

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie

der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Dieter Drescher

**Initiale Kraftsysteme in der orthodontischen Therapie –
Ein Vergleich konventioneller Nivellierungsbögen mit Gummetal**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Olga Grauberger

2018

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Dieter Drescher

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. dent. Alfons Hugger

meiner Familie gewidmet

Zusammenfassung

Bei der kieferorthopädischen Behandlung mittels Multibracketapparatur ist es von immenser Bedeutung, die Größe der orthodontisch wirksamen Kraftsysteme zu kennen, um unerwünschte Nebenwirkungen, wie Schmerzen und Resorptionen, zu vermeiden. Vor allem in der Nivellierungsphase sind die Niveauunterschiede der Zähne und damit der Anspruch an die eingesetzten Materialien sehr hoch. Erwünscht sind hierbei kleine konstante orthodontische Kräfte.

Die Hersteller einer neuartigen β -Titan-Legierung namens *Gummetal*[®] (Ti-Nb-Ta-Zr, *Rocky Mountain Morita Corporation*) werben mit Eigenschaften wie einem nichtlinearen elastischen Verhalten (sog. "Superelastizität"), einem außergewöhnlichen plastischen Verhalten und einem niedrigen E-Modul. In dieser Studie sollte dieses Material auf die initialen Kraftsysteme hin untersucht und konventionellen Nivellierungsbögen gegenübergestellt werden. Die Messwerte wurden in die Kategorien Fehlstellungsgrad nach Little⁹⁴, Kiefer (Oberkiefer, Unterkiefer) und Zahn (mittlere Schneidezahn, Eckzahn und zweite Prämolare) gegliedert.

An 30 Gipskiefermodellen wurde der Zahnbogen zwischen den ersten Molaren mit *Straight-Wire-Brackets* versehen (Edelstahl, *discovery*[®] *Brackets*, *System Roth 18*, *Dentaurum*). Dem 14er *Gummetal*[®]-Bogen wurden ein 14er *Nitinol*-Bogen (*Classic*, *3m Unitek*[™]), ein 16er *TMA*[®]-Bogen (*Ormco*) und ein 16er *Supercable*-Bogen (*Speed System*[™] *Orthodontics*) gegenübergestellt. Mittels eines Kraft-Moment-Sensors (*Schunk*, Deutschland) und eines Roboterarms (*RX 60*, *Stäubli*, Deutschland) konnten die initialen dreidimensionalen Kraftsysteme gemessen und anschließend ausgewertet werden.

Daraus resultierend konnte die folgende Rangliste der Bögen nach aufsteigenden Kraftsystemen aufgestellt werden: 1. *Supercable*, 2. *Gummetal*, 3. *Nitinol*, 4. *TMA*. Die Mittelwerte von *Gummetal* und *Nitinol* unterschieden sich in nur 10% der Fälle signifikant voneinander. Nach dem Auslagieren der Bögen zeigte sich bei 7% der *Nitinol*-Bögen, bei 60% der *Gummetal*-Bögen und bei 83% der *TMA*-Bögen eine plastische Deformation, die sich kraftmindernd auf die gemessenen Kraftsysteme auswirkte. Zudem ist dies ein Indiz dafür, dass die "Superelastizität" des *Gummetals* zu hinterfragen ist. Die Kraftsysteme korrelierten positiv mit dem Fehlstellungsgrad der Kiefer. Im Unterkiefer und an Eckzähnen wurden tendenziell größere Kraftsysteme ermittelt. Statistisch signifikante Unterschiede innerhalb der drei Kategorien zeigten sich nur vereinzelt.

Gummetal initiiert nur leicht kleinere Kraftsysteme als *Nitinol*. Die ermittelten Kraftsysteme von *Gummetal*, *Nitinol* und *TMA* liegen oberhalb des empfohlenen orthodontischen Kräftebereichs. Zudem muss die "Superelastizität" des *Gummetals* kritisch betrachtet und weiter untersucht werden. Lediglich der verseilte NiTi-Bogen *Supercable* kann in Anbetracht der gemessenen Kraftsysteme als Nivellierungsbogen empfohlen werden.

Abstract

During an orthodontic therapy using a multibracket appliance it is of crucial importance to know the amount of orthodontically-effective forces to avoid such side effects as pain and root resorption. Especially during the levelling phase there is a large level difference between adjacent teeth. This puts very high demands on materials used. Here it is recommendable to apply low and constant orthodontic forces and moments.

The manufacturers of a new type of β -titan alloy, called *Gummetal*[®] (Ti-Nb-Ta-Zr, *Rocky Mountain Morita Corporation*), advertise such properties as a non-linear elastic behavior ("superelasticity"), an extraordinary plastic behavior and low elastic modulus. The aim of this study was to investigate the initial force systems of this new material and compare it with conventional aligning arch wire materials. The measured values were categorized and analyzed in three groups: Irregularity Index by Little⁹⁴, jaw (upper/lower jaw) and tooth (middle incisor, canine, second premolar).

An amount of 30 plaster models of the jaw was provided with straight-wire brackets between the first molars (stainless steel, *discovery*[®] Brackets, *System Roth 18, Dentaaurum*). The .014" *Gummetal*[®] archwire was compared with a .014" *Nitinol* archwire (*Classic, 3m Unitek*[™]), a .016" *TMA*[®] archwire (*Ormco*) and a .016 *Supercable* archwire (*Speed System*[™] *Orthodontics*). Using a 3-D-force-moment sensor (*Schunk, Germany*) and a robot (*RX 60, Stäubli, Germany*) the initial three-dimensional force systems were measured and subsequently analyzed.

As a result the following ranking concerning the amount of force systems could be made: 1st *Supercable*, 2nd *Gummetal*, 3rd *Nitinol*, 4th *TMA*.

The arithmetic means of forces and moments of *Gummetal* and *Nitinol* differed in 10% from each other. After removing the archwires there was a plastic deformation of 7% of *Nitinol* archwires, 60% of *Gummetal* archwires and 83% of *TMA* archwires. This deformation had a reducing effect on the measured values. It is also an evidence for the questionable "superelasticity" of *Gummetal*. The force systems correlated positively with the Irregularity Index of the jaw. Also the force systems tended to be larger in the lower jaw and on canines. But there was low evidence of statistical significance.

Gummetal generated slightly lower force systems than *Nitinol*. The forces and moments of *Gummetal*, *Nitinol* and *TMA* exceeded the recommended values. The advertised "superelasticity" of *Gummetal* should be discussed and examined critically. Regarding the generated force systems, only *Supercable* can be recommended for clinical use during the levelling phase.

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|---------------------|---|
| Abb. | Abbildung |
| A_F | Austenit- <i>Finish</i> -Temperatur |
| A_S | Austenit- <i>Start</i> -Temperatur |
| B | Bruch |
| BI | <i>Binding</i> |
| Cab | <i>Supercable, Speed System™ Orthodontics</i> |
| d | Abstand |
| DMS | Dehnungsmessstreifen |
| Δl | Längenänderung |
| E, E-Modul | Elastizitätsmodul |
| E | Einwirkende Dehnung auf den DMS |
| ϵ | Dehnung |
| F | Kraft |
| F | Proportionalitätsgrenze bzw. Elastizitätsgrenze |
| FEM | Finite-Elemente-Methode |
| FR | Friktion |
| F_N | Normalkraft |
| F_{res} | resultierende horizontale Kraft [Newton] |
| F_S | Haftreibung |
| F_R | Gleitreibung |
| $ F_x $ | Betrag der Kraft entlang der x-Achse [N] |
| $ F_y $ | Betrag der Kraft entlang der y-Achse [N] |
| $ F_z $ | Betrag der Kraft entlang der z-Achse [N] |
| Gum | <i>Gummetal®, RMMC</i> |
| H | Höhe |
| HRTEM | <i>High-Resolution Transmission Electron Microscope</i> |
| I | Flächenträgheitsmoment |
| K | Kraft |
| K-S-Test | Kolmogorov-Smirnov-Test |
| K-W-Test | Kruskal-Wallis-Test |
| L | Länge |
| l_0 | Ausgangslänge |
| M | Drehmoment |
| M | arithmetisches Mittel |
| M_D | höchste Temperatur, bei der Martensit entstehen kann |
| M_F | Martensit- <i>Finish</i> -Temperatur |
| M_S | Martensit- <i>Start</i> -Temperatur |
| $ M_x $ | Betrag des Drehmoments um die x-Achse [Nmm] |
| $ M_y $ | Betrag des Drehmoments um die y-Achse [Nmm] |
| $ M_z $ | Betrag des Drehmoments um die z-Achse [Nmm] |
| Max. | Maximum/Maxima |
| MB-Apparatur | Multibracket-Apparatur |
| min | <i>minimal irregularity</i> nach Little ⁹⁴ |
| Min. | Minimum/Minima |
| mod | <i>moderate irregularity</i> nach Little ⁹⁴ |
| M-W-U-Test | Mann-Whitney-U-Test |
| μ_K | kinetische Reibungskoeffizient |
| μ_S | statische Reibungskoeffizient |
| n | Stichprobengröße, Anzahl |
| Nit | <i>Nitinol Classic, 3m Unitek™</i> |
| NO | <i>Notching</i> |

| | |
|------------------------|---|
| OK | Oberkiefer |
| p | p-Wert |
| P | Zugfestigkeit |
| PDL | Parodontale Ligament |
| PID-Regler | <i>proportional-integral-derivative controller</i> |
| q | Probenquerschnitt |
| r | Radius |
| R | Widerstand des DMS |
| R₀ | Widerstand des unbelasteten DMS |
| RS | Reibungswiderstand |
| RT | Raumtemperatur |
| RZ | Rotationszentrum |
| S_a | Verstärkungskonstante des DMS |
| SD | Standardabweichung |
| sev | <i>severe irregularity</i> nach Little ⁹⁴ |
| SLB | selbstligierende Brackets |
| σ | Spannung, Zugspannung |
| σ_{0,2} | Dehngrenze |
| T | Tiefe |
| TEM | <i>Transmission Electron Microscope</i> |
| TMA | Titan-Molybdän-Alloy, TMA [®] , Ormco |
| UK | Unterkiefer |
| WZ | Widerstandszentrum |
| */**/** | signifikanter/hoch signifikanter/höchst signifikanter Unterschied |

