Verhältnis sehr ähnlich zueinander, eine gewisse Streuung ist zu erkennen. Ebenso ist die Abflachung der Kurven am Ende der Bewegungsstrecke stärker ausgeprägt. Auch in diesem Bereich ist wiederum eine Häufung der Messwerte zu erkennen.

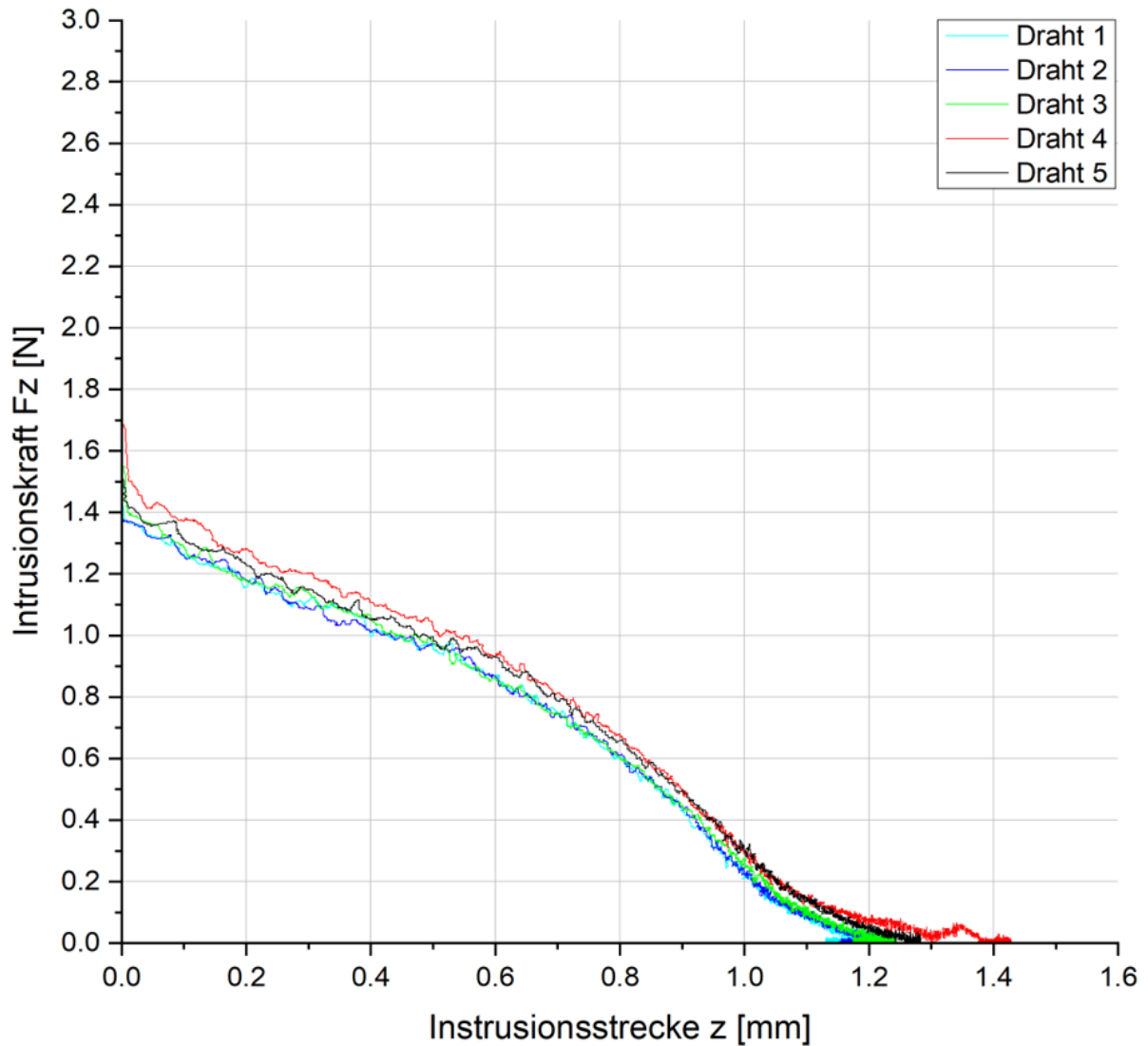


Abbildung 25: Initiale Intrusionskräfte  $F_z$  [N] in Relation zur Intrusionsstrecke  $z$  [mm] für die fünf Versuchsdurchläufe der Biostarter 0.016“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen auch gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis 3 N gewählt.

Die Protrusionsdrehmomente starten im Mittel bei  $-7,261$  Nmm. Die Kurvenverläufe weisen eine deutliche Krümmung auf; die Variation in den Verläufen verringert sich im letzten Drittel der Strecke wodurch die Kurven sich angleichen. Kurz vor Ende der Bewegungsstrecke häufen sich die Messwerte wieder.

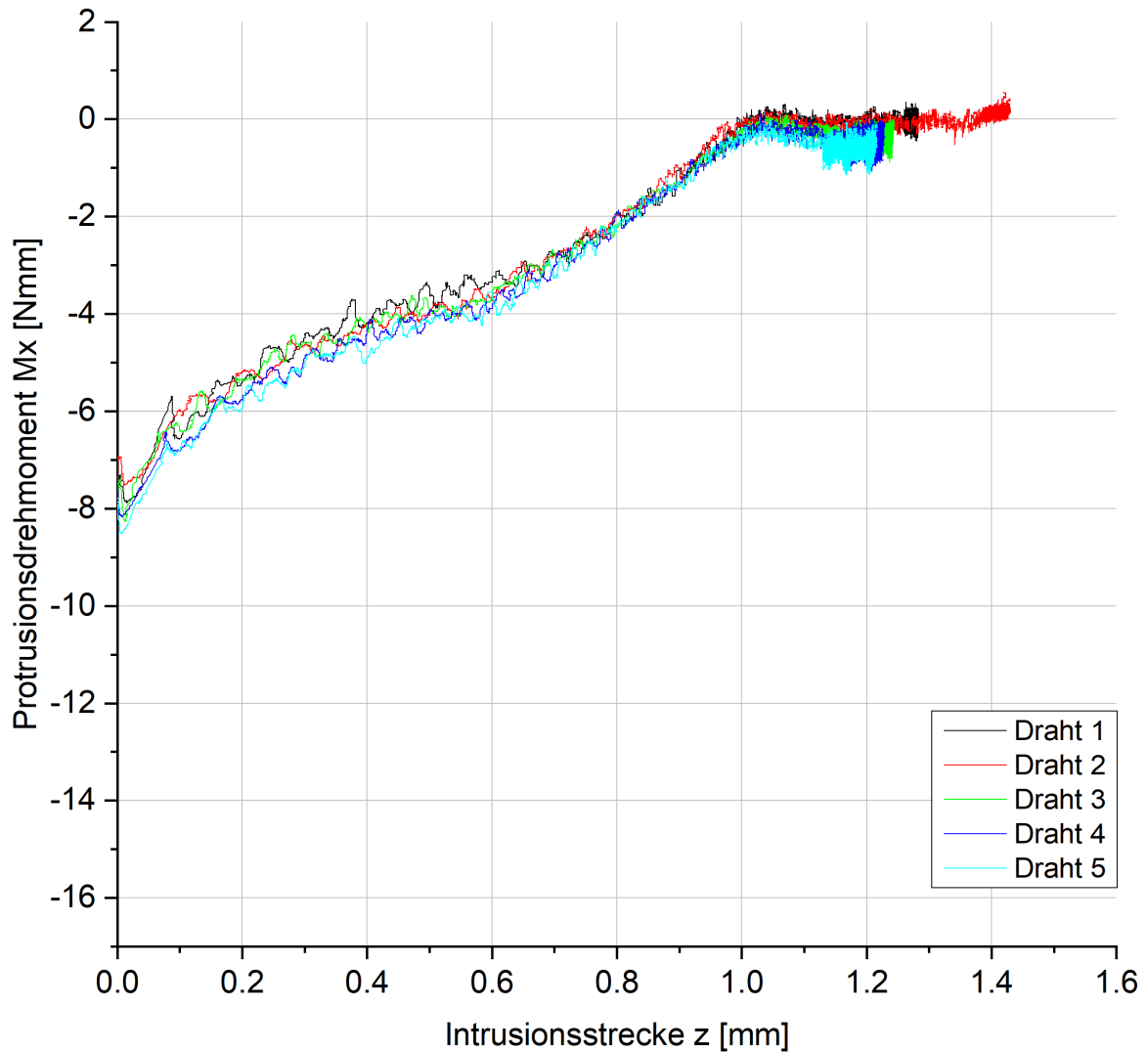


Abbildung 26: Initiale Protrusionsdrehmomente  $M_x$  [Nmm] in Relation zur Intrusionsstrecke  $z$  [mm] für die fünf Testdurchläufe der Biostarter 0.016“ Bögen. Gegen Ende des Versuchsablaufes überlagerten die Kurven und ergaben eine zunehmend verschwommene Abbildung, da sich der Zahn in Relation zur Versuchsdauer nur noch marginal bewegte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit der Abbildungen auch gegenüber weiteren Herstellern wurde für die y-Achse eine Skalierung bis 16 Nmm gewählt.

Die hier als beispielhaft gezeigten Drähte der Biostarter Reihe zeigen ein vergleichbares Verhalten wie die Drähte anderer Hersteller. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden diese daher als Vertreter gewählt und beispielhaft gezeigt.

### 4.1.2 Dentsply Sirona Copperloy Bögen

Initiale Kräfte (in z-Richtung) und Drehmomente (um die x-Achse) sowie die zurückgelegten Intrusionsstrecken nahmen für die Copperloy Drähte von Dentsply Sirona mit zunehmender Bogendimension zu. Tabelle 5 gibt eine Übersicht:

Tabelle 5: Initiale Intrusionskräfte  $F_z$  [N], initiale Protrusionsdrehmomente  $M_x$  [Nmm], jeweilige Standardabweichungen (SD) und realisierte Intrusionsstrecken  $z$  [mm] der Copperloy Bögen von Dentsply Sirona.

Drahtbogen [Inch]	Fz [N]		Mx [Nmm]		z [mm]	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD
Copperloy .014	1,126	±0,081	-4,81	±0,497	0,998	±0,030
Copperloy .016	1,853	±0,506	-5,556	±3,748	1,031	±0,086

Im Maximum lag die initiale Intrusionskraft  $F_z$  [N] für den Copperloy 0.016“ Bogen bei 1,853 N. Das Protrusionsdrehmoment  $M_x$  [Nmm] erreichte dabei ein Maximum von -5,556 Nmm und die zurückgelegte Intrusionsstrecke erwies sich mit 1,031 mm als die geringste im Vergleich zu den übrigen Herstellern in derselben Dimension.

### 4.1.3 Dentsply Sirona Sentalloy Bögen

Die Sentalloy Bögen von Dentsply Sirona wiesen je nach Dimension und Ausführung zunehmende Kräfte und Drehmomente für steigende Bogendimensionen auf. Der Sentalloy 0.012“ medium Bogen erreichte durchschnittlich initiale Kräfte von 0,621 N während der Sentalloy 0.016“ heavy ein durchschnittliches Maximum von 2,254 N aufwies und damit mehr als dreimal so viel und auch den höchsten Wert im Herstellervergleich.

Tabelle 6: Initiale Intrusionskräfte  $F_z$  [N], initiale Protrusionsdrehmomente  $M_x$  [Nmm], jeweilige Standardabweichungen (SD) und realisierte Intrusionsstrecken  $z$  [mm] der Sentalloy Bögen von Dentsply Sirona.

Drahtbogen [Inch]	Fz [N]		Mx [Nmm]		z [mm]	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD
Sentalloy .012 medium	0,621	±0,073	-3,524	±0,425	0,956	±0,052
Sentalloy .014 light	0,996	±0,071	-5,011	±0,448	0,937	±0,186
Sentalloy .014 medium	1,175	±0,072	-5,623	±0,574	1,058	±0,051
Sentalloy .014 heavy	1,292	±0,083	-6,627	±0,048	1,130	±0,042
Sentalloy .016 light	1,442	±0,127	-6,781	±0,937	1,135	±0,172
Sentalloy .016 medium	1,637	±0,328	-9,609	±0,871	1,087	±0,015
Sentalloy .016 heavy	2,254	±0,174	-10,047	±1,046	1,177	±0,130

Ein ähnliches Bild zeichnete sich für die Protrusionsdrehmomente ab, bei denen die Maximum Werte des Sentalloy 0.016“ heavy mit -10,047 Nmm ebenfalls fast dreimal so hoch waren wie

jene des Sentalloy 0.012“ medium. Die realisierten Intrusionsstrecken variierten kaum. So konnten für zunehmende Dimensionierungen höhere Intrusionsstrecken realisiert werden. Diese Tendenz wurde lediglich für die niedere Dimensionierung der Sentalloy 0.012“ medium Drähte unterbrochen, die eine höhere Intrusionsstrecke aufzeigten als jene eine Dimension höher liegenden Sentalloy Bögen der Kategorie 0.014“ light. Die maximale Differenz zwischen den realisierten Intrusionsstrecken unterschiedlicher Dimensionen lag bei 0,24 mm und damit ähnlich im Herstellervergleich.

#### 4.1.4 Ormco AlignXF Bögen

Initiale Kräfte (in z-Richtung) und initiale Drehmomente (um die x-Achse) sowie die zurückgelegten Intrusionsstrecken nahmen für die AlignXF Bögen von Ormco mit zunehmender Bogen dimension zu (vgl. Tab. 7). Dabei erreichte der AlignXF 0.016“ mit 2,18 N die zweithöchsten initialen Intusionskräfte und mit -11,466 Nmm das höchste initiale Protrusionsdrehmoment im Herstellervergleich.

Tabelle 7: Initiale Intrusionskräfte Fz [N], initiale Protrusionsdrehmomente Mx [Nmm], jeweilige Standardabweichungen (SD) und realisierte Intrusionsstrecken z [mm] der Align XF Bögen von Ormco.

Drahtbogen [Inch]	Fz [N]		Mx [Nmm]		z [mm]	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD
AlignXF .012	0,690	±0,035	-3,922	±0,159	0,985	±0,059
AlignXF .014	1,321	±0,103	-7,384	±0,482	1,133	±0,040
AlignXF .016	2,180	±0,261	-11,466	±0,634	1,141	±0,146

Die Varianzen zwischen den Dimensionen lagen für den AlignXF ähnlich im Herstellervergleich. So ergab sich zwischen der kleinsten und der größten Dimension für die initialen Kräfte ein Größenunterschied von 1,49 N, für das initiale Protrusionsdrehmoment von 7,544 Nmm und die Intrusionsstrecke differierte um 0,156 mm.

#### 4.2 Ergebnisse der Intrusion ohne Stufenbiegung unterschiedlicher Hersteller

Statistisch ausgewertet wurden die Daten der initialen Intrusionskräfte Fz [N] und der initialen Protrusionsdrehmomente Mx [Nmm]. Darüber hinaus fand eine Varianzanalyse der Steigungen anliegender Protrusionsdrehmomente und Intrusionskräfte über die Referenzstrecke von 0,8 mm statt. Die Daten wurden tabellarisch zusammengefasst und grafisch aufbereitet.