Einheiten

| | |
|-------------------------|--|
| ° | Grad |
| °C | Grad Celsius |
| °F | Grad Fahrenheit |
| % | Prozent |
| cm | Zentimeter |
| eV | Elektronenvolt |
| g | Gramm |
| g/cm³ | Gramm pro Kubikzentimeter |
| Gew% | Gewichtsprozent |
| GPa | Gigapascal |
| inch | Zoll (engl. <i>inch</i>) |
| m | Meter |
| m³ | Kubikmeter |
| mm | Millimeter |
| mmHg | Millimeter Quecksilbersäule |
| mol% | Molprozent |
| MPa | Megapascal |
| μg | Mikrogramm |
| N | Newton |
| N/m² | Newton pro Quadratmeter, entspricht Pa |
| N/mm² | Newton pro Quadratmillimeter, entspricht MPa |
| Nmm | Newtonmillimeter |
| ppm | <i>parts per million</i> |
| Pa | Pascal, entspricht N/m ² |
| pounds | Pfund (engl. <i>pounds</i>) |
| W | Watt |

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----|
| Zusammenfassung | I |
| Abstract | II |
| Abkürzungsverzeichnis | III |
| Inhaltsverzeichnis | V |
| 1 Einleitung | 1 |
| 2 Literaturübersicht | 3 |
| 2.1 Multiband-Bracket-Apparatur | 3 |
| 2.2 Behandlungsphasen | 4 |
| 2.3 Biologische Grundlagen | 5 |
| 2.3.1 Orthodontische Zielstrukturen | 5 |
| 2.3.2 Knochenresorption | 5 |
| 2.3.2.1 Direkte Knochenresorption | 5 |
| 2.3.2.2 Indirekte Knochenresorption und Hyalinisierungszonen | 6 |
| 2.3.3 Wurzelresorptionen | 7 |
| 2.3.4 Schmerzen | 8 |
| 2.4 Biomechanik | 9 |
| 2.4.1 Physikalische Grundlagen | 9 |
| 2.4.2 Massenschwerpunkt, Widerstandszentrum und Rotationszentrum | 9 |
| 2.4.3 Bewegungsarten | 10 |
| 2.4.4 Kraftsysteme | 10 |
| 2.5 Orthodontische Kraft | 12 |
| 2.5.1 Kraftgröße | 12 |
| 2.5.2 Kraft beeinflussende Faktoren | 13 |
| 2.5.2.1 Elastizitätsmodul | 14 |
| 2.5.2.2 Bogengeometrie, Bogendimension und Interbracketabstand | 17 |
| 2.5.2.3 Festigkeit | 18 |
| 2.5.2.4 Zahnfehlstellung | 18 |
| 2.5.2.5 Friktion | 18 |
| 2.6 Kieferorthopädische Bogenmaterialien | 21 |
| 2.6.1 Überblick | 21 |
| 2.6.2 Gold-Bögen | 22 |
| 2.6.3 Edelstahl-Bögen | 22 |

| Inhaltsverzeichnis | VI | |
|--------------------|---|----|
| 2.6.4 | Kobalt-Chrom-Bögen | 23 |
| 2.6.5 | Nickel-Titan-Bögen | 24 |
| 2.6.5.1 | <i>Shape-Memory</i> -Effekt | 25 |
| 2.6.5.2 | Pseudoelastizität | 29 |
| 2.6.5.3 | Kieferorthopädische Anwendung | 31 |
| 2.6.6 | Verseilte „superelastische“ NiTi-Bögen..... | 31 |
| 2.6.7 | Titan-Molybdän-Bögen..... | 32 |
| 2.6.8 | Gummetal | 34 |
| 2.6.8.1 | Physikalische Eigenschaften..... | 34 |
| 2.6.8.2 | Verformungsmechanismus | 35 |
| 2.6.8.3 | Kieferorthopädische Untersuchungen..... | 36 |
| 2.7 | Untersuchungen der initialen Kraftsysteme der Nivellierungsphase..... | 38 |
| 2.8 | Ziele der Arbeit | 40 |
| 3 | Material und Methode | 41 |
| 3.1 | Material..... | 41 |
| 3.1.1 | Modellauswahl | 41 |
| 3.1.2 | Auswahl der Brackets | 43 |
| 3.1.3 | Auswahl der Bögen und Ligaturen | 43 |
| 3.1.4 | Silikonschlüssel | 44 |
| 3.2 | Methode | 45 |
| 3.2.1 | Ausrichtungskonstruktion | 45 |
| 3.2.2 | Arretierungsplatte | 45 |
| 3.2.3 | Messtisch | 46 |
| 3.2.4 | Ausrichtung der Modelle | 47 |
| 3.2.5 | Sonde | 49 |
| 3.2.6 | Roboterarm | 50 |
| 3.2.7 | Kraft-Moment-Sensor..... | 50 |
| 3.2.8 | Sensoradapter | 52 |
| 3.2.9 | Austausch des Zahnes gegen den Sensoradapter | 53 |
| 3.2.10 | Messkammer | 53 |
| 3.2.11 | Programme zur Datenerfassung und Datenauswertung | 55 |
| 3.2.12 | Statistische Auswertung | 55 |
| 4 | Ergebnisse..... | 56 |

| Inhaltsverzeichnis | VII |
|---|-----|
| 4.1 Fragestellung 1..... | 56 |
| 4.1.1 Kräfte | 56 |
| 4.1.2 Drehmomente | 59 |
| 4.2 Fragestellung 2..... | 61 |
| 4.3 Fragestellung 3..... | 69 |
| 4.4 Fragestellung 4..... | 74 |
| 4.4.1 Kräfte | 74 |
| 4.4.2 Drehmomente | 81 |
| 4.4.3 Zusammenfassung..... | 85 |
| 4.5 Fragestellung 5..... | 86 |
| 4.5.1 Kräfte | 86 |
| 4.5.2 Drehmomente | 91 |
| 4.5.3 Zusammenfassung..... | 94 |
| 4.6 Fragestellung 6..... | 95 |
| 4.6.1 Kräfte | 95 |
| 4.6.2 Drehmomente | 101 |
| 4.6.3 Zusammenfassung..... | 105 |
| 4.7 Postexperimentelle makroskopische Expertise der Bögen | 106 |
| 5 Diskussion und Schlussfolgerung..... | 109 |
| 5.1 Diskussion | 109 |
| 5.1.1 Diskussion der Methode..... | 110 |
| 5.1.2 Diskussion der Statistik..... | 111 |
| 5.1.3 Diskussion der verwendeten Materialien | 112 |
| 5.1.4 Diskussion der Ergebnisse | 115 |
| 5.1.4.1 Diskussion der gemessenen Kraftsysteme..... | 115 |
| 5.1.4.2 Diskussion der Einflussfaktoren | 120 |
| 5.2 Klinische Relevanz..... | 121 |
| 5.3 Schlussfolgerung | 123 |
| 6 Literatur- und Quellenverzeichnis | 124 |
| Danksagung | 136 |

1 Einleitung

Die kieferorthopädische Therapie mittels Multibracketapparatur (MB-Apparatur) stellt in der heutigen Zeit einen wesentlichen Bestandteil der kieferorthopädischen Behandlung dar. Die bogengeführte Zahnbewegung ermöglicht eine harmonische Ausformung des Zahnbogens. Gleichzeitig fällt die Compliance des Patienten weniger ins Gewicht des Erfolges als bei herausnehmbaren Apparaturen. Bei adäquater Mundhygiene und *lege artis* durchgeführter Behandlung ist die Therapie sehr erfolgsversprechend. Der Wunsch der Patienten und der behandelnden Kieferorthopäden nach effektiveren und damit kürzeren Behandlungen auf der einen Seite, und gleichzeitig mehr Tragekomfort und Ästhetik auf der anderen Seite, führt zur stetigen Entwicklung von geeigneten Materialien.

Die Therapie mittels MB-Apparatur wird in fünf Phasen unterteilt. Die vorliegende Dissertation beschäftigt sich mit den initialen orthodontischen Kraftsystemen in der Nivellierungsphase. In dieser Phase werden horizontale und vertikale Niveaudifferenzen ausgeglichen, Zähne werden derotiert und stark gekippte Zähne werden aufgerichtet. Da in der Ausgangssituation eines dysgnathen Kiefers die Differenzen zwischen den Nachbarzähnen in allen drei Ebenen am größten sind, sollten initial angreifende Kräfte möglichst klein und konstant sein, um Nekrosen und Wurzelresorptionen zu vermeiden. Limitierend ist hierbei der Kapillarendruck des periapikalen Gewebes, denn ein Kapillarenkollaps begünstigt die oben erwähnten unerwünschten Effekte¹³⁸.

Konventionell verwendete Nivellierungsbögen sind kleindimensionierte, runde Nickel-Titan-Bögen, als solide oder verflochtene Bögen, sowie TMA-Bögen. Eine neuartige β -Titan-Legierung namens Gummetal (Ti-Nb-Ta-Zr) weist Eigenschaften wie einen niedrigen E-Modul, eine geringe Friktion, „Superelastizität“ und „Superplastizität“ bei Körpertemperatur auf^{67,127,128}. Diese Eigenschaften bergen das Potenzial, die in der Nivellierungsphase erforderlichen niedrigen und konstanten Kräfte bzw. Drehmomente zu generieren. In dieser Arbeit wurden *in vitro* an einzelnen Zähnen von 30 Gipskiefermodellen bei 37 °C die initialen dreidimensionalen Kräfte und Drehmomente vermessen. Untersucht wurden folgende Bögen: 14er *Nitinol Classic (3m Unitek™)*, 16er *Supercable (Speed System™ Orthodontics)*, 16er *TMA (Ormco)* und 14er *Gummetal (Rocky Mountain Morita Corporation)*. Die Mehrheit der Studien zu orthodontischen Kraftsystemen betrachtet lediglich die Nachbarzahnrelation^{15,23,35,169}. In dieser Arbeit wurde der gesamte Zahnbogen in die Mes-

sung der orthodontischen Kraftsysteme miteinbezogen, um einen möglichst praxisnahen Versuchsaufbau zu gewährleisten. Für die Messungen wurden Kiefermodelle mit drei unterschiedlich schweren Fehlstellungsgraden nach Little⁹⁴ ausgesucht, sodass das Ergebnis eine Aussagekraft für den gemischten Patientenstamm besitzt.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die initialen Kraftsysteme der ausgewählten Bögen während einer Therapie mittels MB-Apparatur zu vermessen und in den drei Kategorien Fehlstellungsgrad, Kiefer und Zahn einander gegenüber zu stellen. Das Gummetal soll auf seine Eignung als Nivellierungsbogen für eine effektive und schmerz- und risikoarme Therapie untersucht werden. Ein Vergleich der Messwerte liefert eine Rangfolge der Bögen nach aufsteigenden initialen Kraftsystemen und dient als Orientierung für den klinischen Alltag.

2 Literaturübersicht

2.1 Multiband-Bracket-Apparatur

Die Entwicklung der MB-Apparatur geht zurück auf Fauchard, der 1728 den ersten Band-Bogen-Apparat erfand⁷³. E.H. Angle (1855-1930), der Begründer der kieferorthopädischen Neuzeit, beschrieb 1887 den *E-arch*. Dies ist ein Expansionsbogen, der die Einordnung der außerhalb des Zahnbogens stehenden Zähne über Röhrchen, fixiert an Schraubbändern der ersten Molaren, herbeiführte. Die Zähne wurden über Ligaturen zum Bogen hin gekippt; es fand also noch keine körperliche Bewegung der Zähne statt⁷³. 1912 entwickelte Angle das Pin-Tube-System, gefolgt vom Ribbon-Arch-System im Jahre 1916, wobei erstmals Brackets zur Anwendung kamen¹⁰. Dies war die Grundlage der *Edgewise*-Technik von Angle um 1926, bei welcher der rechteckige Bogen hochkant (engl. *edgewise*) in die Bracketslots einligiert wurde^{61,73,84,151}. Diese Technik beinhaltete das manuelle Einbringen von Biegungen ersten, zweiten und dritten Grades in den Bogen, was für den praktizierenden Kieferorthopäden einen immensen Zeitaufwand bedeutete. Angles Therapiekonzept begründete sich auf einer Non-Extraktions-Behandlung¹¹. Seine Nachfolger P. Raymond Begg und Charles Tweed distanzierten sich von Angles Extraktionsverbot und zogen Extraktionen der Expansion des Zahnbogens vor^{19,61,73,101,161}.

Begg führte 1956 die *Light-Wire*-Technik ein, die aus drei Schritten bestand. Er sah die Dringlichkeit der Kraftreduktion und benutzte in der Nivellierungsphase sehr elastische, runde 16er-Multiloop-Bögen, die kleine Kräfte generierten. In der zweiten Phase kippte er die Zähne in die Extraktionslücken und vollzog den Lückenschluss. Als letztes benutzte er stärkere runde Bögen zum Aufrichten der Zähne^{19,101}.

Charles Tweed war ein Schüler und späterer Kollege E.H. Angles. Nach Angles Tod wurde Tweed immer mehr von seinen Behandlungsergebnissen enttäuscht. Ihm missfielen das protrusive Gesichtprofil und die Instabilität der Dentition, die bei der Non-Extraktions-Therapie häufig zustande kamen⁴². Daraufhin wandte er sich von Angles Theorie ab und entwickelte in der Zeit von 1940 bis 1955 seine eigene Technik^{42,161}. Er unterteilte seine Behandlung in drei Schritte. Im ersten Schritt erfolgte die Vorbereitung der Verankerung im Seitenzahnbereich des Unterkiefers für den Lückenschluss. Dabei wurden die Seitenzähne nach distal gekippt, um so den Klasse-II-Gummizügen besser entgegen zu wirken^{61,101,161}. Im zweiten Schritt stellte er eine harmonische Relation zwischen den beiden

Kiefern her und im letzten Schritt erfolgten Einzelzahnkorrekturen und Retentionsvorkehrungen¹⁶¹.

Den ersten Schritt in die Richtung der *Straight-Wire*-Technik unternahm Holdaway⁷¹ bereits um 1950 mit der mesio-distalen Angulation der Brackets.

Jarabak hat um 1954 eine Angulation der *Slots* entworfen und umgesetzt, sodass ein Wurzeltorque vom Bracket aus initiiert wurde. Mit seiner Jarabak-*Light-Wire-Edgewise*-Technik betonte er die Wichtigkeit der schonenden kontinuierlichen orthodontischen Kräfte für einen risikoarmen und schnellen Remodellierungsprozess des Alveolarknochens⁷¹.

Mit der Einführung der *Straight-Wire*-Technik durch Andrews um 1970 wurde der Praxisalltag enorm beschleunigt. Die Informationen der Biegungen erster, zweiter und dritter Ordnung waren nun im Bracket codiert und der Draht konnte gerade einligiert werden^{9,101,142}.

Seit Anfang der 1970er Jahre wird die Lingualtechnik praktiziert, bei der die MB-Apparatur mit Hilfe der indirekten Klebetechnik auf die Lingualflächen der Zähne angebracht wird. Dafür wird im Labor eine Positionierungshilfe für die Brackets hergestellt, mit welcher der Behandler die Brackets präzise positionieren kann⁷³.

2.2 Behandlungsphasen

Die Behandlung mittels MB-Apparatur wird in fünf Phasen unterteilt: Nivellierungsphase, Führungsphase, Kontraktionsphase, Justierungsphase und Retentionsphase¹³¹. In der Nivellierungsphase finden lokalen Niveaueingleiche, Derotationen und Aufrichtungen statt. In der folgenden Führungsphase erfolgt die Mittellinieneinstellung, die Einstellung der Bisshöhe und der Neutralokklusion sowie das Auflösen der Engstände. In der Kontraktionsphase werden die noch bestehenden Lücken geschlossen und in der Justierungsphase findet die Feineinstellung statt. Die anschließende Retentionsphase sichert das Behandlungsergebnis¹³¹. Da in der Nivellierungsphase die größten Niveaudifferenzen überwunden werden müssen, sind die Kräfte, je nach Wahl des Bogens, so groß, dass man sich schnell außerhalb des physiologischen Kräftebereichs befindet^{118,134,138,165,166}. Um der Kräftevorgabe gerecht zu werden, müssen Bögen mit kleinen Elastizitätsmoduln und kleinen Ausmaßen verwendet werden¹⁶⁵.

2.3 Biologische Grundlagen

2.3.1 Orthodontische Zielstrukturen

Die orthodontischen Zielstrukturen sind das sensible System des Zahnhalteapparates und der umgebende Knochen. Deswegen sollte hier mit schonenden physiologischen Kräften gearbeitet werden. Ein Kollaps der periapikalen Kapillaren ist zu vermeiden¹³⁸.