### 4.2.1 Bögen der Dimension 0.012“ Inch

Die statistische Analyse mit dem Kruskal-Wallis-Test und der Bonferroni-Korrektur ergab hinsichtlich der initialen Intrusionskräfte (Strecke = 0 mm) aller 0.012“ Drähte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Herstellern. Nach paarweisem Vergleich (vgl. Tabelle 8) konnten jedoch für die initialen Drehmomente (um die x-Achse) signifikante Differenzen zwischen AlignXF 0.012“ und Biostarter 0.012“ festgestellt werden ( $p = 0,004$ ).

Tabelle 8: Varianzanalyse der initialen Protrusionsdrehmomente der 0.012“ Drähte. Werte  $p < 0,05$  bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. Aufgrund multiplen Testens wurden die Signifikanzen mittels Bonferroni-Korrektur korrigiert („Korr.Sig“).

Paarweise Vergleiche von .012“ Drähten		
Sample 1-Sample 2	Sig.	Korr. Sig.
AlignXF .012"-Sentalloy medium .012"	0,289	0,867
AlignXF .012"-Biostarter .012"	0,001	0,004
Sentalloy medium .012"-Biostarter .012"	0,034	0,102

Für die Analyse der Steigungen über die Referenzstrecke von 0,8 mm konnten ebenfalls hinsichtlich der Intrusionskräfte keine signifikanten Differenzen festgestellt werden. Die Kräfte variieren anfangs um ca. 0,2 N, die Unterschiede entwickeln sich jedoch nicht signifikant. Graphisch dargestellt ergab sich für die Steigungen der Intrusionskräfte von 0.012“ Bögen aller Hersteller, gemessen an der Referenzstrecke von 0,8 mm, folgende Abbildung (Abbildung 27):

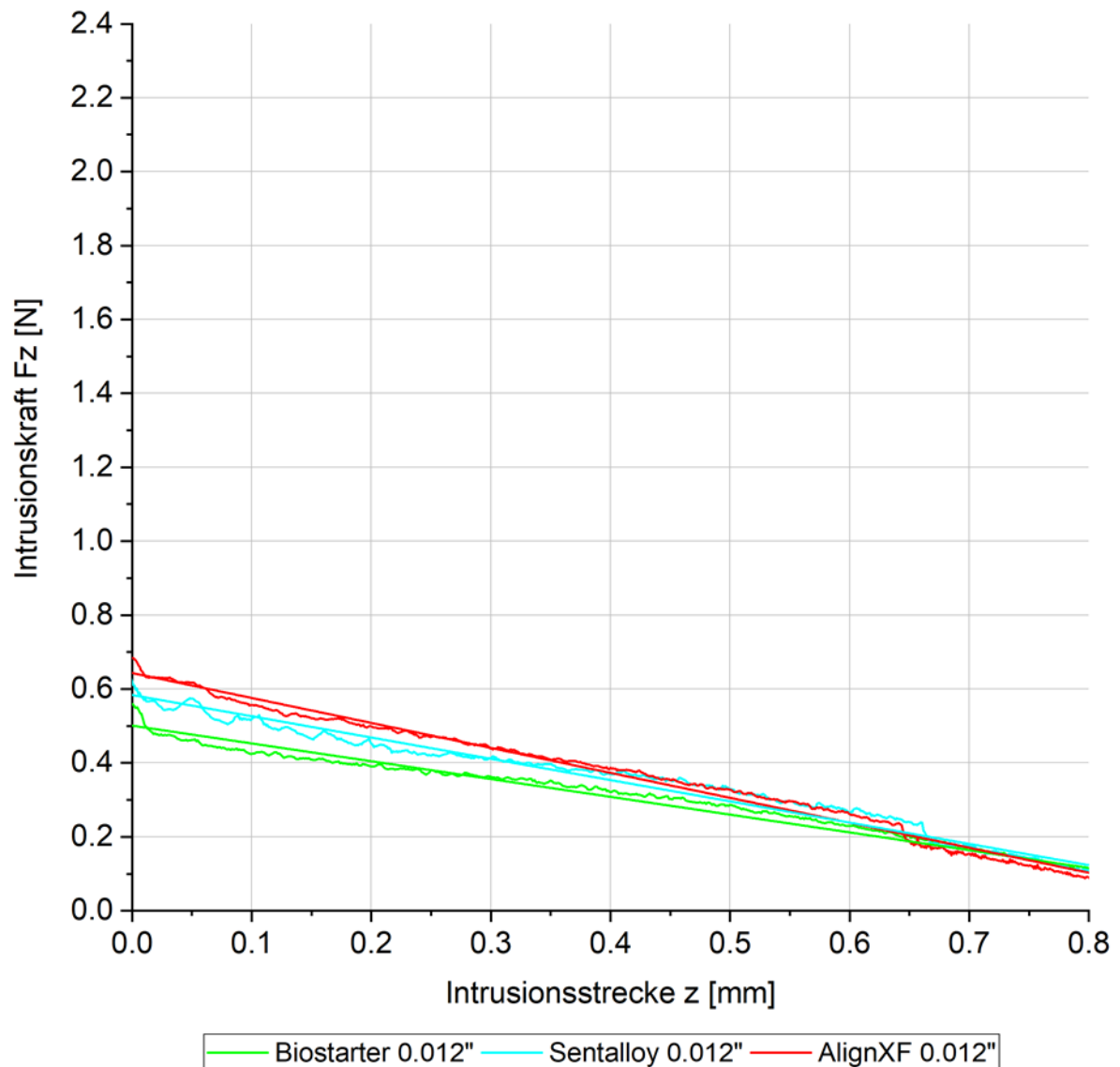


Abbildung 27: Steigungen der Intrusionskräfte für alle 0.012“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab keine signifikanten Differenzen.

Die Analyse und graphische Aufbereitung der Daten erfolgte mit Hilfe der Software OriginPro Version 2020 (OriginLab Corporation, Northampton, MA, USA). Dabei wurden die Kurven aller fünf untersuchter Bögen einer Kategorie zunächst gemittelt und anschließend durch eine Ausgleichsgerade ergänzt. Die Steigung und weitere Kurvenparameter wurden von OriginPro berechnet. Es wurde ferner ein statistischer Vergleich der Ausgleichsgeraden angestellt.

Tabelle 9: Varianzanalyse der Steigungen der Protrusionsdrehmomente der 0.012“ Drähte über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Werte  $p < 0,05$  bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden. Aufgrund multiplen Testens wurden die Signifikanzen mittels Bonferroni-Korrektur korrigiert („Korr.Sig“).

<b>Paarweise Vergleiche von .012“ Drähten</b>		
<b>Sample 1-Sample 2</b>	<b>Sig.</b>	<b>Korr. Sig.</b>
Biostarter .012"-Sentalloy medium .012"	0,480	1,000
Biostarter .012"-AlignXF .012"	0,007	0,022
Sentalloy medium .012"-AlignXF .012"	0,048	0,143

Differenzen ergaben sich jedoch für die Steigungen der Protrusionsdrehmomente der 0.012“ Bögen. Während die initialen Drehmomente zwischen Biostarter 0.012“ und AlignXF 0.012“ noch um ca. 1 Nmm variierten, näherten sich diese im Verlauf über die Referenzstrecke von 0,8 mm immer weiter an (vgl. Abbildung 28). Es resultierten signifikante Unterschiede, wie durch die Varianzanalyse bestätigt werden konnte (Tabelle 9).

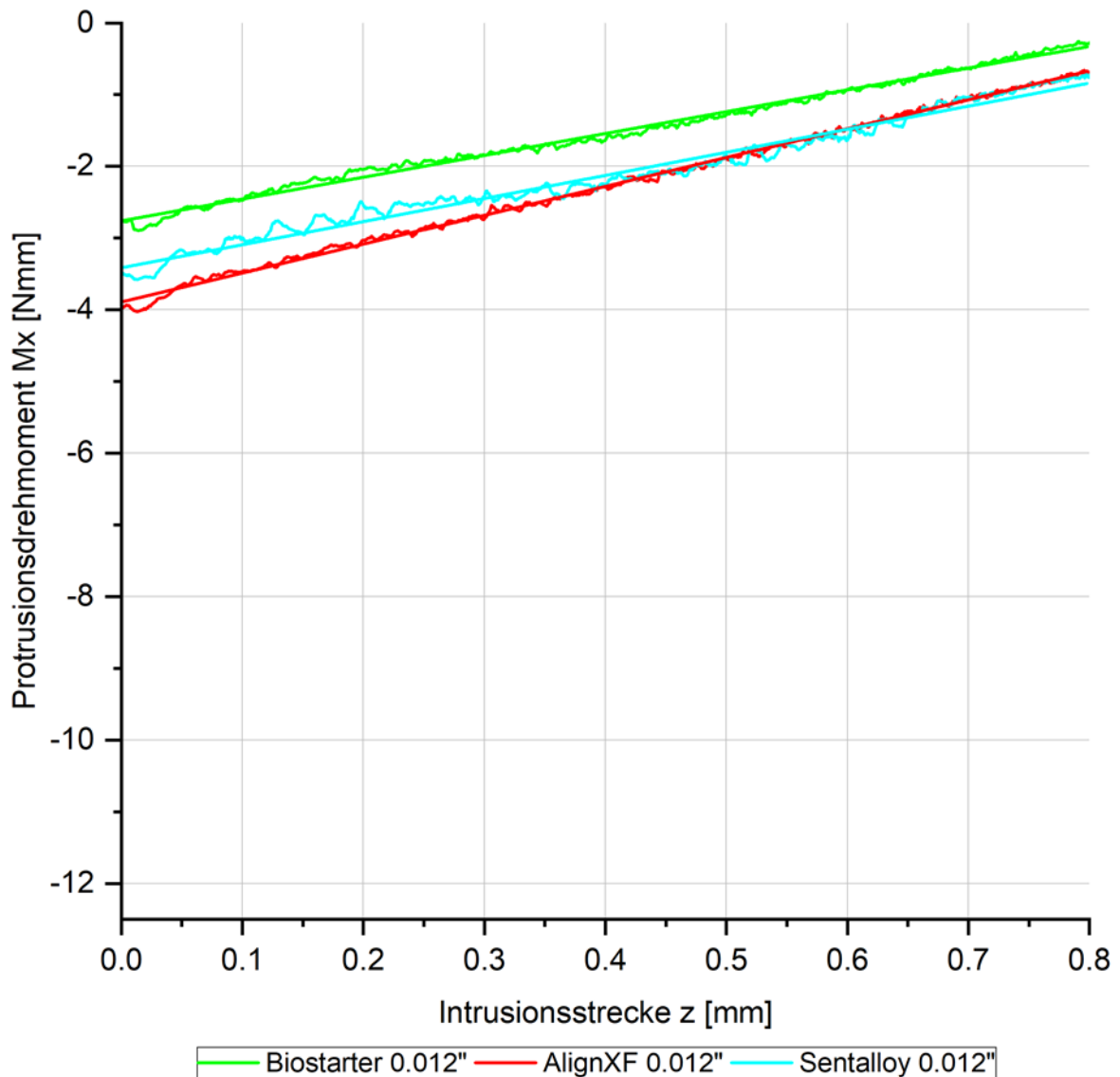


Abbildung 28: Steigungen der Protrusionsdrehmomente für alle 0.012“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab signifikante Differenzen für den Herstellervergleich Biostarter 0.012“ mit AlignXF 0.012“.

Dabei wies die Bonferroni-Korrektur nach Kruskal-Wallis-Test für den Vergleich zwischen zwischen Biostarter 0.012“ und AlignXF 0.012“ signifikante Differenzen von  $p = 0,022$  (vgl. Tabelle 9) auf.

#### 4.2.2 Bögen der Dimension 0.014“ Inch

Für die initialen Intrusionskräfte der 0.014“ Bögen gab es kaum signifikante Unterschiede zwischen den Herstellern. Lediglich die Drähte Sentalloy light 0.014“ verglichen mit Sentalloy heavy 0.014“ wiesen eine signifikante Differenz auf ( $p = 0,006$ ), ebenso der Vergleich von Sentalloy light 0.014“ mit AlignXF 0.014“ ( $p = 0,005$ ) (vgl. Tabelle 10).

Tabelle 10: Varianzanalyse der initialen Kräfte der .014 Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

Paarweise Vergleiche von .014“ Drähten		
Sample 1-Sample 2	Sig.	Korr. Sig.
Sentalloy light .014"-Biostarter .014"	0,389	1,000
Sentalloy light .014"-Copperloy .014"	0,098	1,000
Sentalloy light .014"-Sentalloy medium .014"	0,034	0,511
Sentalloy light .014"-Sentalloy heavy .014"	<0,001	0,006
Sentalloy light .014"-AlignXF .014"	<0,001	0,005
Biostarter .014"-Copperloy .014"	0,429	1,000
Biostarter .014"-Sentalloy medium .014"	0,209	1,000
Biostarter .014"-Sentalloy heavy .014"	0,008	0,118
Biostarter .014"-AlignXF .014"	0,006	0,095
Copperloy .014"-Sentalloy medium .014"	0,641	1,000
Copperloy .014"-Sentalloy heavy .014"	0,062	0,927
Copperloy .014"-AlignXF .014"	0,052	0,786
Sentalloy medium .014"-Sentalloy heavy .014"	0,161	1,000
Sentalloy medium .014"-AlignXF .014"	0,141	1,000
Sentalloy heavy .014"-AlignXF .014"	0,943	1,000

Bezüglich der initialen Protrusionsdrehmomente der 0.014“ Bögen zwischen den Herstellern, ergaben sich signifikante Unterschiede für die AlignXF 0.014“ Bögen im Vergleich zum Sentalloy light 0.014“ ( $p = 0,016$ ), Copperloy 0.014“ ( $p = 0,013$ ) und Biostarter 0.014“ ( $p = 0,002$ ) (Tabelle 11).