Die einzelnen Bestandteile sind das parodontale Ligament (PDL), bestehend aus Kollagenfasern, Fibroblasten, Nerven und Kapillaren sowie lymphatischen Zellen, und der angrenzende Knochen mit den für den Knochenumbau verantwortlichen Zellen, den Osteoblasten und Osteoklasten^{73,102,126,131}.

Bei jeder Kraft- bzw. Drehmomentapplikation am Zahn entstehen Druck- und Zugzonen in der direkten Umgebung der Zahnwurzel. In der Druckzone wird das PDL gestaucht, in der Zugzone wird es gestreckt^{120,121,125,138}. Daraus resultiert in der Druckzone die Knochenresorption und in der Zugzone die Knochenapposition^{73,102,120,121,131}. Die Verteilung der Zonen wird durch die Lage des Widerstandszentrums (WZ) des Zahnes determiniert. Diese ist u.a. von der Zahn- und Wurzellänge, der Anzahl und Form der Wurzeln, der Attachementhöhe und dem Zustand des PDL abhängig^{41,88,144,154}.

2.3.2 Knochenresorption

2.3.2.1 Direkte Knochenresorption

Die Knochenresorption erfolgt auf direktem oder indirektem Wege¹²⁰. Bei Einwirkung von moderaten Kräften ohne Entstehung einer Hämostase im PDL geschieht die direkte Resorption⁷³. Diese geht mit einer erhöhten Zellproliferation einher. Auf der Knochenoberfläche in der Zugzone finden sich vermehrt Osteoblasten und bald auch Osteoid. Auf der Knochenoberfläche der Druckzone bauen Osteoklasten den Knochen ab. Schon nach wenigen Tagen findet eine kontinuierliche Zahnbewegung statt⁷³.

2.3.2.2 Indirekte Knochenresorption und Hyalinisierungszonen

Die indirekte Knochenresorption erfolgt unter Einwirkung von großen unphysiologischen Kräften. Dabei wird die Blutzirkulation im PDL unterbunden und es kommt zu Nekrosen des PDL¹⁵⁰. Reitan unternahm klinische und histologische Untersuchungen von Zähnen während und nach der orthodontischen Zahnbewegung und hebt die Bedeutung der Hyalinisierungszonen, die mit der indirekten Resorption in Verbindung stehen, hervor¹¹⁹⁻¹²¹. Nach Reitan entstehen Hyalinisierungszonen im PDL als Folge von Hämostasen und Nekrosen und sind histologisch durch zellfreie Bereiche gekennzeichnet. In diesen Zonen muss die Stimulation der Zellproliferation zunächst anlaufen, bevor es zu einem Umbauprozess kommt. Hyalinisierungen sollten nach Reitan vermieden oder möglichst gering gehalten werden, wenn eine Zahnbewegung ungehindert durchgeführt werden soll. Denn in diesen zellfreien Bereichen der Druckzone kann keine direkte Knochenresorption und somit keine Zahnbewegung erfolgen. Diese beginnt erst im Anschluss an die unterminierende Knochenresorption durch die in der Knochenspongiosa liegenden Osteoklasten.

Die Phasen der Zahnbewegung unterteilt Reitan folgendermaßen^{118,120,121}: In den ersten vier bis sieben Tagen der Initialphase kommt es zur physiologischen Zahnbewegung und zur Kompression des PDL. Anschließend folgt die Hyalinisierungsphase, die zwischen vier Tagen und zwei Monaten anhalten kann. Dabei erfolgt die unterminierende indirekte Knochenresorption in der Druckzone. Durch das Absenken der einwirkenden Kräfte können diese Hyalinisierungszonen klein gehalten und die Dauer der stagnierenden Zahnbewegung verkürzt werden. Im Anschluss an die Hyalinisierungsphase findet zunächst eine ruckartige Bewegung statt. In der anschließenden sekundären Phase beginnt die konstante Zahnbewegung mit Knochenresorption und -apposition.

Reitan stellte fest, dass Rezidive nach einer orthodontischen Zahnbewegung nicht nur durch die Muskelfunktion bedingt sind, sondern vielmehr auf die Tendenz der Fasern des PDL in ihre Ausgangssituation zurück zu kehren^{73,119-121}.

2.3.3 Wurzelresorptionen

Eine weitere Folge von unphysiologischen Kraftamplituden, einem ständigen Wechsel der Kraftrichtung (*Jiggling*) und umfangreichen Intrusions-, Extrusions- oder Torquebewegungen sind Wurzelresorptionen im nekrotischen Bereich des PDL^{73,118}. Bei Applikation von moderaten Kräften sind die Resorptionslakunen nur oberflächlich und klein. Die lateralen Defekte werden durch zelluläres Zement rekonstruiert¹¹⁸. Die apikalen Resorptionen sind nach Reitan irreversibel^{73,118}.

Nach Brezniak und Wasserstein sind lediglich die Wurzelresorptionen mit Dentinbeteiligung irreversibel^{27,28}. Dennoch heben die Autoren hervor, dass Wurzelresorptionen meist keine Auswirkung auf die Lebensdauer und Funktion des betroffenen Zahnes haben^{27,28}. Auch Reitan bewies mit seinen Untersuchungen, dass bei jungen Patienten, bei denen die Prädentinschicht ausreichend dick ist, die apikalen Wurzelresorptionen die weitere Entwicklung von Wurzeln nicht unterbinden¹¹⁸.

Kuroi und Owman-Moll stellten einen räumlichen Zusammenhang zwischen den Hyalinisierungszonen und den Bereichen der Wurzelresorptionen dar und konnten in ihrer Untersuchung nachweisen, dass bereits niedrige orthodontische Kräfte von 0,5 N in der initialen Behandlungsphase Hyalinisierungen und Wurzelresorptionen verursachen können⁸². Hyalinisierungen wurden bereits nach einer Woche beobachtet und waren meist bukkal-zervikal und linguo-apikal zu verzeichnen, dort wo man auch die Druckzonen erwartet. Wurzelresorptionen wurden bei 93% der belasteten Zähne und bei 54% der Kontrollzähne festgestellt. Bei 43% der Zähne bestand ein direkter räumlicher Zusammenhang zwischen den Hyalinisierungszonen und den Bereichen der Wurzelresorption⁸². Über die Hälfte der Kontrollzähne hatte eine Wurzelresorption unklarer Genese.

Solche idiopathischen apikalen und zervikalen Wurzelresorptionen, die lokal oder generalisiert auftreten können, werden zahlreich in der Literatur beschrieben^{40,73,74,130,145}.

2.3.4 Schmerzen

Schmerzen in unterschiedlicher Ausprägung stellen vor allem zu Beginn einer kieferorthopädischen Behandlung ein häufiges Begleitsymptom dar.

Jones und Chan⁷² untersuchten die Schmerzergebnisse während einer kieferorthopädischen Behandlung mit zwei unterschiedlichen Nivellierungsbögen, einem 14er NiTi-Bogen (*Japanese NiTi, GAC, USA*) und einem verseilten 14er Stahlbogen (*Twistflex, Unitek, USA*). Das Schmerzergebnis nach dem Einligieren des Bogens wurde im Vergleich zu einer Zahnextraktion höher empfunden, was die Prävalenz, die Intensität, die Frequenz und die Dauer anbelangte. Am Morgen nach dem Einsetzen des Bogens waren die Schmerzen am größten und nahmen nach zwei bis drei Tagen in der Intensität ab. Der zweite Bogenwechsel wurde meist weniger unangenehm empfunden und der Schmerz klang schneller als beim ersten Bogen ab. Dabei gab es große interindividuelle Schwankungen in der Schmerzempfindung. Das Geschlecht und der soziale Hintergrund der Patienten hatten keine Auswirkung auf das Schmerzerlebnis. Allerdings korrelierte das Alter der Patienten mit den Schmerzen nach der Entbänderung. Das Ausmaß des Frontengstandes hatte keine Auswirkungen auf die Schmerzintensität⁷².

Auch Fernandes et al. untersuchten zwei unterschiedliche Nivellierungsbögen auf die verursachten Schmerzen während der Nivellierungsphase. Dabei wurde ein konventioneller (14er *Nitinol, Unitek, USA*) mit einem „superelastischen“ NiTi-Bogen (14er *Sentalloy, Light, GAC, USA*) verglichen.

Zwischen den beiden Bögen gab es keinen signifikanten Unterschied, was die Schmerzintensität anging. Ein Geschlechterunterschied konnte auch hier nicht nachgewiesen werden. Der Höhepunkt der Schmerzsensation wurde in der ersten Nacht nach Einsetzen der Apparatur verzeichnet. Ein signifikanter Unterschied ergab sich bei der Gegenüberstellung von Oberkiefer (OK) zum Unterkiefer (UK). Im UK traten bei beiden Bögen während der ersten elf Stunden stärkere Beschwerden auf⁵⁰.

Diese Studien belegen, dass Schmerzen während der MB-Therapie unabhängig vom verwendeten Bogenmaterial auftreten und es interindividuelle Schwankungen der Schmerzwahrnehmung gibt.

2.4 Biomechanik

2.4.1 Physikalische Grundlagen

Die orthodontische Zahnbewegung ist ein komplexer Prozess, der viele Möglichkeiten, aber auch Risiken, birgt. Aus diesem Grund sollte die Größe der Kraft einerseits bekannt sein und zum anderen möglichst schonend für die beteiligten Gewebe sein, um eine effektive und risikoarme kieferorthopädische Behandlung zu vollziehen.

Kräfte werden durch Vektoren beschrieben. Vektorspitze, -länge und -richtung beschreiben den Angriffspunkt, die Größe und die Richtung der Kraft. Fast jede Kraft bewirkt eine Bewegung in allen drei Dimensionen.

Drehmomente entstehen, wenn eine Kraft außerhalb des Massenschwerpunkts bzw. des WZ angreift, und lassen sich bekanntermaßen durch das Produkt aus Hebellänge und Kraftgröße beschreiben¹⁴⁴. Drehmomente werden mit runden Pfeilen um eine Achse dargestellt. Je nach Drehrichtung um die jeweilige Achse und Ausrichtung des Bezugskordinatensystems können Drehmomente positiv oder negativ sein.

2.4.2 Massenschwerpunkt, Widerstandszentrum und Rotationszentrum

Für frei bewegliche Objekte gilt: Bei Kraftangriff rotieren sie um ihren Massenschwerpunkt. Durch die Anatomie und Physiologie des Zahnes und des PDL wird der Zahn bei Kraftangriff als gelagerter Körper betrachtet. Die einwirkende Kraft und die daraus resultierende Bewegung können nicht auf den Massenschwerpunkt bezogen werden. Stattdessen wird hier das WZ betrachtet, das sich entlang der Zahnachse befindet. Dem WZ kann das Rotationszentrum (RZ) gegenübergestellt werden. Dies ist der Punkt, um den eine Zahnrotation erfolgt. Das RZ kann innerhalb, aber auch außerhalb des Zahnes liegen¹⁴⁴.

Die Lage des WZ ist abhängig von der Anatomie der Wurzeln und vom Attachmentverlust^{88,154}. Bei einwurzeligen Zähnen ohne Attachmentverlust liegt das WZ zwischen dem ersten Drittel und der Hälfte der Wurzel apikal des Alveolarkamms^{41,88,144}. Bei mehrwurzeligen Zähnen ohne Attachmentverlust liegt das WZ etwa 1 bis 2 mm apikal der Furkation entlang der Zahnachse¹⁴⁴.

Smith und Burstone¹⁴⁴ beschreiben den Zusammenhang zwischen der Lage des RZ und der Zahnbewegung. Bei einer körperlichen Bewegung des Zahnes liegt das RZ im Unendlichen. Bei einer unkontrollierten Kippung liegt das RZ etwas apikal des WZ. Für eine kontrollierte Kippung muss das RZ am Apex und für einen Wurzeltorque im inzisalen bzw. okklusalen Bereich liegen¹⁴⁴.

2.4.3 Bewegungsarten

Folgende Bewegungen können abhängig vom Kraftangriffspunkt unterschieden werden:

- 1.: **Translation** bei einem zentrischen Kraftangriff im WZ.
- 2.: **Rotation**, wenn das WZ und das RZ identisch sind.
- 3.: **Kombination aus Translation und Rotation** bei einem exzentrischen Kraftangriff. Die Translation erfolgt in dem Ausmaß, als greife die Kraft genau am WZ an. Zusätzlich erfolgt die Rotation durch das reaktive Drehmoment¹⁴⁴.

Eine reine Rotationsbewegung kann nicht durch eine alleinige Kraft verursacht werden, sondern ist das Resultat eines Kräftepaares mit zwei gleich großen, parallelen, entgegengesetzten Kräften, die nicht in einer Linie liegen¹⁴⁴. Nur dann ergibt sich die reine Rotationsbewegung und die beiden resultierenden Drehmomente werden zu einem Gesamtdrehmoment addiert.

2.4.4 Kraftsysteme

Um die Bewegung eines Zahnes vorherzusagen, reicht es nicht, allein die am Bracket applizierte Kraftsysteme zu betrachten. Dazu muss man sich das effektive Kraftsystem am WZ anschauen⁸⁸. Diese beiden Kraftsysteme sind äquivalent. Christiansen und Burstone⁴¹, Smith und Burstone¹⁴⁴ und Kusy und Tulloch⁸⁸ beschreiben das Verhältnis von Drehmoment und Kraft (M/F) des applizierten Kraftsystems am Bracket, mit dessen Hilfe man das effektive Kraftsystem im WZ einstellen kann.

$$M/F = 0$$

Die resultierende Bewegung ist eine unkontrollierte Kippung, denn M ist gleich Null. Das bedeutet, dass nur eine Kraft am Bracket appliziert wurde und diese verursacht sowohl eine Translation, als auch eine Rotation um das RZ, welches leicht apikal des WZ ist.

$$M/F = d$$

d: Abstand zwischen der Kraftlinie am Bracket und dem WZ

Hier erfolgt eine reine Translation. Denn aus der Formel ergibt sich rechnerisch, dass das applizierte Drehmoment größer Null ist und genau den gleichen Betrag hat wie das reaktive Drehmoment im WZ. Das RZ liegt im Unendlichen.

$$M/F < d$$

Die resultierende Zahnbewegung ist eine kontrollierte Kippung mit einem RZ, das weit apikal gelegen ist.

$$M/F > d$$

Hieraus resultiert ein Torque der Wurzel und das RZ liegt inzisal bzw. okklusal.

$$M/F = \infty$$

Auch hier erfolgt eine unkontrollierte Kippung. Hierbei ist die applizierte Kraft unendlich klein, und das RZ und WZ überlappen sich.

Desweiteren untermauern die Autoren die Behauptung, dass die Lage des RZ abhängig ist vom M/F-Verhältnis und nicht von der Höhe der Kräfte und Drehmomente⁴¹.

In einer weiteren Veröffentlichung beschrieben Tanne et al. unter Verwendung eines 3-D-Modells eines mittleren oberen Schneidezahns und einer FEM-Analyse (Finite-Elemente-Methode-Analyse) die M/F-Verhältnisse am Bracket für verschiedene Bewegungen und verschiedene anatomische Gegebenheiten. So kann die Attachementhöhe und die Wurzellänge der Zähne variieren. Die Zahnbewegungen wurden in verschiedenen Zahnebenen betrachtet und die apiko-gingivalen Lagen der WZ und der RZ berechnet. Mit der Verkürzung der Wurzel und der Abnahme der Kieferkammhöhe rückte das WZ weiter zum Kieferkamm¹⁵⁴. Auch das RZ wurde bei einem Attachmentverlust weiter zum Kieferkamm verlagert. Bei einem 19%igen Attachmentverlust und einer Kraftapplikation von 100 g erhöhte sich die initiale Bewegung des Zahnes im inzisalen Bereich um das 2,3-Fache, bei 38% um das 6,9-Fache und bei 50% um das 16,5-Fache. Mit dieser Modellrechnung konnten Tanne et al. nachweisen, dass sich die Wurzellänge und die Attachmenthöhe wesentlich auf die Lage des WZ und damit auf das M/F-Verhältnis und die Lage des RZ auswirken. Klinisch bedeutet das, dass ein Attachmentverlust und eine kürzere Wurzel das Ausmaß der initialen orthodontischen Zahnbewegung deutlich erhöhen¹⁵⁴.

2.5 Orthodontische Kraft

2.5.1 Kraftgröße

Schwarz¹³⁸ untersuchte histologisch die Auswirkungen einer Kraftapplikationen auf Zähne im Parodont eines Hundes. Dabei differenzierte er nach Kraftgröße und Einwirkungsmodus der Kraft (kontinuierlich/diskontinuierlich). Das Ergebnis der Beobachtungen fasste er in vier biologischen Wirkungsgraden zusammen.

1. Wirkungsgrad: Die unterschwellig und/oder zu kurz einwirkenden Kräfte der Größenordnung von $< 0,1$ N bewirken keinen Effekt.
2. Wirkungsgrad: Kontinuierliche Kräfte in Höhe von $0,1-0,5$ N, die im Gewebe einen Druck erzeugen, der den Kapillardruck nicht übersteigt ($15-20$ mmHg), bewirken eine Knochenresorption in der Druckzone. Nach Kraftentzug kommt es zur *restitutio ad integrum* von Parodont und Knochen. Es findet keine Wurzelresorption statt. Diese Kräfte definiert er als optimale orthodontischen Kräfte.
3. Wirkungsgrad: Kräfte von $0,5-2$ N resultieren im Kollaps der Kapillaren, wobei das Parodont „erstickt“ und es zu Nekrosen und auch Wurzelresorptionen kommt. Nach Entlastung ist auch hier eine *restitutio ad integrum* von Parodont, Knochen und Wurzeloberfläche möglich. Es kann aber auch eine fortschreitende Dentinresorption erfolgen.
4. Wirkungsgrad: Große Kräfte über 2 N erzeugen eine Kompression des Parodontalspaltes. Dadurch berührt der Zahn den Knochen und es kommt zu Resorptionen mit eventuell irreversiblen Wurzeloberflächenresorptionen, Pulpanekrosen und Ankylosen¹³⁸.