Tabelle 11: Varianzanalyse der initialen Protrusionsdrehmomente der 0.014“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

Paarweise Vergleiche von .014“ Drähten		
Sample 1-Sample 2	Sig.	Korr. Sig.
AlignXF .014"-Sentalloy heavy .014"	0,369	1,000
AlignXF .014"-Sentalloy medium .014"	0,031	0,467
AlignXF .014"-Sentalloy light .014"	0,001	0,016
AlignXF .014"-Copperloy .014"	<0,001	0,013
AlignXF .014"-Biostarter .014"	<0,001	0,002
Sentalloy heavy .014"-Sentalloy medium .014"	0,209	1,000
Sentalloy heavy .014"-Sentalloy light .014"	0,018	0,266
Sentalloy heavy .014"-Copperloy .014"	0,015	0,219
Sentalloy heavy .014"-Biostarter .014"	0,004	0,054
Sentalloy medium .014"-Sentalloy light .014"	0,265	1,000
Sentalloy medium .014"-Copperloy .014"	0,236	1,000
Sentalloy medium .014"-Biostarter .014"	0,098	1,000
Sentalloy light .014"-Copperloy .014"	0,943	1,000
Sentalloy light .014"-Biostarter .014"	0,59	1,000
Copperloy .014"-Biostarter .014"	0,641	1,000

---

Bei den Steigungen der Intrusionskräfte der 0.014“ Bögen über die Referenzstrecke von 0,8 mm ergaben sich wie schon bei den Bögen der Dimension 0.012“ (vgl. 4.2.1) keine signifikanten Unterschiede zwischen den Herstellern ( $p > 0,05$ ). Abbildung 299 zeigt graphisch die Ähnlichkeiten in den Steigungen der Ausgleichsgeraden. Dabei wurden die Intrusionskräfte über die Referenzstrecke von 0,8 mm analysiert. Die Kräfte unterscheiden sich initial und ebenso im weiteren Versuchsablauf. Es ergeben sich Unterschiede der Höhe nach in den Intrusionskräften, jedoch bleiben die Unterschiede annähernd konstant und damit auch die Steigungen der Ausgleichsgeraden.

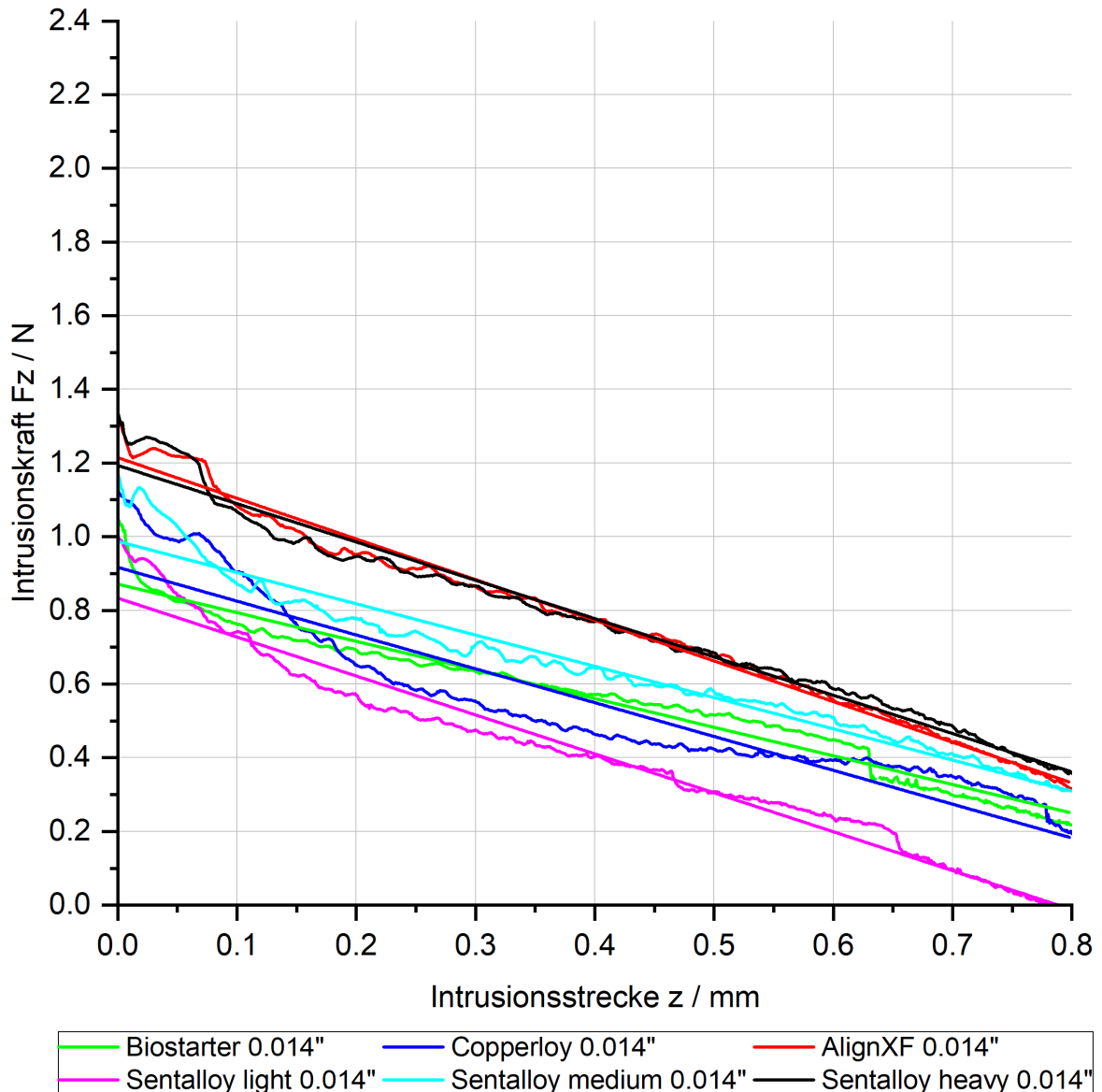


Abbildung 29: Steigungen der Intrusionskräfte für alle 0.014" Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab keine signifikanten Differenzen.

Im Gegensatz zu den oben genannten Intrusionskräften gab es bei den Protrusionsdrehmomenten Unterschiede: Abbildung 30 zeigt die Steigungen der Ausgleichsgeraden über die Kurven der untersuchten 0.014" Bögen. Dabei wurden die Protrusionsdrehmomente über die Referenzstrecke von 0,8 mm analysiert. Es ist zu erkennen, dass vereinzelt Steigungen ausgewählter Paare große Ähnlichkeiten aufweisen und teilweise sogar annähernd deckungsgleich verlaufen wie z.B. AlignXF 0.014" mit Sentalloy 0.014" heavy.

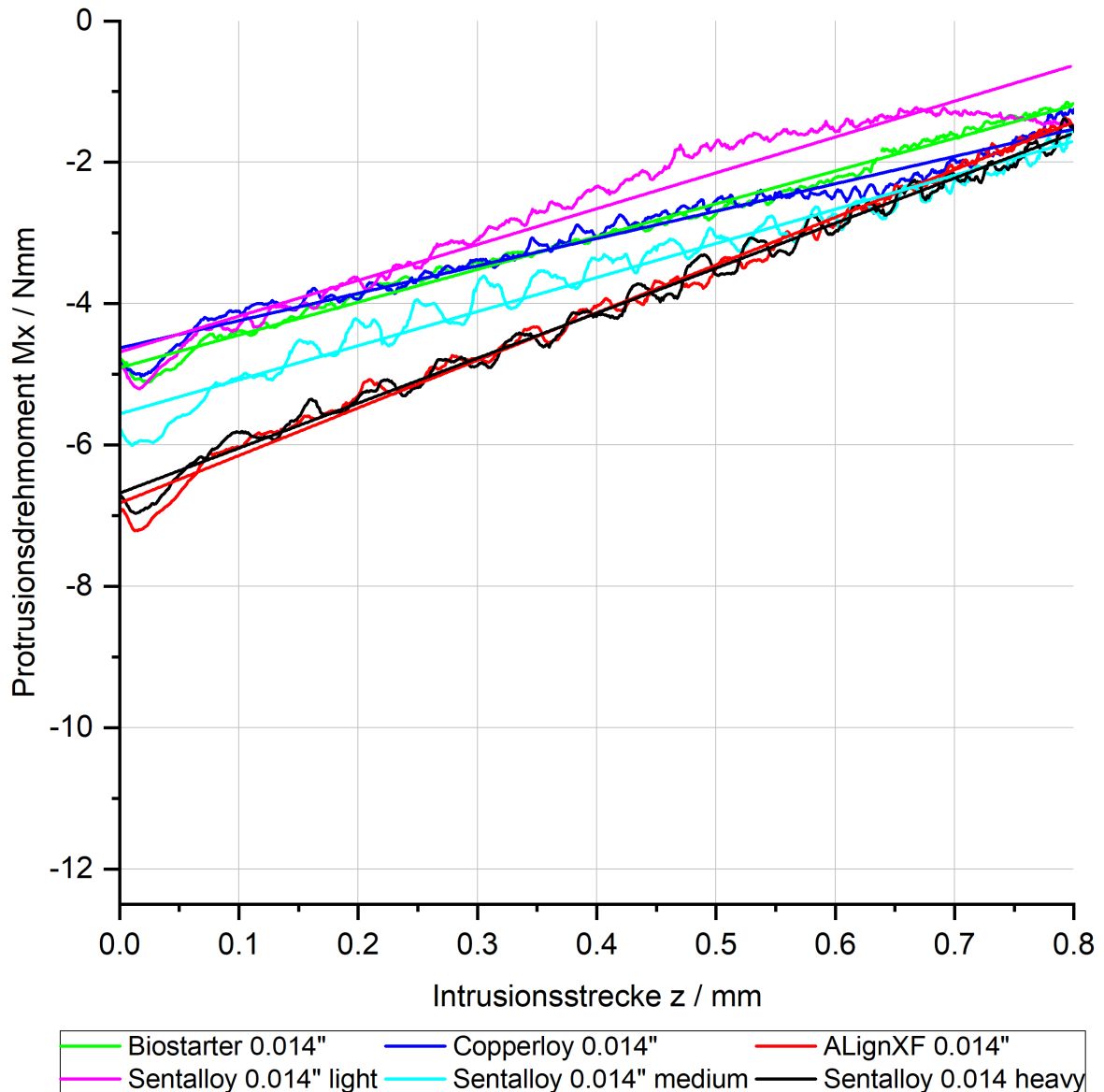


Abbildung 30: Steigungen der Protrusionsdrehmomente für alle 0.014“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab signifikante Differenzen für den Herstellervergleich AlignXF 0.014“ mit Biostarter 0.014“ und AlignXF 0.014“ mit Copperloy 0.014“.

Die Bögen um die Gruppierung Biostarter 0.014“, Copperloy 0.014“ und Sentalloy 0.014“ light liegen anfangs nah beieinander. Im weiteren Verlauf variieren die Steigungen leicht, jedoch nicht signifikant. Insgesamt gab es aber auch signifikante Unterschiede, wie die Varianzanalyse zeigte. Darunter beispielsweise die direkten Vergleiche zwischen Copperloy 0.014“ mit AlignXF 0.014“ ( $p = 0,002$ ), sowie Biostarter 0.014“ mit AlignXF 0.014“ ( $p = 0,008$ ) (vgl. Tabelle 12).



Tabelle 12: Varianzanalyse der Steigungen der Protrusionsdrehmomente der 0.014“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

<b>Paarweise Vergleiche von .014“ Drähten</b>		
<b>Sample 1-Sample 2</b>	<b>Sig.</b>	<b>Korr. Sig.</b>
Copperloy .014"-Biostarter .014"	0,666	1,000
Copperloy .014"-Sentalloy medium .014"	0,062	1,000
Copperloy .014"-Sentalloy light .014"	0,020	0,410
Copperloy .014"-Sentalloy heavy .014"	0,003	0,072
Copperloy .014"-AlignXF .014"	<0,001	0,002
Biostarter .014"-Sentalloy medium .014"	0,151	1,000
Biostarter .014"-Sentalloy light .014"	0,057	1,000
Biostarter .014"-Sentalloy heavy .014"	0,013	0,263
Biostarter .014"-AlignXF .014"	<0,001	0,008
Sentalloy medium .014"-Sentalloy light .014"	0,640	1,000
Sentalloy medium .014"-Sentalloy heavy .014"	0,289	1,000
Sentalloy medium .014"-AlignXF .014"	0,036	0,747
Sentalloy light .014"-Sentalloy heavy .014"	0,553	1,000
Sentalloy light .014"-AlignXF .014"	0,102	1,000
Sentalloy heavy .014"-AlignXF .014"	0,297	1,000

#### 4.2.3 Bögen der Dimension 0.016“ Inch

Die Bögen der 0.016“ Dimension unterschieden sich signifikant hinsichtlich initialer Kräfte lediglich für den Vergleich Sentalloy light 0.016“ mit AlignXF 0.016“ ( $p = 0,032$ ), sowie Sentalloy light 0.016“ mit Sentalloy heavy 0.016“ ( $p = 0,013$ ). Alle weiteren Vergleiche der Hersteller untereinander für 0.016“ Bögen erfüllten nicht das Kriterium  $p < 0,05$  (vgl. Tabelle 13) und wiesen daher keine signifikanten Differenzen auf.

Tabelle 13: Varianzanalyse der initialen Kräfte der 0.016“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

<b>Paarweise Vergleiche von .016“ Drähten</b>		
<b>Sample 1-Sample 2</b>	<b>Sig.</b>	<b>Korr. Sig.</b>
Sentalloy light .016"-Biostarter .016"	0,419	1,000
Sentalloy light .016"-Sentalloy medium .016"	0,306	1,000
Sentalloy light .016"-Copperloy .016"	0,091	1,000
Sentalloy light .016"-AlignXF .016"	0,002	0,032
Sentalloy light .016"-Sentalloy heavy .016"	0,001	0,013
Biostarter .016"-Sentalloy medium .016"	0,829	1,000
Biostarter .016"-Copperloy .016"	0,379	1,000
Biostarter .016"-AlignXF .016"	0,024	0,354
Biostarter .016"-Sentalloy heavy .016"	0,012	0,179
Sentalloy medium .016"-Copperloy .016"	0,506	1,000
Sentalloy medium .016"-AlignXF .016"	0,041	0,609
Sentalloy medium .016"-Sentalloy heavy .016"	0,021	0,322
Copperloy .016"-AlignXF .016"	0,167	1,000
Copperloy .016"-Sentalloy heavy .016"	0,102	1,000
AlignXF .016"-Sentalloy heavy .016"	0,801	1,000

Bei den initialen Protrusionsdrehmomente der 0.016“ dimensionierten Bögen ergaben sich größere Unterschiede. So konnten mittels Varianzanalyse signifikante Abweichungen der Drahtpaarungen von AlignXF 0.016“ mit Biostarter 0.016“ ( $p = 0,024$ ), AlignXF 0.016“ mit Copperloy 0.016“ ( $p = 0,004$ ), sowie AlignXF 0.016“ mit Sentalloy light 0.016“ ( $p = 0,004$ ) festgestellt werden. Auch bei den weiteren Paarungen wurden Differenzen festgestellt, die jedoch nach dem Kruskal-Wallis-Test und der Bonferroni-Korrektur keine statistisch signifikanten Unterschiede aufwiesen (vgl. Tabelle 14).