Reitan gab Krafterempfehlungen für verschiedene Zähne und verschiedene Bewegungen an, um Risiken wie Wurzelresorptionen zu minimieren. Für Kippbewegungen von kleinen Zähnen empfiehlt er $0,2-0,3$ N, von großen Zähnen $0,5-0,75$ N, für die körperliche Bewegung kleiner Zähne $0,4-0,5$ N, großer Zähne $1,5$ N, für die Wurzelbewegung kleiner Zähne $0,5$ N, großer Zähne $1,2-1,5$ N. Die Extrusion sollte mit $0,25-0,5$ N und die mit Intrusion $0,25$ N durchgeführt werden, wobei die Schneidezähne mit höchstens $0,25$ N extrudiert werden sollten^{73,119,120}. Für die initiale Phase empfiehlt Reitan $0,25$ N bei Erwachsenen und $0,4$ N bei jungen Patienten¹¹⁹. Für finale körperliche Bewegung sind bis zu $2,5$ N akzeptabel^{119,120}.

In Tabelle 1 sind empfohlene orthodontische Kraftangaben kategorisiert nach Bewegung und Zahn dargestellt.

Tabelle 1: Empfohlene orthodontische Kräfte unterteilt nach Zähnen und Bewegungen

| Zahnbewegung | Schneidezähne, Prämolaren | Eckzähne, Molaren |
|-------------------------|------------------------------|----------------------|
| Kippung | 0,2-0,3 N | 0,5-0,75 N |
| Körperliche Translation | 0,4-0,5 N | 1,5-2,5 N |
| Extrusion, Intrusion | 0,15-0,3 N | 0,15-0,3 N |

Aus: Ludwig B, Glasl B: Selbstligierende Brackets: Konzepte und Behandlung; Georg Thieme Verlag; 2009⁹⁵. N = Newton.

Für das geeignete Drehmoment findet man nur wenige Angaben in der Literatur. So können für eine Molarenaufrichtung Drehmomente bis zu 10 Nmm und für eine Derotation von Prämolaren Drehmomente von bis zu 5 Nmm empfohlen werden^{114,123}.

2.5.2 Kraft beeinflussende Faktoren

In der Nivellierungsphase auftretende Kräfte sind nicht allein von der Geometrie und den physikalischen Eigenschaften des Bogens abhängig^{55,56,103,134}. Ebenfalls spielen das Ausmaß der Zahnfehlstellung, die biologischen Faktoren des Zahnhalteapparates sowie die Eigenschaften des Brackets und der Ligatur⁷⁰ eine entscheidende Rolle. Die Kraftübertragung vom Bogen auf den Zahn kann nur über das Bracket in Verbindung mit der Ligatur erfolgen. Dabei entstehen zwischen Bogen, Bracket und Ligatur Reibungskräfte, die von der Kraft des Bogens kompensiert werden müssen, damit eine Zahnbewegung resultiert^{4,48,89,99,106,133,134}. Drescher et al. beschrieben ein Verhältnis von 2-6 : 1 von applizierter Kraft zur effektiven Kraft, anhängig vom Bogenmaterial^{45,48}. Bourauel et al. sprechen von einem bis zu 50%igen Kraftverlust durch Friktion²⁵.

Das Zusammenspiel der auftretenden Reibungskräfte im Bracket-Bogen-Ligaturen-Komplex wird in der Kieferorthopädie als Friktion bezeichnet, die sich wiederum auf die orthodontisch wirksame Kraftgröße auswirkt.

Im Weiteren werden die Kraft beeinflussenden Faktoren genauer erläutert.

2.5.2.1 Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für den materialspezifischen Widerstand gegen elastische Deformation bzw. das Maß für dessen Steifigkeit^{98,131}.

Optimalerweise lässt sich diese Eigenschaft am Zugversuch veranschaulichen, welcher als Standardverfahren in der Werkstoffprüfung verwendet wird (Abb. 1).

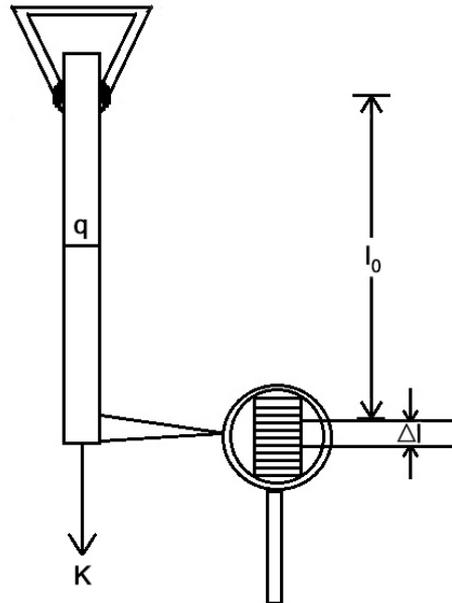


Abb. 1: Schema des Zugversuchs

l_0 : Ausgangslänge, Δl : Längenänderung der Probe, q : Probenquerschnitt, K : Kraft.

Die Zeichnung ist angelehnt an Marxkors R., Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 2001, Seite 130⁹⁸

Der Prüfkörper hat die Eigenschaften $l_0 =$ Ausgangslänge und Probenquerschnitt q . Eine entlang der Probenkörperlängsachse angreifende Kraft K bewirkt eine Längenänderung des Körpers Δl . Die Längenänderung ist abhängig von der Ausgangslänge l_0 , dem Probenquerschnitt q , dem E-Modul E und der einwirkenden Kraft K . Für kleinere Belastungen, die sich im elastischen Dehnungsbereich des Materials bewegen, gilt das Hookesche Gesetz. Dieses besagt, dass die Längenänderung proportional zur einwirkenden Kraft ist⁹⁸.

$$\Delta l = \frac{l_0}{q * E} * K$$

In dem Spannungs-Dehnungs-Diagramm (Abb. 2) entspricht das der Hookeschen Geraden. Dabei beschreibt der Quotient aus absoluter Längenänderung und Ausgangslänge die relative Längenänderung und damit die Dehnung ϵ .

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}, \quad [\varepsilon * 100 = \%]$$

Der Quotient aus Kraft und Probenquerschnitt beschreibt die Zugspannung σ .

$$\sigma = \frac{K}{q}, \quad \left[\frac{N}{mm^2} = MPa\right]$$

Somit ergibt sich durch Umstellen der Formel die folgenden Gleichung:

$$\begin{aligned} \Delta l &= \frac{l_0}{q * E} * K \\ \Leftrightarrow \frac{\Delta l}{l_0} &= \frac{K}{q} * \frac{1}{E} \\ \Leftrightarrow \frac{\Delta l}{l_0} * E &= \frac{K}{q} \\ \Leftrightarrow \frac{K}{q} &= \frac{\Delta l}{l_0} * E, & \frac{K}{q} &= \sigma, \frac{\Delta l}{l_0} = \varepsilon \\ \Leftrightarrow \sigma &= \varepsilon * E, & \left[\frac{N}{mm^2} = MPa\right] \\ \Leftrightarrow E &= \frac{\sigma}{\varepsilon} \text{ bzw. } E = \frac{\Delta \sigma}{\Delta \varepsilon}, & \left[\frac{N}{mm^2} = MPa\right] \end{aligned}$$

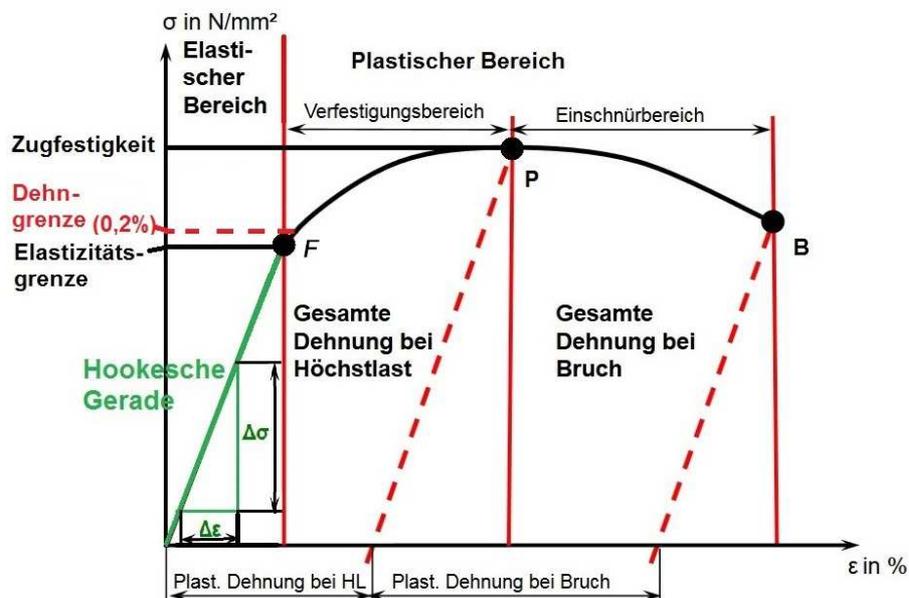


Abb. 2: Spannungs-Dehnungs-Diagramm

Übersicht des elastisch-plastischen Verhaltens von Werkstoffen. ε : Dehnung [$\varepsilon * 100 = \%$], σ : Spannung [$\frac{N}{mm^2} = MPa$], F: Elastizitätsgrenze, P: Zugfestigkeit, B: Bruch

Die Abb. ist angelehnt an die Onlinevorlesung von Prof. Dr.-Ing. W. Calles, Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes³⁸.

In dem Spannungs-Dehnungs-Diagramm (Abb. 2) werden drei Verformungsbereiche des Materials dargestellt. Zuerst verformt sich das Material nach dem Hookeschen Gesetz

elastisch, d.h. die Verformung ist vollständig reversibel und $\Delta\varepsilon \sim \Delta\sigma$. Je größer der E-Modul, desto steiler verläuft die Hookesche Gerade.

Wird ein Dehnungspunkt F überschritten, ist die Verformung nicht mehr elastisch, sondern plastisch und damit nicht mehr vollständig reversibel. Dabei muss die bleibende plastische Dehnung von der Dehnung während der Belastung unterschieden werden. Die letztere enthält zusätzlich einen reversiblen elastischen Anteil. Die Zugspannung beim Übergang vom elastischen in den plastischen Bereich nennt man Elastizitätsgrenze. Da es schwierig ist, diesen Übergang exakt festzulegen, definiert man eine Dehngrenze. Bei dieser Zugspannung entsteht eine messbare bleibende Verformung von 0,2%, die als $\sigma_{0,2}$ -Grenze bezeichnet wird. Die Dehngrenze ist ein Maß für den Widerstand des Materials gegen plastische Verformung⁹⁸.

Mit steigender Belastung wird ein Maximum P auf der Spannungs-Dehnungs-Kurve erreicht, welches als Zugfestigkeit des Materials bezeichnet wird und den Übergang vom Verfestigungsbereich des Materials zum Einschnürungsbereich kennzeichnet. Ab hier fällt die Kurve ab und endet im Punkt B, dem Materialbruch. Einschnürung beutet, dass das Material bei Erreichen der Zugfestigkeit nicht mehr über die gesamte Länge gleichmäßig deformiert wird, sondern dass das Werkstück an einer Stelle unter Kraftabfall eingeschnürt wird und an dieser Stelle letztendlich bricht. Der Vollständigkeit halber ist hier zu erwähnen, dass das oben abgebildete und beschriebene Spannungs-Dehnungs-Diagramm ein technisches Diagramm ist, bei dem die Kraft stets auf den Ausgangsquerschnitt bezogen wird. Bezieht man die Kraft dagegen auf den tatsächlichen, sich verringernden Querschnitt des Werkstücks, erhält man das wahre Diagramm⁹⁸.

Je höher der E-Modul eines Bogenmaterials ist, desto höher ist die entstehende Kraft bei Aktivierung des Bogens. Deswegen sollten für die Nivellierungsphase möglichst Bogenmaterialien mit niedrigen E-Moduln verwendet werden.

2.5.2.2 Bogengeometrie, Bogendimension und Interbracketabstand

Unter der Bogengeometrie versteht sich die Querschnittsform des Bogens. In der Kieferorthopädie kommen runde, rechteckige und viereckige Bögen zur Anwendung. Diese können als Einzelstrang vorliegen oder aus mehreren dünneren Bögen verseilt bzw. verflochten sein. Der Vorteil der Multistrang-Bögen im Hinblick auf die Kräfte erklärt sich durch Betrachtung der folgenden Formel⁴⁷:

$$F = \frac{d * 3 E * I}{L^3}$$

$$\Leftrightarrow F = \frac{d * 3 E * \pi * r^4}{4 L^3}$$

F: Kraft [N], d: Auslenkung [m], E: Elastizitätsmodul [Pa = N/m²], I: Flächenträgheitsmoment [m⁴], $I = \frac{\pi * r^4}{4}$, L: Länge [m], r: Radius

Die Kraft F ist proportional zur Auslenkung d des Drahtes¹¹¹, zum E-Modul und zur vierten Potenz des Radius r, und umgekehrt proportional zur dritten Potenz der Länge des Drahtes L¹¹¹. Für viereckige Bögen gilt eine Proportionalität der Kraft zur Breite des Bogens und zur dritten Potenz der Bogenhöhe^{47,91}.

Für die Praxis bedeutet dies, dass man zur Erzielung kleiner physiologischer Kräfte einen Bogen mit möglichst niedrigem E-Modul und kleinen Dimensionen verwenden sollte²². Dabei soll die Länge des nicht gebundenen Drahtes möglichst groß sein. Das kann durch zusätzlich eingebogene Loops und Umgehung von Zähnen sowie durch Vergrößerung des Interbracketabstandes, z.B. durch die Verwendung von schmalen Brackets^{140,169}, geschehen.

Bei Multistrang-Bögen kommt die Reduktion des Radius der Einzeldrähte zum Tragen, sodass die Summe der erzeugten Einzelkräfte deutlich geringer ausfällt als die Kraft eines Einzelstrangbogens des gleichen Materials und Durchmessers. Somit eignen sich die verseilten und verflochtenen Drähte gut für die Nivellierungsphase^{20,22,134}.

2.5.2.3 Festigkeit

Die Festigkeit des Bogens ist abhängig von der Bogendimension und vom E-Modul^{33,76,124}. Somit lässt sich durch Variation von Bogendimension und E-Modul eine niedrige Festigkeit einstellen, welche sich kraftmindernd auswirkt. Die Festigkeit von Edelstahl- und Kobalt-Chrom-Bögen wird als hoch eingestuft, die von β -Titan-Bögen als moderat und die von NiTi- und Multistrang-Bögen als niedrig^{33,76}.

2.5.2.4 Zahnfehlstellung

Die Zahnfehlstellung wirkt sich insofern auf die Kraft aus, als dass es für das Einligieren eines weit außerhalb des Zahnbogens stehenden Zahnes einer stärkeren Aktivierung des Bogens bedarf^{22,56,134,165}. So geschieht es oft zu Beginn der kieferorthopädischen Behandlung mittels MB-Apparatur. In der Nivellierungsphase herrschen teils immense Niveaudifferenzen zwischen den Zähnen, so z.B. bei einem Eckzahnaußenstand^{22,56,134}. Bei sehr steifen Materialien mit einem hohen E-Modul ist von einer hohen Kraftsteigerung bei der Aktivierung des Bogens auszugehen, die zu unerwünschten Nebeneffekten, wie Schmerzen und Wurzelresorptionen, führen kann^{118–121,138}.

2.5.2.5 Friktion

Die Friktion ist eine Reibungskraft, die zwischen zwei sich gegeneinander bewegenden Körpern wirkt. Dabei unterscheidet man die innere und äußere Reibung. Die innere Reibung beschreibt die Reibungskräfte zwischen benachbarten Teilchen bei der Verformung von Festkörpern und Flüssigkeiten und kann hier außer Acht gelassen werden.

Die äußere Reibung unterteilt sich in Haftreibung und Gleitreibung. Haftreibung ist die Kraft, die gerade noch einer äußeren einwirkenden Scherkraft und damit einer entgegengesetzten Bewegung der Körper entgegenwirkt. Übersteigt die Scherkraft die Haftkraft, resultiert daraus eine Bewegung. Bei der Bewegung entsteht an der Kontaktfläche der beiden Festkörper ebenfalls eine Reibung, die Gleitreibung.

Sowohl die Haftreibung als auch die Gleitreibung sind annähernd proportional zur Normalkraft F_N ¹¹³. Das ist die Anpresskraft, mit der zwei Körper aneinander gedrückt werden.

Die Größe der Reibungskräfte kann mittels Coulombschen Formeln ermittelt werden:

$$\text{Haftreibungskraft } F_S = \mu_S F_N$$

μ_S : statische Reibungskoeffizient, abhängig von der Materialpaarung, F_S : Haftreibung, F_N : Normalkraft

$$\text{Gleitreibungskraft } F_R = \mu_K F_N$$

μ_K : kinetische Reibungskoeffizient, $\mu_K \approx \mu_S$ ¹¹³, F_R : Gleitreibung, F_N : Normalkraft

Zwei weitere für den Reibungswiderstand der bogengeführten Zahnbewegung bedeutende Begriffe sind das *Binding* und *Notching*^{32,83,89}.

Nach Kusy und Whitley stellt nicht die Friktion die Hauptkomponente der Reibungswiderstandes dar, sondern das *Binding* und *Notching*⁸⁹. Das *Binding* tritt nach Kusy und Whitley dann auf, wenn der Bogen die Eckpunkte des Bracketslots berührt. Bei einer stärker ausgeprägten Zahnfehlstellung kommt es an diesen Berührungspunkten zum Abknicken und Einschneiden des Bogens in die Slotkanten, was die bogengeführte Zahnbewegung stoppt. Dieses Phänomen bezeichnen die Autoren als *Notching*⁸⁹. Demzufolge besteht der Reibungswiderstand (RS) aus den drei Komponenten Friktion (FR), *Binding* (BI) und *Notching* (NO). Die Autoren beschreiben drei Abschnitte der Zahnbewegung. Zunächst gilt für den Reibungswiderstand: $RS = FR + BI$. Anschließend überwiegt das *Binding* bei Weitem die Friktion, sodass gilt: $RS = BI$. In der dritten Phase, in der es zum *Notching* und damit zum Stillstand der Zahnbewegung kommt, gilt: $RS = NO$ ⁸⁹.