Tabelle 14: Varianzanalyse der initialen Protrusionsdrehmomente der 0.016“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

<b>Paarweise Vergleiche von .016“ Drähten</b>		
<b>Sample 1-Sample 2</b>	<b>Sig.</b>	<b>Korr. Sig.</b>
AlignXF .016"-Sentalloy heavy .016"	0,281	1,000
AlignXF .016"-Sentalloy medium .016"	0,196	1,000
AlignXF .016"-Biostarter .016"	0,002	0,024
AlignXF .016"-Copperloy .016"	<0,001	0,004
AlignXF .016"-Sentalloy light .016"	<0,001	0,004
Sentalloy heavy .016"-Sentalloy medium .016"	0,829	1,000
Sentalloy heavy .016"-Biostarter .016"	0,037	0,558
Sentalloy heavy .016"-Copperloy .016"	0,011	0,161
Sentalloy heavy .016"-Sentalloy light .016"	0,010	0,146
Sentalloy medium .016"-Biostarter .016"	0,062	0,927
Sentalloy medium .016"-Copperloy .016"	0,020	0,293
Sentalloy medium .016"-Sentalloy light .016"	0,018	0,266
Biostarter .016"-Copperloy .016"	0,641	1,000
Biostarter .016"-Sentalloy light .016"	0,615	1,000
Copperloy .016"-Sentalloy light .016"	0,971	1,000

Die Varianzanalyse der Steigungen der Ausgleichsgeraden für die Intrusionskräfte untersuchter 0.016“ Bögen über die Referenzstrecke von 0,8 mm fiel für 2/3 der Bögenvergleiche mit einem  $p = 1$  homogen aus (vgl. Tabelle 15). Dennoch ergaben sich auch signifikante Unterschiede. In Abbildung 31 sind die Steigungen der Ausgleichsgeraden für die Intrusionskräfte untersuchter 0.016“ Bögen über die Referenzstrecke von 0,8 mm abgebildet. Es wird deutlich, dass sich die Steigungen der Ausgleichsgeraden des Biostarter 0.016“ Bogens mit AlignXF 0.016“ und Biostarter 0.016“ mit Sentalloy heavy 0.016“ signifikant unterscheiden. Dabei schneidet die Ausgleichsgerade des Biostarter 0.016“ Bogens jene von AlignXF 0.016“ und Sentalloy heavy 0.016“ nach ca. 0,65 mm Intrusionsstrecke (vgl. Abbildung 31).

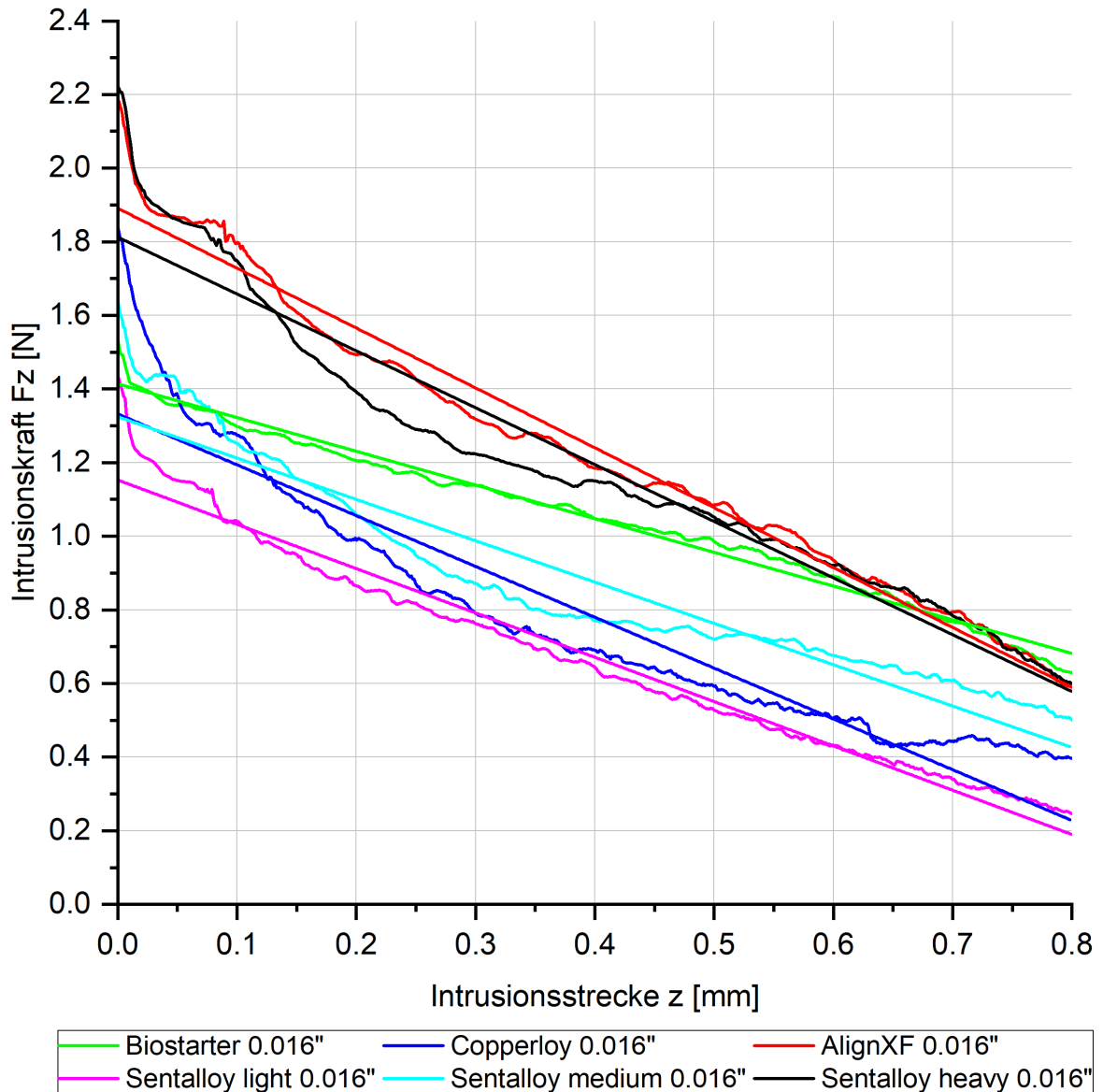


Abbildung 31: Steigungen der Kräfte für alle 0.016“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab signifikante Differenzen für Sentalloy heavy 0.016“ mit Biostarter 0.016“ sowie AlignXF 0.016“ mit Biostarter 0.016“.

Die signifikanten Unterschiede für die Bögenvergleiche Sentalloy heavy 0.016“ mit Biostarter 0.016“ ( $p = 0,016$ ) sowie AlignXF 0.016“ mit Biostarter 0.016“ ( $p = 0,034$ ) konnten mittels Varianzanalyse bestätigt werden (vgl. Tabelle 15).

Tabelle 15: Varianzanalyse der Steigungen der Intrusionskräfte der 0.016“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

<b>Paarweise Vergleiche von .016“ Drähten</b>		
<b>Sample 1-Sample 2</b>	<b>Sig.</b>	<b>Korr. Sig.</b>
Sentalloy heavy .016"-AlignXF .016"	0,829	1,000
Sentalloy heavy .016"-Copperloy .016"	0,114	1,000
Sentalloy heavy .016"-Sentalloy light .016"	0,052	0,786
Sentalloy heavy .016"-Sentalloy medium .016"	0,031	0,467
Sentalloy heavy .016"-Biostarter .016"	0,001	0,016
AlignXF .016"-Copperloy .016"	0,172	1,000
AlignXF .016"-Sentalloy light .016"	0,085	1,000
AlignXF .016"-Sentalloy medium .016"	0,052	0,786
AlignXF .016"-Biostarter .016"	0,002	0,034
Copperloy .016"-Sentalloy light .016"	0,719	1,000
Copperloy .016"-Sentalloy medium .016"	0,565	1,000
Copperloy .016"-Biostarter .016"	0,091	1,000
Sentalloy light .016"-Sentalloy medium .016"	0,829	1,000
Sentalloy light .016"-Biostarter .016"	0,184	1,000
Sentalloy medium .016"-Biostarter .016"	0,265	1,000

Ein heterogenes Bild zeichnete sich graphisch für die Steigungen der Protrusionsdrehmomente ab. Abbildung 32 zeigt die Ausgleichsgeraden der Protrusionsdrehmomente untersuchter 0.016“ Bögen über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Diese liegen initial in einer Spanne bis ca. 5 Nmm auseinander und nähern sich im Verlauf der Untersuchung etwas an. Für den weit überwiegenden Teil der Bögenvergleiche ergaben sich keine signifikanten Differenzen, da sich die Abweichungen in den Steigungen der Ausgleichsgeraden nicht signifikant unterschieden.

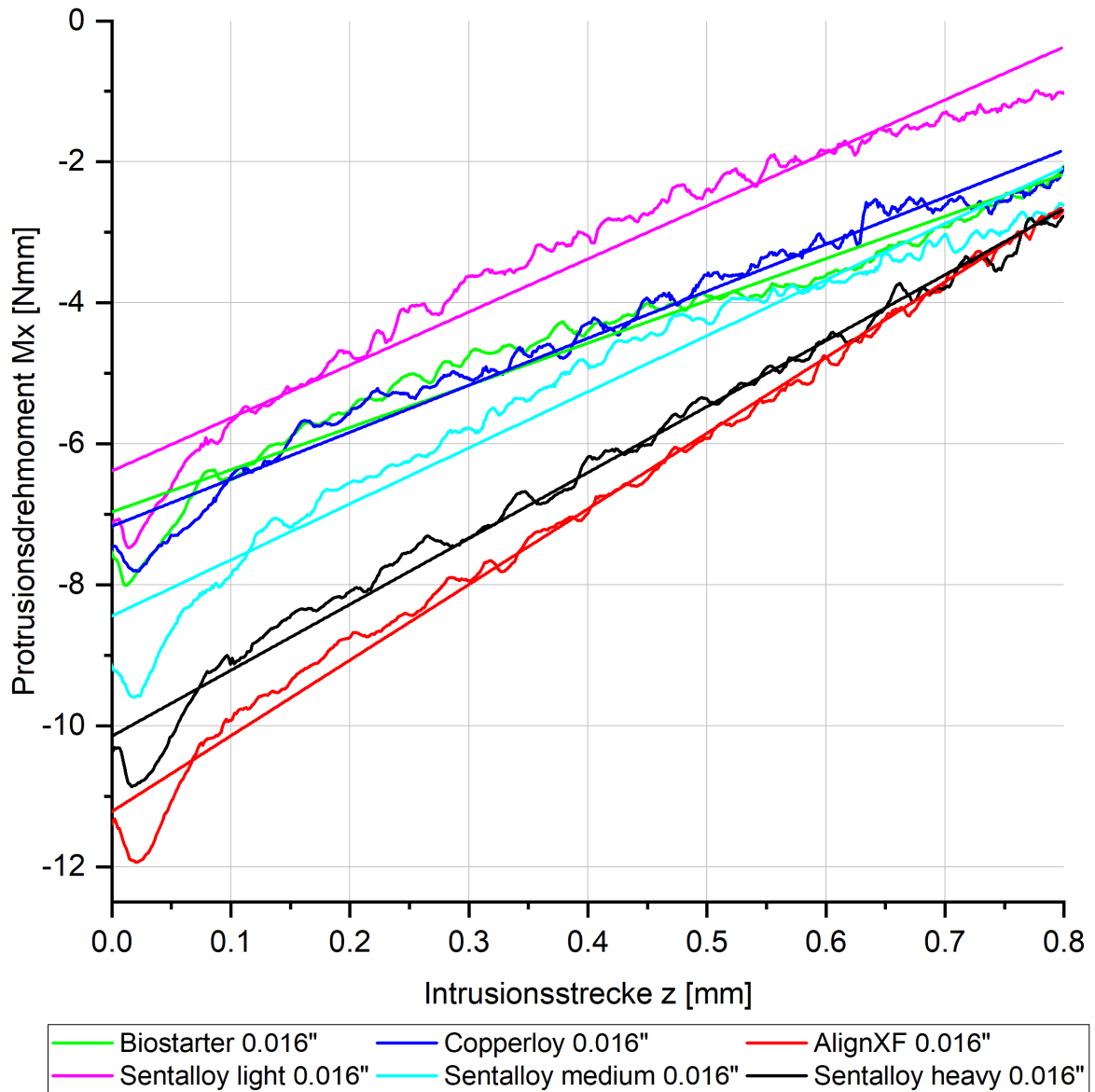


Abbildung 32: Steigungen der Protrusionsdrehmomente für alle 0.016“ Bögen unterschiedlicher Hersteller über die Referenzstrecke von 0,8 mm. Dargestellt sind die gemittelten Kurven mit überlagerten Ausgleichsgeraden. Die Varianzanalyse ergab signifikante Differenzen für den Herstellervergleich Biostarter 0.016“ mit AlignXF 0.016“, Copperloy 0.016“ mit AlignXF 0.016“ sowie Sentalloy light 0.016“ mit AlignXF 0.016“.

Dennoch ergab die Varianzanalyse nach dem Kruskal-Wallis-Test und der Bonferroni-Korrektur für die Steigungen der Protrusionsdrehmomente untersuchter 0.016“ Bögen über die Referenzstrecke von 0,8 mm auch signifikante Differenzen. Diese traten im paarweisen Vergleich für die Drahtpaarungen Biostarter 0.016“ mit AlignXF 0.016“ ( $p = 0,007$ ), Copperloy 0.016“ mit AlignXF 0.016“ ( $p = 0,034$ ) sowie Sentalloy light 0.016“ mit AlignXF 0.016“ ( $p = 0,038$ ) auf. Für den weit überwiegenden Teil der übrigen Bögenvergleiche derselben Kategorisierung ergaben sich keine weiteren signifikanten Unterschiede (vgl. Tabelle 16).

Tabelle 16: Varianzanalyse der Steigungen der Protrusionsdrehmomente der 0.016“ Drähte. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

Paarweise Vergleiche von .016“ Drähten		
Sample 1-Sample 2	Sig.	Korr. Sig.
Biostarter .016"-Copperloy .016"	0,666	1,000
Biostarter .016"-Sentalloy light .016"	0,641	1,000
Biostarter .016"-Sentalloy medium .016"	0,085	1,000
Biostarter .016"-Sentalloy heavy .016"	0,028	0,427
Biostarter .016"-AlignXF .016"	<0,001	0,007
Copperloy .016"-Sentalloy light .016"	0,971	1,000
Copperloy .016"-Sentalloy medium .016"	0,196	1,000
Copperloy .016"-Sentalloy heavy .016"	0,078	1,000
Copperloy .016"-AlignXF .016"	0,002	0,034
Sentalloy light .016"-Sentalloy medium .016"	0,209	1,000
Sentalloy light .016"-Sentalloy heavy .016"	0,085	1,000
Sentalloy light .016"-AlignXF .016"	0,003	0,038
Sentalloy medium .016"-Sentalloy heavy .016"	0,641	1,000
Sentalloy medium .016"-AlignXF .016"	0,078	1,000
Sentalloy heavy .016"-AlignXF .016"	0,196	1,000

### 4.3 Ergebnisse der Intrusion mit Stufenbiegung desselben Herstellers

Nach Abschluss der Untersuchungen von Intrusionsbewegungen gerader Bögen, wurden zu Vergleichszwecken Stufenbiegungen untersucht. Dabei kamen die Sentalloy Drähte der Firma Dentsply Sirona zur Anwendung. Bis auf die eingebogene Stufenbiegung entsprach der Versuchsaufbau und -ablauf dabei exakt jenem, wie er für die oben aufgeführten geraden Drähte zur Anwendung kam. Es ergab sich insgesamt ein differenziertes Bild. Wie auch bei den Drähten ohne Stufenbiegung nahmen die initial intrudierenden Kräfte mit zunehmender Dimensionierung tendenziell zu. Dabei kam es vereinzelt zu Abweichungen, in denen der nieder dimensionierte Draht ein höheres initiales Drehmoment aufwies als der etwas höher dimensionierte. Hierbei muss jedoch die Standardabweichung (SD) Berücksichtigung finden, die bei hohen Werten eine klare Abgrenzung der Vergleichswerte nur eingeschränkt zulässt. So ergaben sich bspw. Abweichungen für den Sentalloy 0.014“ heavy ( $F_z = 2,102 \text{ N} \pm 0,065$ ;  $M_x = -13,731 \text{ Nmm} \pm 2,884$ ), dessen Ausgangskräfte und Protrusionsdrehmomente über dem Sentalloy 0.016“ light lagen ( $F_z = 2,029 \text{ N} \pm 0,132$ ;  $M_x = -10,235 \text{ Nmm} \pm 1,647$ ). Weitere Abweichungen, in denen der nieder dimensionierte Draht ein höheres initiales Drehmoment aufwies als der etwas höher dimensionierte galt bspw. für den Sentalloy .012 medium ( $M_x = -7,264 \text{ Nmm} \pm 0,857$ ) im Vergleich zu Sentalloy .014 light ( $M_x = -7,083 \text{ Nmm} \pm 1,200$ ). Innerhalb derselben Dimension wiesen lediglich die Sentalloy .016 medium ( $M_x = -19,437 \text{ Nmm} \pm 6,198$ )

Drähte ein abweichendes Bild auf, deren initiale Protrusionsdrehmomente über jenen der Sentalloy .016 heavy ( $M_x = -15,887 \text{ Nmm} \pm 0,891$ ) Bögen lagen. Für die Stufenbiegungen wurden die Ergebnisse tabellarisch dargestellt (vgl. Tabelle 17).

Tabelle 17: Initiale Intrusionskräfte  $F_z$  [N] und initiale Protrusionsdrehmomente  $M_x$  [Nmm] der Sentalloy Bögen von Dentsply Sirona mit Stufenbiegung.

Drahtbogen [Inch]	Initiale Intrusionskraft [N]		Initiales Protrusionsmoment [Nmm]	
	MW	SD	MW	SD
Sentalloy .012 medium	1,066	$\pm 0,112$	-7,264	$\pm 0,857$
Sentalloy .014 light	1,319	$\pm 0,121$	-7,083	$\pm 1,200$
Sentalloy .014 medium	1,722	$\pm 0,195$	-10,342	$\pm 3,985$
Sentalloy .014 heavy	2,102	$\pm 0,065$	-13,731	$\pm 2,884$
Sentalloy .016 light	2,029	$\pm 0,132$	-10,235	$\pm 1,647$
Sentalloy .016 medium	2,891	$\pm 0,227$	-19,437	$\pm 6,198$
Sentalloy .016 heavy	2,981	$\pm 0,186$	-15,887	$\pm 0,891$

Aufgrund der Stufenbiegung entwickelten die Bögen im Vergleich zu jenen ohne Stufenbiegung deutlich höhere Intrusionskräfte. Die Zunahme der intrudierenden Kräfte lag dabei zwischen 0,3 N (Sentalloy 0.014“ light) und bis zu 1,2 N (Sentalloy 0.016“ medium). Auch die initial protrudierenden Drehmomenten lagen für die Bögen mit Stufenbiegung deutlich höher. Im Maximum erreichte dabei der Sentalloy 0.016“ medium durch die Stufenbiegung ( $M_x = -19,437 \text{ Nmm}$ ) doppelt so hohe Drehmomente wie ohne Stufenbiegung ( $M_x = -9,609 \text{ Nmm}$ ).

Für den Vergleich initialer Kräfte der 0.014“ Sentalloy Bögen mit Stufenbiegung ergab die Varianzanalyse nach dem Kruskal-Wallis-Test und der Bonferroni-Korrektur signifikante Differenzen für den paarweisen Vergleich der Sentalloy light 0.014“ mit den Sentalloy heavy 0.014“ Bögen ( $p = 0,001$ ). Alle weiteren Vergleiche wiesen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf (vgl. Tabelle 18).



Tabelle 18: Varianzanalyse der initialen Kräfte der Sentalloy 0.014“ Drähte mit Stufenbiegungen. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

Paarweise Vergleiche von .014“ Drähten		
Sample 1-Sample 2	Sig.	Korr. Sig.
Sentalloy light .014"-Sentalloy medium .014"	0,077	0,231
Sentalloy light .014"-Sentalloy heavy .014"	<0,001	0,001
Sentalloy medium .014"-Sentalloy heavy .014"	0,077	0,231

Selbiges Bild ergab die Varianzanalyse der initialen Drehmomente entsprechender Sentalloy 0.014“ Bögen. Auch hier konnten signifikante Unterschiede im paarweisen Vergleich der Sentalloy heavy 0.014“ mit den Sentalloy light 0.014“ Bögen festgestellt werden ( $p = 0,027$ ) (vgl. Tabelle 19).

Tabelle 19: Varianzanalyse der initialen Protrusionsdrehmomente der Sentalloy 0.014“ Drähte mit Stufenbiegungen. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

Paarweise Vergleiche von .014“ Drähten		
Sample 1-Sample 2	Sig.	Korr. Sig.
Sentalloy heavy .014"-Sentalloy medium .014"	0,157	0,472
Sentalloy heavy .014"-Sentalloy light .014"	0,009	0,027
Sentalloy medium .014"-Sentalloy light .014"	0,229	0,688

Im Vergleich der Sentalloy 0.016“ Bögen mit Stufenbiegung ergab sich für die Varianzanalyse der initialen Kräfte ein signifikanter Unterschied für die paarweisen Vergleiche von Sentalloy heavy 0.016“ mit Sentalloy light 0.016“ ( $p = 0,014$ ) sowie Sentalloy medium 0.016“ mit Sentalloy light 0.016“ Bögen ( $p = 0,04$ ) (vgl. Tabelle 20).

Tabelle 20: Varianzanalyse der initialen Kräfte der Sentalloy 0.016“ Drähte mit Stufenbiegungen. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

Paarweise Vergleiche von .016“ Drähten		
Sample 1-Sample 2	Sig.	Korr. Sig.
Sentalloy light .016"-Sentalloy medium .016"	0,013	0,040
Sentalloy light .016"-Sentalloy heavy .016"	0,005	0,014
Sentalloy medium .016"-Sentalloy heavy .016"	0,724	1,000

Anders sah es bei der Varianzanalyse der initialen Drehmomente im Vergleich der Sentalloy 0.016“ Bögen mit Stufenbiegung aus. Es konnte lediglich eine signifikante Differenz für den

paarweisen Vergleich von Sentalloy medium 0.016“ mit Sentalloy light 0.016“ Bögen festgestellt werden ( $p = 0,003$ ) (vgl. Tabelle 21).

Tabelle 21: Varianzanalyse der initialen Protrusionsdrehmomente der Sentalloy 0.016“ Drähte mit Stufenbiegungen. Werte bei „Korr. Sig.“ unter 0,05 ( $p < 0,05$ ) bedeuten, dass sich die Mittelwerte signifikant unterscheiden.

<b>Paarweise Vergleiche von .016“ Drähten</b>		
<b>Sample 1-Sample 2</b>	<b>Sig.</b>	<b>Korr. Sig.</b>
Sentalloy medium .016"-Sentalloy heavy .016"	0,229	0,688
Sentalloy medium .016"-Sentalloy light .016"	0,001	0,003
Sentalloy heavy .016"-Sentalloy light .016"	0,040	0,121

## 5. Diskussion

### 5.1 Methodenkritik

In der vorliegenden Studie wurde ein bestehender Versuchsstand zunächst weiterentwickelt, um anschließend Intrusionsversuche durchzuführen. Aufgrund der Vielseitigkeit in Studienaufbau und -durchführung ergeben sich methodisch diskussionsbedürftige Punkte.

Vorab anzumerken sind die grundsätzlichen Limitationen, denen alle in-vitro Studien unterliegen. In-vitro Untersuchungen versuchen die in-vivo Realität am Patienten weitestgehend abzubilden, können jedoch niemals alle Parameter berücksichtigen. So konnten in der vorliegenden Studie Kriterien wie die initiale Dämpfung durch das Parodontalligament oder Auswirkungen von Speichel auf Friktion beispielsweise nicht oder nur unzureichend abgebildet werden.

Für die Herstellung des Untersuchungsmodells wurden Brackets händisch idealpositioniert an einem Kavo Typodonten angebracht. Die Positionierung barg damit behandlerabhängiges Geschick hinsichtlich der exakten Ausrichtung. Ebenfalls behandlerabhängige Toleranzen konnten sich ggf. bei der Herstellung eines Silikonabdrucks ergeben. Dieser wurde angewandt, um den zu untersuchenden Frontzahn idealisiert im Kavo Typodonten als physiologisch korrekte Ausgangsstellung zu positionieren. Zukünftige Studien könnten profitieren, indem versucht würde behandlerabhängige Toleranzen zu minimieren durch z.B. Herstellung digitaler Positionierungsschablonen. Die verwendeten untersuchten Bögen entstammten jeweils einer Charge. Zwar fanden im Zuge einer statistischen Poweranalyse Plausibilitäts- und Varianzanalysen statt, mögliche fehlerbehaftete Chargen konnten jedoch nicht weiter erörtert werden.

Der Fokus des Versuchsaufbaus lag auf der Entwicklung eines selbstregelnden, dynamischen Versuchsstandes. Um einen solchen automatisierten Versuchsablauf gewährleisten zu können, fanden umfangreiche Programmentwicklungsarbeiten statt. Ein sensibler Bereich betraf dabei die Identifizierung sogenannter „Feedback-Parameter“. Dabei wird den anliegenden Kräften und Drehmomenten eine Bewegungsamplitude zugeordnet, infolge derer der Roboter den Zahn entsprechend verfährt. Die Herleitung dieses Wirkungszusammenhangs wurde teils berechnet, teils empirisch bestimmt. Dadurch ergaben sich Toleranzen hinsichtlich der Bewegungssensibilität des Roboters. Da die Form des Zahnes den Widerstand des Zahnes gegen die Bewegung bestimmt, müssen diese Feedback-Parameter für jeden Zahntyp bestimmt werden. Nach Ermittlung der jeweiligen Parameter könnten zukünftige Studien bei Anwendung der Software für weiterentwickelte Versuchsaufbauten eine standardisierte Definition der Feedback-Parameter anstreben.

Für die experimentellen Intrusionsversuche der vorliegenden Studienarbeit fiel die Wahl auf einen Oberkiefer Frontzahn. Der Zahn wurde zum einen aus praxisrelevanten Gründen gewählt, zum anderen werden in der Literatur die beiden oberen Inzisivi als anfällig für pathologische Nebenwirkungen im Sinne von Wurzelresorptionen beschrieben (Apajalahti und Peltola 2007; Lupi et al. 1996; Parker und Harris 1998; Sameshima und Sinclair 2001).

Die Umsetzung der Stufenbiegungen erfolgte mittels eines eigens dafür angefertigten Stahlwerkzeugs im Rahmen einer Wärmebehandlung. Die Bögen wurden dabei händisch in die Schablonen eingelegt, Schablonenbasis und -deckel abschließend verschraubt. Die resultierenden Stufenbiegungen der wärmebehandelten Drähte konnten mittels Passgenauigkeit in der Schablone und einer Schiebelehre überprüft werden. In zukünftigen Studien könnten weitere Hilfsmittel in Betracht gezogen werden, um eine exakte Verifikation der Wiederholgenauigkeiten für die Herstellung normierter Probengeometrien zu gewährleisten. Eine Möglichkeit zur Verbesserung der Formanpassung wäre der Aufbau einer thermo-mechanischen Vorrichtung mit beheizten Formgebungswerkzeugen, welche sich z.B. in einer Kniehebelpresse montieren ließe. Durch Anfertigung neuer Gesenkhälften wäre dann eine rasche Adaption auf andere, auch komplexere Probengeometrien, möglich (vgl. Abbildung 33):

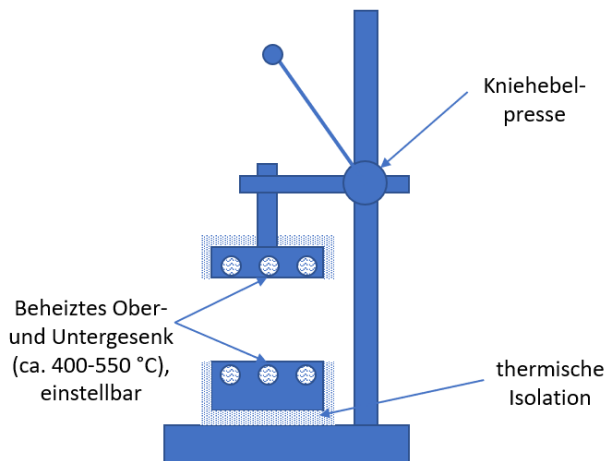


Abbildung 33: Konzept zum Bau einer Vorrichtung für die reproduzierbare Herstellung von Probengeometrien aus NiTi Drähten, die in ihrer Komplexität auch deutlich höher sein könnten, als die untersuchten Stufenbiegungen.

In der klinischen Praxis am Patienten werden Stufenbiegungen üblicherweise mittels Zange und Gasflamme bzw. Memory-Maker erzeugt. Die hierbei umgesetzten Stufen können nach lehrstuhlinternen Voruntersuchungen eine minimale Höhe von circa 1,2 mm erreichen. Die vorliegende Studie ist dieser Vorgabe gefolgt und hat als Stufenbiegung eine Höhe von 1,2 mm festgelegt. Im Zuge weiterer Studien könnten auch hierfür zukünftig aktuelle klinische Fälle hinzugezogen werden, um die angenommene Höhe von zu untersuchenden Stufenbiegungen zu verifizieren.

Für die Versuchsabläufe der vorliegenden Studie wurde eine 1,6 mm pathologisch extrudierte Zahnfehlstellung gewählt, gemessen an der physiologisch korrekten Zahnstellung im Typodonten. Die Festlegung auf 1,6 mm folgte dabei keinen objektivierbaren Kriterien und orientierte sich an lehrstuhlinterne Untersuchungen sowie aktueller Literatur (Perrey et al. 2015; Sander et al. 2011). Zukünftige Studien könnten hierfür verstärkt klinische Fälle analysieren, um pathologische Fehlstellungen aus der Praxis für in-vitro Studien zu identifizieren.

Um vergleichbare Schlüsse zwischen den Versuchsergebnissen aller Bögen ziehen zu können, bedurfte es der Definition einer Referenzstrecke. Die Referenzstrecke wurde so gewählt, dass für alle Bögen zu jedem Punkt Daten vorlagen und damit die Vergleichbarkeit aller Bögen gewährleistet war. Wie eingangs erwähnt, konnten für die nieder dimensionierten Bögen ohne Stufenbiegungen Intrusionsstrecken von ca. 60 % - 80 % realisiert werden, gemessen an der Streckendifferenz der pathologischen und physiologischen Zahnstellung. Als Referenzstrecke wurden daher 50 % der extrudierten Zahnfehlstellung definiert, dies entsprach einer Intrusionsstrecke von 0,8 mm. Wie oben beschrieben, wird die Bewegungssensibilität des Roboters durch Faktoren, wie z.B. die Feedback-Parameter, bestimmt. In zukünftigen Studien könnte neben einer standardisierten Definition der Feedback-Parameter auch versucht werden, die Festlegung einer Referenzstrecke zu objektivieren.

In der vorliegenden Studie wurde des Weiteren das prozentuale Verhältnis der Kraftübertragung der einzelnen Bögen analysiert. Für diesen Vergleich wurden Ausgleichsgeraden als Steigungen über die Kurvenverläufe der Bögen gelegt und in Bezug zueinander gesetzt (vgl. Abb. 27 - 32). Damit miteinander vergleichbare Steigungen auf vorliegenden Datenbasen resultierten, wurde auch hier auf eine Referenzstrecke von 0,8 mm zurückgegriffen. Zur besseren Vergleichbarkeit der Steigungen wurden für die gemittelten Verlaufskurven lineare Ausgleichsgeraden berechnet. Diese suggerieren einen linearen Zusammenhang zwischen Kraft bzw. Drehmoment und Bewegungsstrecke, der jedoch nur bedingt gegeben ist. Die Ausgleichsgerade dient hier also vor allem der besseren Vergleichbarkeit.

## 5.2 Ergebnisdiskussion

Für das Verständnis der Ergebnisse sei, wie bereits erwähnt, auf die Diskrepanz zwischen in-vitro und in-vivo Untersuchungen hingewiesen, sodass vorliegende Daten einen kieferorthopädischen Behandlungsindikator darstellen können, jedoch die klinische Realität nur unvollständig abbilden.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie wurden als Daten im Widerstandszentrum präsentiert, wie sie auch in der Realität für Zahnbewegungen von Bedeutung sind. Während einer Zahnbewegung kann sich das Widerstandszentrum verschieben. Es kommt dabei zu Änderungen im Zusammenspiel von Zähnen mit dem Parodontalligament und ossärem Attachment (Wichelhaus 2013). Die Komplexität dieser Verschiebung während des Versuchsablaufs konnte in der vorliegenden Studie jedoch nicht abgebildet werden, weil das Widerstandszentrum durch die Festlegung von Transformationen als starrer Punkt im Raum definiert wurde. Für die Betrachtung der realisierten Intrusionsstrecken kann dies eine Rolle spielen, da von der Position des Widerstandszentrums abhängige Drehmomente die Zahnbewegung beeinflussen. Eine Verschiebung des Widerstandszentrums könnte damit bei derselben eingeleiteten Kraft am Kraftansatzpunkt in anderen Drehmomenten resultieren. Zukünftige in-vitro Studien könnten nach dem Prinzip der Kraftsteuerung die dynamische Verschiebung des Widerstandszentrums während eines Versuchsablaufes darstellen. Es scheint jedoch sinnvoll, diese Vorgänge durch rein digitale Rechenmodelle im Sinne einer Finite-Elemente-Methode bspw. umzusetzen.

Die genannte Problematik der Dynamisierung des Widerstandszentrums während einer Zahnbewegung könnte u.a. ein Grund für die Diskrepanz gemessener Intrusionsstrecken sein. Denn für die Bögen ohne Stufenbiegungen konnten ca. 60 % (Sentalloy .014“ light) bis 80 % (Biostar .016“) realisierte Intrusionsstrecke gemessen werden, bezogen auf die Streckendifferenz zwischen der pathologisch extrudierten Ausgangsposition des Frontzahnes und seiner physiologisch korrekten Zahnstellung im Typodonten. Weitere Faktoren, die möglicherweise für die Diskrepanz gemessener Intrusionsstrecken ursächlich sein könnten liegen bspw. im Missverhältnis zwischen Slotgröße und Bogendimension. In der vorliegenden Studienarbeit wurden für alle experimentellen Untersuchungen klinische Standardbrackets mit einer Slotbreite von 0,022“ eingesetzt, während die Bögen Durchmesser von 0,012“ bis maximal 0,016“ aufwiesen. Ein Wechsel der Brackets war aus Gründen der Praktikabilität und Vergleichbarkeit nicht vorgesehen. Durch das Missverhältnis von Slotgröße und Bogendimension konnte es zu einem Spiel des Bogens im Bracket kommen und hierdurch begründet zu einem Distanzverlust zurückgelegter Intrusionsstrecken. Dies galt umso mehr, je größer das Missverhältnis ausfiel, d.h. kleiner dimensionierte Bögen wiesen eine geringere Intrusionsstrecke auf als Bögen mit größerem Durchmesser.

Durch die anliegenden Kräfte und Drehmomente resultierte wie in der klinischen Realität eine Dreidimensionalität der Zahnbewegung. Im Versuchsablauf kippte der Zahn dabei aus seiner z - Achse. Es resultierte ein protrudierendes Drehmoment verbunden mit einem palatinalen

Torque der Wurzel. Eine rein lineare Intrusion fand dann nicht mehr statt. In der klinischen Praxis wird daher die orovestibuläre Aufrichtung eines zu intrudierenden Zahnes vor der Intrusionsbehandlung angestrebt. Es besteht ansonsten die Gefahr, die Achsenneigung des zu behandelnden Zahnes durch Intrusion pathologisch zu verstärken (Wichelhaus 2013). Durch die Kippung des zu untersuchenden Zahnes, wie es in den vorliegenden Versuchsreihen zu beobachten war, kippte auch das Bracket entsprechend. Das Spiel im Slot konnte sich dadurch zusätzlich vergrößern, da das Missverhältnis von Slotgröße und Bogendimension in gekipptem Zustand des Brackets trotz limitierender Ligaturen größer ausfallen kann als in Neutralposition.

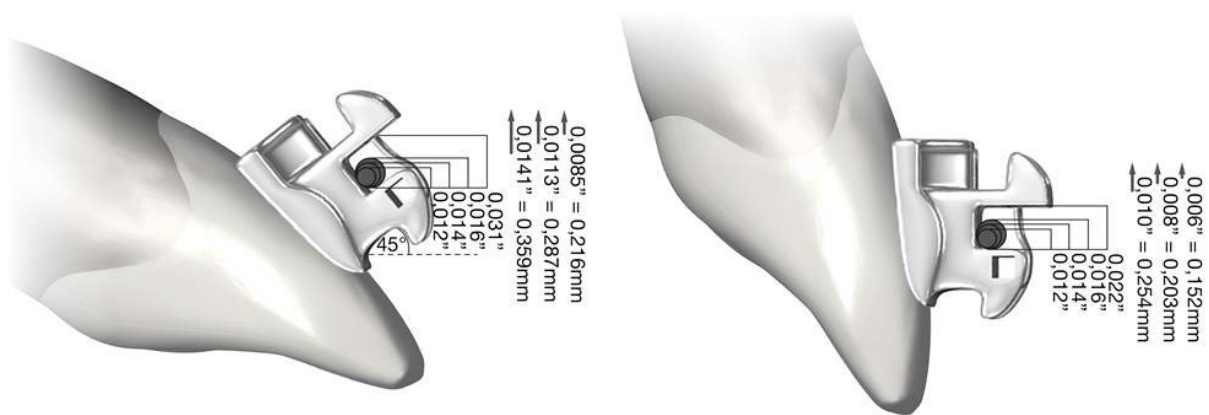


Abbildung 34: Beispielhafte schematische Darstellung des Missverhältnisses von Bogendimension und Slotgröße des Brackets in 45° protrudierter Zahnstellung (linkes Bild) und neutraler Stellung (rechtes Bild). Die Diskrepanz bedingt ein Spiel des Bogens im Slot, da die Bögen nicht bündig anliegen. Für einen 0,012 Inch Bogen im 0,022 Inch Bracket ergibt sich damit für die protrudierte Situation beispielsweise ein theoretisches Spiel von bis zu 0,359 mm, wobei Ligaturen den theoretischen Spielraum begrenzen können. In neutraler Zahnstellung ergäbe dieselbe Bracket- Bogenkombination ein theoretisches Spiel von bis zu 0,254 mm.

Der dynamische Versuchsablauf mit der Dreidimensionalität der Bewegung begründete damit einen weiteren Distanzverlust realisierter Intrusionsstrecken. Abbildung 34 veranschaulicht die Problematik beispielhaft für eine neutrale Bracketposition und einen um 45° gekippten, protrudierten Zustand. Die Diskrepanz der Kippung bedingt ein Spiel des Bogens im Slot, da die Bögen nicht bündig anliegen. Für einen 0,012“ Bogen im 0,022“ Bracket ergibt sich damit für die gekippte Situation beispielsweise ein theoretisches Spiel von bis zu 0,359 mm, wobei Ligaturen den theoretischen Spielraum begrenzen können. In neutraler Stellung des Brackets ergäbe dieselbe Bracket- Bogenkombination ein theoretisches Spiel von bis zu 0,254 mm (vgl. Abbildung 34). Die Berechnungen ergeben sich dabei aus dem mathematischen Zusammenhang  $x = \frac{s-d}{\sin \alpha}$  mit  $x$  = freie Weglänge;  $s$  = Slotbreite;  $d$  = Durchmesser des Drahtes;  $\alpha$  = Winkel der

Verkippung. Abbildung 35 zeigt die intrudierte Zahnstellung nach aktivierter Kraftsteuerung am Beispiel eines Biostarter .012“ Bogens. Wie zuvor diskutiert ist eine Diskrepanz der Schneidekanten der Inzisivi 11 und 21 sichtbar. Zahn 11 steht leicht extrudiert, der Bogen konnte trotz aktivierter Kraftsteuerung den Zahn nicht vollständig in die physiologische Ausgangsposition intrudieren.



Abbildung 35: Intrudierte Zahnstellung nach aktivierter Kraftsteuerung am Beispiel eines Biostarter .012“ Bogens ohne Stufenbiegung (Forestadent, Deutschland). Erkennbar ist die Diskrepanz der Schneidekanten der Inzisivi 11 und 21. Der Zahn 11 steht leicht extrudiert, der Bogen konnte trotz aktivierter Kraftsteuerung den Zahn nicht vollständig in die physiologische Ausgangsposition intrudieren.

Die bisher dargestellten experimentellen Beobachtungen bezogen sich auf die Bögen ohne Stufenbiegung. Für die Bögen mit Stufenbiegung kam es regelmäßig zu Überkorrekturen. Die volle Intrusionsstrecke von 1,6 mm wurde dadurch trotz dreidimensionaler Bewegung überschritten. Dieses Ergebnis wurde wahrscheinlich durch die erhöhten Kräfte und Drehmomente erreicht (vgl. 4.3). Das Einbiegen einer Stufe in den Drahtbogen kann klinisch folglich eine probate Maßnahme darstellen, die Übertragung von Kräften und Drehmomenten einer kieferorthopädischen Apparatur zu steigern. Dabei sollten physiologische Limitationen mit der Konsequenz möglicher Wurzelresorptionen oder gar Verankerungsverluste Berücksichtigung finden (Brudvik und Rygh 1994a, 1994b; Harris und Butler 1992; Rygh 1972; Wichelhaus 2013). Vorliegende Ergebnisse dieser Studie galt es dahingehend kritisch zu hinterfragen, auch wenn die Ergebnisse aufgrund eingangs erwähnter Limitationen von in-vitro Studien nicht 1:1 auf den klinischen Alltag übertragbar sind. So bewegten sich die gemessenen initialen Intrusionskräfte der Drähte ohne Stufenbiegungen zwischen 0,56 N (Biostarter .012“) und 2,25 N (Sentalloy .016“ heavy). Für die Drähte mit Stufenbiegungen erhöhte sich die Spanne der initialen intrudierenden Kräfte auf 1,07 N (Sentalloy .012“ medium) bis maximal 2,98 N (Sentalloy .016“ heavy) (vgl. Tab. 22).



Tabelle 22: Beispielhafte Darstellung für den Kraftverlauf ausgewählter Bögen über die intrusive Referenzstrecke von 0,8 mm. Angegeben sind die intrudierenden Kräfte in z-Richtung (Fz [N]). Mit fortschreitender Intrusion des Zahnes nehmen die anliegenden Kräfte ab.

Strecke [mm]	Biostarter .012“		Sentalloy .016“ heavy		Sentalloy .012“ medium mit Stufenbiegung		Sentalloy .016“ heavy mit Stufenbiegung	
	Fz [N]		Fz [N]		Fz [N]		Fz [N]	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD
0,000	0,561	±0,079	2,254	±0,174	1,066	±0,112	2,981	±0,186
0,025	0,475	±0,066	1,887	±0,126	1,032	±0,075	2,775	±0,110
0,050	0,453	±0,044	1,860	±0,105	1,021	±0,119	2,739	±0,090
0,075	0,444	±0,035	1,796	±0,143	1,023	±0,080	2,773	±0,081
0,100	0,416	±0,036	1,778	±0,219	0,994	±0,088	2,818	±0,065
0,150	0,406	±0,045	1,508	±0,142	0,953	±0,091	2,705	±0,139
0,200	0,384	±0,019	1,396	±0,095	0,933	±0,072	2,584	±0,132
0,400	0,323	±0,026	1,148	±0,056	0,837	±0,084	2,411	±0,091
0,800	0,133	±0,016	0,607	±0,030	0,686	±0,111	2,18	±0,104

Wie bereits erwähnt (vgl. 1.3.1) gelten Intrusionsbewegungen als klinisch besonders anspruchsvoll, da sie immer auch von der Achsenposition des zu intrudierenden Zahnes abhängig sind (Wichelhaus 2013). Bei Intrusionen kommt es apikal zu Kompressionen. Kontinuierliche intrudierende Kräfte von 0,5 N können dabei bereits ausreichen, Wurzelspitzenresorptionen auszulösen (Faltin et al. 1998). Neuere Publikationen empfehlen für die Intrusion einwurzeliger Zähne Kraftapplikationen von weniger als 0,5 N, da sich die Kompression auf eine kleinere Fläche konzentriert (Wichelhaus 2013). Die vorliegenden Studienergebnisse liegen damit im oberen Bereich der in der Literatur ausgewiesenen kritischen Grenzwerte bei kontinuierlicher Kraftapplikation. Denn für die Vergleichbarkeit der Daten gilt es auch, die Art der Kraftapplikation zu differenzieren (Initiale- vs. Durchschnittskräfte, kontinuierliche- vs. intermittierende Kräfte etc.).

Die Problematik auftretender Wurzelresorptionen im Verlauf kieferorthopädischer Behandlungen kann neben zu hohen Kräften auch durch unphysiologische Applikation von Drehmomenten ausgelöst werden (Hohmann et al. 2007). Für die vorliegende Versuchsdurchführung war insbesondere das Drehmoment um die x-Achse (M<sub>x</sub>) von Relevanz. Denn durch den anterior des Widerstandszentrums gelegenen Kraftangriffspunkt im Bracket ergibt sich ein Hebelarm. Bei Kraftapplikation resultiert ein Drehmoment um die mesio-distale Achse (x-Achse), dieses führt zu einer Protrusion des Zahnes verbunden mit palatinalen Wurzel torque (Sander et al. 2011; Wichelhaus 2013). In der vorliegenden Studie lagen die initial anliegenden protrudierenden Drehmomente um die x-Achse (M<sub>x</sub>) für die Bögen ohne Stufenbiegungen in einem Bereich

von -2,65 Nmm (Biostarter .012) bis -11,47 Nmm (AlignXF .016). Für die Vergleichswerte der Bögen mit Stufenbiegungen ergab sich eine Spanne von -7,26 Nmm (Sentalloy .012 medium) bis -15,89 Nmm (Sentalloy .016 heavy). Tabelle 23 liefert eine Übersicht ausgewählter Bögen der vorliegenden Studie. Im Verhältnis zu den in der Literatur ausgewiesenen kritischen Grenzwerten lagen die Messwerte damit in einem Bereich, der Wurzelresorptionen erwarten lässt. Die Grenzwerte orientieren sich dabei an der Höhe des kapillären Blutdrucks, der mit ca. 0,0020 bis 0,0047 MPa ausgewiesen wird (Dorow und Sander 2005; Schwarz 1956, 1961). Das Überschreiten dieser Grenzwerte ( $> 0,0047$  MPa) konnte bereits durch kontinuierlich anliegende Drehmomente in Höhe von 3 Nmm bis 6 Nmm nachgewiesen werden (Hohmann et al. 2007). Für die Vergleichbarkeit der Daten ist jedoch, wie schon bei den Kräften, die Art der Applikation der Drehmomente zu differenzieren (initiale- vs. durchschnittliche Drehmomente, kontinuierliche- vs. intermittierende Drehmomente etc.).

Tabelle 23: Beispielhafte Darstellung für den Verlauf der protrudierenden Drehmomente (Mx [Nmm]) ausgewählter Bögen über die intrusive Referenzstrecke von 0,8 mm. Das Koordinatensystem bedingt das negative Vorzeichen der ausgewiesenen Werte, die Bewegung des Zahnes entspricht dabei einer Protrusion um die mesio-distale Achse (x-Achse). Mit fortschreitender Intrusion des Zahnes nehmen die anliegenden Drehmomente ab.

Strecke [mm]	Biostarter .012“		AlignXF .016“		Sentalloy .012“ medium mit Stufenbiegung		Sentalloy .016“ heavy mit Stufenbiegung	
	Mx [Nmm]		Mx [Nmm]		Mx [Nmm]		Mx [Nmm]	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD
0,000	-2,649	±0,268	-11,466	±0,634	-7,264	±0,857	-15,887	±0,891
0,025	-2,755	±0,465	-11,918	±0,427	-7,266	±0,932	-16,832	±0,554
0,050	-2,599	±0,517	-11,122	±0,455	-7,055	±0,565	-16,263	±0,670
0,075	-2,552	±0,265	-10,286	±0,331	-6,672	±0,839	-15,128	±0,968
0,100	-2,57	±0,419	-9,584	±0,801	-6,562	±0,982	-14,046	±1,484
0,150	-2,362	±0,322	-9,47	±0,224	-6,189	±0,690	-14,843	±0,417
0,200	-2,061	±0,245	-8,31	±0,814	-6,394	±0,756	-14,253	±1,512
0,400	-1,773	±0,285	-7,226	±0,664	-5,781	±1,024	-12,222	±0,960
0,800	-0,141	±0,126	-2,604	±0,851	-4,326	±0,973	-10,722	±0,716

Die Diskussion der vorliegenden Studienergebnisse geschah in Abgleich mit aktueller Fachliteratur und in Versuchsdurchführung und -aufbau aktuell vergleichbaren Publikationen (Perrey et al. 2015; Wichelhaus 2013). Dabei lassen sich die Daten nicht uneingeschränkt mit biomechanischen Versuchsaufbauten vergleichen. Die Differenzierung der Ergebnisse muss erfolgen, da Kriterien wie z.B. die Erhebung der Daten im Widerstandszentrum oder einem anderen Kraftangriffspunkt eine gewichtige Rolle spielen können. Auch der Versuchsaufbau und die -

durchführung müssen Berücksichtigung finden. Wie eingangs erwähnt gibt es verschiedene Studien, die sich der biomechanischen Untersuchung von Kräften und Drehmomenten im Bereich der Kieferorthopädie angenommen haben (vgl. 1.). Von den insbesondere aktuelleren Studien sind die wenigsten jedoch vergleichbar, unterscheiden sie sich größtenteils in der Methodik von der vorliegenden Studie (Alsabti et al. 2021; Bourauel et al. 1992; Fansa et al. 2009; Pandis et al. 2009; Perrey et al. 2015).

Mit einer im Versuchsaufbau ähnlichen und neueren Studie lassen sich die Messergebnisse der vorliegenden Untersuchung jedoch vergleichen und bestätigen (Perrey et al. 2015). Dabei wird die Nivellierung von Fehlstellungen von Unterkieferfrontzähnen in allen Dimensionen mittels OMSS untersucht. Die vertikale Diskrepanz der Zähne entspricht jener der vorliegenden Studie und auch in der Methodik der kräftegesteuerten Messungen ähneln sich die Studien. Perrey gibt dabei im Zuge der Nivellierung für .014 Inch Bögen bei .022“ Slot Brackets initiale Kräfte bis zu 3,5 N an während sich Kraftgrößen durchschnittlich zwischen 0,2 N und 2 N bewegen. Die Höhe der initialen Drehmomente wird mit einem Bereich zwischen 8 Nmm und 35 Nmm ausgewiesen.

Auch wenn die in-vitro ermittelten Ergebnisse der vorliegenden Studie aufgrund des fehlenden Parodontalligaments und des fehlenden Knochens nicht direkt auf den klinischen in-vivo Patienten übertragbar sind, lassen sich dennoch Schlussfolgerungen ziehen. Die im Versuchsablauf gemessenen Kräfte und Drehmomente liegen bereits für die niedrig dimensionierten .012 Inch Bögen nahe den in der Literatur ausgewiesenen Grenzwerten für das Auftreten unerwünschter Nebenwirkungen. Für den sensiblen Fall einer Intrusion ist daher mindestens therapieeinleitend der Einsatz von Bogendimensionen größer als .012 Inch kritisch zu hinterfragen. Die therapeutische Nutzung der applizierten Kräfte und Drehmomente sollte, wenn möglich, stets intermittierend erfolgen. Die Unterschiede zwischen den Bögen derselben Dimension unterschiedlicher Hersteller fallen überwiegend nicht signifikant aus. Es ließ sich jedoch ein Trend erkennen, indem mit zunehmender Dimension auch die signifikanten Unterschiede zunahmten. Dies galt für alle untersuchten Kriterien gleichermaßen. In jeder Dimension überwog jedoch deutlich der Anteil der Bogenvergleiche, in dem keine signifikanten Differenzen zwischen den Bögen festgestellt werden konnten. Die Wahl des Herstellers scheint damit von tendenziell untergeordneter Rolle zu sein, jedoch gewinnt sie mit zunehmender Bogendimension an Bedeutung.

Eine Stufenbiegung erhöhte in allen Fällen die applizierten Kräfte und Drehmomente einer kieferorthopädischen Apparatur um ein Vielfaches und kann ein kieferorthopädisch therapeutisch

probates Mittel darstellen. Allerdings sollte sich der Kieferorthopäde auch über das damit einhergehende deutlich erhöhte Risiko unerwünschter Nebenwirkungen stets bewusst sein.

### 5.3 Ausblick

Der Fokus der vorliegenden Studie lag einerseits auf der methodischen Weiterentwicklung eines in der kieferorthopädischen Forschung genutzten Versuchsstandes durch die Implementierung einer Kraftsteuerung. Andererseits sollte die erfolgreiche Umsetzung an der klinischen Simulation einer Frontzahnintrusion biomechanisch verifiziert werden. Im Zuge der Forschungsarbeit konnte dadurch ein moderner Versuchsstand geschaffen werden, der für die Zukunft unterschiedlichste Verwendungs- und Simulationsmöglichkeiten bietet. Neben der Einzelzahn Betrachtung und der simplen Bewegungsart im Rahmen der vorliegenden Studienarbeit wären zukünftig Untersuchungen hinsichtlich komplexer Zahnfehlstellungen denkbar. Darunter z.B. Kippungen oder Rotationen, Intrusionsmechaniken an Eckzähnen oder Teilbogentechniken. Auch wäre an Simulationen mit mehreren Zähnen bzw. Zahngruppen zu denken. Insgesamt könnte der Fokus dabei auf aktuelle klinische Fälle und Fragestellungen gerichtet werden. Ferner könnte der Schwerpunkt zukünftiger Forschung auch die Untersuchungen unterschiedlichster Materialien sein.

Neben experimenteller Forschungsarbeit wäre außerdem daran zu denken, den Versuchsstand weiterzuentwickeln. Dabei könnten weitere standardisierte Verfahren entwickelt werden, um Behandler abhängige Toleranzen und Interpretationen im Versuchsaufbau bzw. den Versuchseinstellungen zu reduzieren. Produzierte Daten des Versuchsstandes würden dann mit externen Daten noch vergleichbarer.

## 6. Zusammenfassung

Durch den klinischen Einsatz orthodontischer Apparaturen werden Kräfte und Drehmomente auf die Biologie des Menschen übertragen. Damit das angestrebte Behandlungsergebnis effizient erreicht wird und unerwünschte Nebenwirkungen minimiert werden, ist das Wissen über Kräfte und Drehmomente in der kieferorthopädischen Biomechanik essenziell.

Die vorliegende Studie setzt an diesem Punkt an. Ziel war die Untersuchung applizierter Kräfte und Drehmomente für die Simulation der Korrektur einer Frontzahnfehlstellung. Hierbei sollten verschiedene Materialien und zwei unterschiedliche Therapieansätze zum Einsatz kommen. Durch die Weiterentwicklung eines bestehenden Versuchsstandes mittels Programmierung einer Kraftsteuerung sollte die klinische in-vivo Situation realistisch abgebildet werden.

Der Versuchsaufbau der vorliegenden Studie umfasste mehrere Komponenten. Kernstück bildete ein 6-Achsen Industrieroboter. Dieser trug an seiner Spitze einen Sensor, der wiederum mit dem Modell eines Inzisivus 11 verbunden war. Der Inzisivus 11 entstammte dem Typodont eines Oberkiefer Modells und war, wie das Zahnmodell, mit einem Bracket versehen. Der Sensor war mit einem Computer gekoppelt, von dem Computer ausgehend wurde durch die neu implementierte Kraftsteuerung der Roboter automatisiert verfahren. Die Kraftsteuerung berechnete während eines Versuchsablaufs Positionskorrekturen und der Roboter verfuhr den Zahn entsprechend des Bewegungsbefehls. Ziel dabei war der zyklische Abbau vorhandener Kräfte und Drehmomente. Die Signalkette fand bis zum Eintreten einer Abbruchbedingung, dem Unterschreiten festgelegter Kräfte und Momente, fortlaufend statt.

Im Rahmen der Forschungsarbeit wurden insgesamt 110 Nickel-Titan Bögen dreier unterschiedlicher Hersteller untersucht. Die Bögen konnten je nach Dimension und Hersteller in 22 Gruppen klassifiziert werden. Es wurden 75 Bögen ohne und 35 Bögen mit einer 1,2 mm Stufenbiegung untersucht. Die Dimensionen differenzierten sich in .012“, .014“ und .016“ Bögen. Für die Stufenbiegung wurde eine individualisierte Stahlschablone angefertigt. Die Wärmebehandlung der Nickel-Titan Bögen fand mit Hilfe dieser Schablone in einem Umluftofen statt.

Für jede der 22 Gruppen fanden fünf voneinander unabhängige Messzyklen mit jeweils neuem Bogen statt. Hierfür wurde der Bogen in der pathologisch extrudierten Frontzahnsituation eingliedert. Die extrudierte Ausgangsposition des Inzisivus 11 betrug dabei 1,6 mm. Die aktivierte Kraftsteuerung intrudierte anschließend den zu untersuchenden Frontzahn automatisiert, wobei fortlaufend Kräfte und Drehmomente in allen Raumdimensionen erfasst wurden.

Über eine Software ließen sich die Ergebnisse tabellarisch und grafisch darstellen. Letztere erfolgte mittels Weg-Kraft- respektive Weg-Drehmoment Diagrammen. Der weiterentwickelte Versuchsaufbau ermöglichte das Auslesen anliegender Kräfte und Drehmomente für jede Raumdimension an jedem Punkt während des Versuchsablaufes. Für die vorliegende Studie waren die initialen Werte der Intrusionskraft ( $F_z$ ) und das Drehmoment um die mesio-distale Achse ( $M_x$ ) von Relevanz. Es wurden ferner Daten hinsichtlich realisierter Intrusionsstrecken und von Kraft- und Drehmomentübertragungen über eine Referenzstrecke von 0,8 mm erhoben. Alle Daten wurden abschließend statistisch ausgewertet und qualitativ verglichen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie gleichen den Erkenntnissen und Forschungsergebnissen aktueller Literatur. Die initialen Intrusionskräfte ( $F_z$ ) der untersuchten Bögen ohne Stufenbiegung lagen dimensionsabhängig zwischen 0,56 N (Biostarter .012“) und 2,25 N (Sentalloy .016“ heavy). Dabei konnten bis auf wenige Ausnahmen bei zunehmenden Bogendimensionen auch ansteigende Kräfte registriert werden. Selbiges galt für die initial protrudierenden Drehmomente ( $M_x$ ), die Werte zwischen -2,65 Nmm (Biostarter .012“) und -11,47 Nmm (AlignXF .016“) ausgaben. Für die Bögen mit Stufenbiegung stiegen die Werte erwartungsgemäß an, auf maximal 2,98 N (Sentalloy .016“ heavy) für  $F_z$  bzw. -19,44 Nmm (Sentalloy .016“ medium) für  $M_x$ . Die Werte lagen insgesamt bereits für niedrig dimensionierte Bögen nahe den in Fachliteratur diskutierten kritischen Grenzwertbereichen.

Für die Varianzanalysen von Kräften und Drehmomenten ergaben sich nur vereinzelt signifikante Differenzen, sodass die Wahl des Herstellers klinisch von tendenziell untergeordneter Rolle zu sein scheint. Weit überwiegend konnten in derselben Dimension zwischen den Herstellern keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden, jedoch nehmen die Unterschiede mit zunehmender Bogendimension zu.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass der weiterentwickelte Versuchsstand in der Lage ist, Kräfte und Drehmomente biomechanischer Untersuchungen in allen Freiheitsgraden an nahezu jedem Punkt der Bewegungsbahnen präzise zu analysieren. Damit konnte auch für zukünftige Forschungsstudien eine sehr gute Basis geschaffen werden. Die Erkenntnisse der gemessenen Daten können ferner in vergleichbarer klinischer Situation dem Kieferorthopäden eine Entscheidungshilfe hinsichtlich einzusetzender Materialien und Behandlungsmethodik sein.

## Literaturverzeichnis

- 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.
- Alsabti N, Bourauel C, Talic N (2021). Comparison of force loss during sliding of low friction and conventional TMA orthodontic archwires : An in vitro study. *J Orofac Orthop*; 82(4):218-225.
- Apajalahti S, Peltola JS (2007). Apical root resorption after orthodontic treatment -- a retrospective study. *Eur J Orthod*; 29(4):408-12.
- 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.
- Brezniak N, Wasserstein A (1993a). Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 103(2):138-46.
- Brezniak N, Wasserstein A (1993b). Root resorption after orthodontic treatment: Part 1. Literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 103(1):62-6.
- Brezniak N, Wasserstein A (2002a). Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part II: The clinical aspects. *Angle Orthod*; 72(2):180-4.
- Brezniak N, Wasserstein A (2002b). Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part I: The basic science aspects. *Angle Orthod*; 72(2):175-9.
- Brudvik P, Rygh P (1993a). The initial phase of orthodontic root resorption incident to local compression of the periodontal ligament. *Eur J Orthod*; 15(4):249-63.
- Brudvik P, Rygh P (1993b). Non-clast cells start orthodontic root resorption in the periphery of hyalinized zones. *Eur J Orthod*; 15(6):467-80.
- Brudvik P, Rygh P (1994a). Multi-nucleated cells remove the main hyalinized tissue and start resorption of adjacent root surfaces. *Eur J Orthod*; 16(4):265-73.
- Brudvik P, Rygh P (1994b). Root resorption beneath the main hyalinized zone. *Eur J Orthod*; 16(4):249-63.
- Burrow SJ (2009). Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 135(4):442-7.
- Burstone CJ, Koenig HA (1976). Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod*; 70(1):1-19.
- 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.
- Cignoni C, Corsini, Dellepiane, Ganovelli, Ranzuglia (2008). MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool. Sixth Eurographics Italian Chapter Conference.

- 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).
- Dermaut LR, De Munck A (1986). Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: a radiographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 90(4):321-6.
- Dorow C, Sander FG (2005). Development of a model for the simulation of orthodontic load on lower first premolars using the finite element method. *J Orofac Orthop*; 66(3):208-18.
- 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 FG, Wichelhaus A (1998). Root resorptions in upper first premolars after application of continuous intrusive forces. Intra-individual study. *J Orofac Orthop*; 59(4):208-19.
- 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.
- 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):81-5.
- 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.
- Gonzales C, Hotokezaka H, Yoshimatsu M, Yozgatian JH, Darendeliler MA, Yoshida N (2008). Force magnitude and duration effects on amount of tooth movement and root resorption in the rat molar. *Angle Orthod*; 78(3):502-9.
- Graber T, Swain B (1989). *Grundlagen und moderne Techniken der Kieferorthopädie. Quintessenz.*
- Harris EF, Butler ML (1992). Patterns of incisor root resorption before and after orthodontic correction in cases with anterior open bites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 101(2):112-9.
- Harry MR, Sims MR (1982). Root resorption in bicuspid intrusion. A scanning electron microscope study. *Angle Orthod*; 52(3):235-58.
- Hartsfield JK, Jr. (2009). Pathways in external apical root resorption associated with orthodontia. *Orthod Craniofac Res*; 12(3):236-42.
- Harzer W (2011). *Kieferorthopädie. Checklisten der Zahnmedizin.*]: Georg Thieme Verlag.
- 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.
- Heller IJ, Nanda R (1979). Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod*; 75(3):239-58.
- Henneman S, Von den Hoff JW, Maltha JC (2008). Mechanobiology of tooth movement. *Eur J Orthod*; 30(3):299-306.



- Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Sander C, Faltin R, Faltin K, Sander FG (2007). Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment. *Angle Orthod*; 77(4):653-9.
- Kahl-Nieke B (2010). Einführung in die Kieferorthopädie. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH.
- Kajiyama K, Murakami T, Yokota S (1993). Gingival reactions after experimentally induced extrusion of the upper incisors in monkeys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 104(1):36-47.
- Kalkwarf KL, Krejci RF, Pao YC (1986). Effect of apical root resorption on periodontal support. *J Prosthet Dent*; 56(3):317-9.
- Krishnan V, Davidovitch Z (2009). On a path to unfolding the biological mechanisms of orthodontic tooth movement. *J Dent Res*; 88(7):597-608.
- Kuroi J, Owman-Moll P, Lundgren D (1996). Time-related root resorption after application of a controlled continuous orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 110(3):303-10.
- Kuroi J, Owman-Moll P (1998). Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents. *Angle Orthod*; 68(2):161-5.
- Kusy RP, Dilley GJ (1984). Elastic modulus of a triple-stranded stainless steel arch wire via three- and four-point bending. *J Dent Res*; 63(10):1232-40.
- Langford SR, Sims MR (1982). Root surface resorption, repair, and periodontal attachment following rapid maxillary expansion in man. *Am J Orthod*; 81(2):108-15.
- Lee BW (1965). Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *J Dent Res*; 44(5):1053.
- Levander E, Malmgren O (1988). Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: a study of upper incisors. *Eur J Orthod*; 10(1):30-8.
- Lilja E, Lindskog S, Hammarstrom L (1983). Histochemistry of enzymes associated with tissue degradation incident to orthodontic tooth movement. *Am J Orthod*; 83(1):62-75.
- Linge L, Linge BO (1991). Patient characteristics and treatment variables associated with apical root resorption during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 99(1):35-43.
- Llamas-Carreras JM, Amarilla A, Espinar-Escalona E, Castellanos-Cosano L, Martin-Gonzalez J, Sanchez-Dominguez B, Lopez-Frias FJ (2012). External apical root resorption in maxillary root-filled incisors after orthodontic treatment: a split-mouth design study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*; 17(3):e523-7.
- Lupi JE, Handelman CS, Sadowsky C (1996). Prevalence and severity of apical root resorption and alveolar bone loss in orthodontically treated adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 109(1):28-37.
- Malmgren O, Goldson L, Hill C, Orwin A, Petrini L, Lundberg M (1982). Root resorption after orthodontic treatment of traumatized teeth. *Am J Orthod*; 82(6):487-91.
- Mantzikos T, Shamus I (1997). Forced eruption and implant site development: soft tissue response. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 112(6):596-606.
- Mantzikos T, Shamus I (1999). Forced eruption and implant site development: an osteophysiologic response. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 115(5):583-91.

- Melsen B, Agerbaek N, Eriksen J, Terp S (1988). New attachment through periodontal treatment and orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 94(2):104-16.
- Nanda R (2005). *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*. Elsevier Health Sciences.
- Ngan DC, Kharbanda OP, Byloff FK, Darendeliler MA (2004). The genetic contribution to orthodontic root resorption: a retrospective twin study. *Aust Orthod J*; 20(1):1-9.
- Owman-Moll P (1995). Orthodontic tooth movement and root resorption with special reference to force magnitude and duration. A clinical and histological investigation in adolescents. *Swed Dent J Suppl*; 105:1-45.
- 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.
- Parker RJ, Harris EF (1998). Directions of orthodontic tooth movements associated with external apical root resorption of the maxillary central incisor. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 114(6):677-83.
- Pedersen E, Andersen K, Gjessing PE (1990). Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force systems. *Eur J Orthod*; 12(3):272-80.
- 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.
- Perrey W, Konermann A, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C (2015). Effect of archwire qualities and bracket designs on the force systems during leveling of malaligned teeth. *J Orofac Orthop*; 76(2):129-38, 140-2.
- Petrovic AG, Stutzmann JJ (1988). [Reactive capacity of animal and human condylar cartilage at the cellular and molecular levels in the light of a cybernetic concept of facial growth]. *Fortschr Kieferorthop*; 49(5):405-25.
- Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC (1996). Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 110(1):16-23.
- Proffit WR, Fields HW, Sarver DM (2006). *Contemporary Orthodontics*. Elsevier Health Sciences.
- Rakosi T, Jonas I (1989). *Kieferorthopädie: Diagnostik*. Thieme.
- Reid SA, Boyde A (1987). Changes in the mineral density distribution in human bone with age: image analysis using backscattered electrons in the SEM. *J Bone Miner Res*; 2(1):13-22.
- Reitan K (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*; 43(1):32-45.
- Reitan K (1960). Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics*; 46(12):881-900.
- Reitan K (1967). Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod*; 53(10):721-45.
- Reitan K (1974). Initial tissue behavior during apical root resorption. *Angle Orthod*; 44(1):68-82.

- Reitan K (1985). Orthodontics, current principles and techniques. In: Graber TM, Swain BF (Hrsg.).]: C.V. Mosby Co.
- Reitan K (1989). Grundlagen und moderne Techniken der kieferorthopädie. In: Graber TM, Swain BF (Hrsg.).]: Quintessenz.
- Remington DN, Joondeph DR, Artun J, Riedel RA, Chapko MK (1989). Long-term evaluation of root resorption occurring during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 96(1):43-6.
- Ricketts RM, Heideborn M (1988). Bioprogressive Therapie. Rocky mountain orthodontics.
- Roberts WE, Garetto LP, Katona TR (1992). Bone Biodynamics in Orthodontic and Orthopedic Treatment. In: Carlson DS, Goldstein SA (Hrsg.).]: Center for Human Growth and Development, University of Michigan.
- Rygh P (1972). Ultrastructural cellular reactions in pressure zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Acta Odontol Scand*; 30(5):575-93.
- Sameshima GT, Sinclair PM (2001). Predicting and preventing root resorption: Part I. Diagnostic factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 119(5):505-10.
- Sander FG, Schwenger N, Ehrenfeld M (2011). Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Kieferorthopädie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- Sandstedt C (1904). Einige Beiträge zur Theorie der Zahnregulierung.
- Sandstedt C (1905). Several Contributions to the Theory of Regulation of Teeth.
- Schopf P (2008a). Curriculum - Kieferorthopädie Band I. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
- Schopf P (2008b). Curriculum - Kieferorthopädie Band II. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
- Schwarz AM (1956). Lehrgang der Gebissregelung. Urban und Schwarzenberg.
- Schwarz AM (1961). Lehrgang der Gebissregelung: Untersuchungsgang(Diagnostik). Urban & Schwarzenberg.
- Stockli PW (1973). [Orthodontics--a biological problem]. *Inf Orthod Kieferorthop*; 5(3):188-208.
- Thilander B (2011). Orthodontics: Current Principles and Techniques. In: Graber LW VR, Vig KWL (Hrsg.).]: Elsevier Health Sciences.
- Thorstenson GA, Kusy RP (2002). Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 121(5):472-82.
- Tonner RI, Waters NE (1994a). The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part II: Intra-batch variation. *Eur J Orthod*; 16(5):421-5.
- Tonner RI, Waters NE (1994b). The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. *Eur J Orthod*; 16(5):409-19.
- Topkara A, Karaman AI, Kau CH (2012). Apical root resorption caused by orthodontic forces: A brief review and a long-term observation. *Eur J Dent*; 6(4):445-53.
- van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM (1999). Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs. *Eur J Oral Sci*; 107(6):468-74.

- 
- Vardimon AD, Graber TM, Voss LR, Lenke J (1991). Determinants controlling iatrogenic external root resorption and repair during and after palatal expansion. *Angle Orthod*; 61(2):113-22; discussion 123-4.
- Von Bohl M, Maltha J, Von den Hoff H, Kuijpers-Jagtman AM (2004a). Changes in the periodontal ligament after experimental tooth movement using high and low continuous forces in beagle dogs. *Angle Orthod*; 74(1):16-25.
- Von Bohl M, Maltha JC, Von Den Hoff JW, Kuijpers-Jagtman AM (2004b). Focal hyalinization during experimental tooth movement in beagle dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 125(5):615-23.
- Weltman B, Vig KW, Fields HW, Shanker S, Kaizar EE (2010). Root resorption associated with orthodontic tooth movement: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 137(4):462-76; discussion 12A.
- Wichelhaus A, Huffmeier S, Sander FG (2003). Dynamic functional force measurements on an anterior bite plane during the night. *J Orofac Orthop*; 64(6):417-25.
- Wichelhaus A, Sander C, Sander FG (2004). Development and biomechanical investigation of a new compound palatal arch. *J Orofac Orthop*; 65(2):104-22.
- Wichelhaus A (2013). *Kieferorthopädie - Therapie Band 1. Farbatlanten der Zahnmedizin.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- Zachrisson BU, Alnaes L (1973). Periodontal condition in orthodontically treated and untreated individuals. I. Loss of attachment, gingival pocket depth and clinical crown height. *Angle Orthod*; 43(4):402-11.

## **Danksagung**

Am Ende dieser Arbeit bedanke ich mich herzlich bei Frau Prof. Dr. Andrea Wichelhaus für die Überlassung des Themas und die Möglichkeit, meine Dissertation in der kieferorthopädischen Abteilung der Ludwig-Maximilians-Universität München durchführen zu können. Ich möchte mich hierbei für ihre gute Betreuung und ihre hilfreichen Anregungen bedanken.

Besonders bedanken möchte ich mich zudem bei Dr. Matthias Mertmann für seine intensive Hilfe und fördernde Denkanstöße für das Zustandekommen der Dissertation.

Bedanken möchte ich mich insbesondere auch bei Herrn Dipl.-Ing. Thomas Stocker für die hervorragende Betreuung der Dissertation sowie seinem Vorgänger Herrn Dr. Sebastian Stapfner. Auch danke ich Herrn Dr. Uwe Baumert für nützliche Ratschläge hinsichtlich Literaturrecherche und statistischer Fragestellungen.

Dank gilt ferner meiner Frau und meiner Familie für den Rückhalt und die Unterstützung während meiner Ausbildung und der Anfertigung dieser Dissertation.

## Affidavit



### Eidesstattliche Versicherung

Lipp, Julian

Name, Vorname

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

**Simulation von Kräften und Momenten der initialen Zahnbewegung bei  
Intrusionsbewegungen in Abhängigkeit der eingesetzten Bogensysteme mittels ROSS  
(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.

Eislingen, 21.10.2022  
Ort, Datum

Julian Lipp  
Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