Die Friktion selbst wird durch viele Faktoren beeinflusst. Die wichtigsten dieser Faktoren sind die Dimensionen, das Material und die Oberflächenbeschaffenheit des Bogens sowie des Brackets, die Ligatur und die intraoralen Faktoren, wie z.B. der Zustand des Parodontiums^{18,48}.

So erzeugen Edelstahlbögen die geringste Friktion, gefolgt von Kobalt-Chrom-Bögen. Höhere Friktionswerte wurden für NiTi-Bögen und höchste Friktionswerte für TMA-Bögen ermittelt^{3,12,43,75,89,108,112,156}. Bazakidou et al. beschrieben dagegen für NiTi-Bögen eine höhere Friktion als für TMA-Bögen¹⁷.

Die Friktion steigt mit der Dimension des Bogens^{43,48,75,89,156,162}. Zudem erzeugen rechteckige Bögen höhere Friktionswerte als runde Bögen^{12,112,156,162}.

Desweiteren findet man in der Literatur Studien, die belegen, dass eine höhere Oberflächenrauheit des Bogens zu höheren Friktionswerten führt^{45,48,97}.

Bei Brackets unterscheidet man konventionelle Brackets, welche eine Ligatur benötigen, von aktiven und passiven selbstligierenden Brackets (SLB). Die passiven SLB sollen ein freies Gleiten der Bögen ermöglichen, die aktiven SLB drücken die Bögen durch einen eingebauten Verschluss aktiv in den Slot.

Brackets können aus Edelstahl, Keramik, Titan oder Komposit bestehen. Bei der Gegenüberstellung von konventionellen Brackets zu SLB gibt es viele Studien, die belegen, dass die SLB friktionsärmer als die konventionellen Brackets sind^{37,99,112,141,143}. Mindestens genau so viele Studien widerlegen die Vorteile der SLB gegenüber konventionellen Brackets in Hinsicht auf Friktion und Effizienz^{18,25,39,52,55,106,117}. Zu Beachten ist allerdings, dass sich die Studien in ihrer Materialauswahl und ihren Versuchsbedingungen unterscheiden, so dass keine einheitliche Vergleichsebene besteht.

Brackets aus Edelstahl sollen geringere Friktionswerte als Keramikbrackets aufweisen^{12,18,108,136}. Zu Kompositbrackets gibt es keine einstimmigen Aussagen bezüglich der Friktion. So werden diese teilweise friktionsärmer, friktionsstärker oder vergleichbar mit Stahlbrackets beschrieben^{17,37,160}.

Nur sehr wenige Untersuchungen zu Titanbrackets können in der Literatur verzeichnet werden. Nach Michelberger et al.¹⁰⁴ weisen Titanbrackets höhere Friktionskoeffizienten als Edelstahlbrackets auf. Bourauel et al. konnten dagegen einen geringeren Friktionskoeffizienten für Titanbrackets im Vergleich zu Edelstahlbrackets nachweisen²⁶.

Beim Vergleich der Friktion von schmalen und breiten Brackets schneiden die breiten Brackets mit einem längeren Slot besser ab^{45,158}. Frank und Nikolai⁵³ stellten dagegen das Gegenteil in ihren Studien fest.

Wichtige friktionserhöhende Faktoren sind zudem Angulation und Torque^{13,53,108,109,112,132}.

Die Ligaturen für konventionelle Brackets können aus Elastomeren oder Stahl bestehen, wobei die Oberfläche bei beiden Materialien beschichtet sein kann. Bei SLB sind die Ligaturen durch Clips und Riegel ersetzt.

Die meist vertretene Meinung der Autoren besagt, dass Stahlligaturen geringere Friktionskräfte auf den Bogen übertragen als elastische Ligaturen, solange die Stahlligaturen entschärft, d.h. um 90-180° zurückgedreht, sind^{18,55,64,133}. Bazakidou et al.¹⁷ konnten das Gegenteil in ihrer Studie belegen. Bei den elastische Ligaturen ist aufzuführen, dass sie nach drei Wochen eine signifikante Kraftabnahme erfahren¹⁵⁵.

2.6 Kieferorthopädische Bogenmaterialien

2.6.1 Überblick

Die heutzutage klinisch verwendeten Bögen bestehen aus Edelstahl-, Kobalt-Chrom-, Titan-Molybdän-, und Nickeltitan-Legierungen^{2,73}. Im Herstellungsprozess werden diese durch Kaltverformung in die gewünschte Form gebracht, wobei unerwünschte Spannungen in der Legierung entstehen¹⁰⁷. Diese werden durch Wärmebehandlungen wieder abgebaut, sodass das Material seine Duktilität und Belastbarkeit zurückerhält¹⁰⁷.

Kieferorthopädische Drähte werden in Stangenform, als Rolle und in Bogenform angeboten. Die Drähte variieren in dem Durchmesser, der Querschnittsform und der Legierung, was wiederum diverse materialspezifische Eigenschaften mit sich bringt. Diese werden im Folgenden näher betrachtet. Außerdem gibt es Einzelstrang-Drähte sowie verseilte oder verflochtene Multistrangdrähte.

Gegen Ende des 19. Jahrhunderts und in den frühen Jahren des 20. Jahrhunderts wurden Gold und andere Edelmetalle wie Platin, Palladium und Silber für die orthodontischen Apparaturen verwendet¹⁰⁷. Sie waren korrosionsfest, aber auch sehr teuer.

Im Jahre 1912 wurde die Edelstahllegierung durch den Physiker Bruno Strauß und seinen Mitarbeiter Eduard Maurer im Auftrag der Firma Krupp entwickelt¹⁶⁴ und schließlich im Jahr 1919 durch Hauptmeyer in die Zahnheilkunde eingeführt⁶⁸. Bis in die 1960er Jahre war Edelstahl der Goldstandard für kieferorthopädische Drähte.

1947 erarbeiteten und patentierten Harder und Roberts in den USA eine Kobalt-Chrom-Legierung⁶⁵. Seit den 1960er Jahren finden Kobalt-Chrom-Drähte Verwendung in der Kieferorthopädie⁸⁴. 1963 erfand Buehler das Nitinol²⁹, welches 1971 durch Andreasen und Hillemann den Einzug in die Kieferorthopädie fand⁷.

TMA, eine β -Titan-Molybdän-Legierung, wurde Ende der 1970er Jahre von Burstone und Goldberg entwickelt und von *Ormco* (West Collins, USA) auf den Markt gebracht^{34,57}.

Anfang des 21. Jahrhunderts kam eine neuartige Legierung namens Gummetal auf, welche aus der *Toyota*-Forschung (Japan) stammte. Diese soll Eigenschaften wie ein außergewöhnliches Elastizitäts- und Plastizitätspotential, einen niedrigen E-Modul sowie eine hohe Biokompatibilität vereinen^{59,62,63,66,80,127}. Die β -Titan-Legierung enthält neben Titan, auch Niob, Tantal, Vanadium, Zirkonium und Sauerstoff in unterschiedlichen Zusammen-

setzungen¹²⁷. Anhänger des Gummetals heben die Zusammenführung aller für die Kieferorthopädie bedeutenden Eigenschaften in dieser Legierung hervor⁶⁷.

2.6.2 Gold-Bögen

Bis in die 1930er Jahre wurde Gold als orthodontisches Drahtmaterial verwendet^{34,76,84,163}. Die Legierung enthielt meist 55-65% Gold, 11-18% Kupfer, 10-25% Silber, 5-10% Palladium, 5-10% Platin und 1-2% Nickel³⁴. Während des Herstellungsprozesses erhielt die Legierung die benötigte Festigkeitssteigerung durch Kaltumformung. Durch eine Wärmebehandlung konnte eine weitere Festigkeitssteigerung erzielt werden.

Der Elastizitätsmodul einer solchen Gold-Kupfer-Legierung lag bei ca. 103 GPa und die Streckgrenze bei 345-1103 MPa³⁴. Kusy gibt für 14-18-karätiges Gold (58-75% Au, 7-17% Cu, 10-26% Ag, 1-10% Pd, 5-25% Pt, 0-19% Ir, 1-2% Ni) einen E-Modul von 85-100 GPa an. Die Streckgrenze lag nach Kusy bei 170-570 MPa⁸⁴.

Durch diese Eigenschaften waren die Golddrähte sehr gut zu verformen und generierten kleinere Kräfte als Edelstahldrähte.

Die Goldlegierung war lötbar und die Lötstellen waren sehr korrosionsstabil. Die handelsüblichen Golddrahtlegierungen wiesen aber zumeist Streckgrenzen im unteren Bereich auf, was eine Einbuße an Rückstellvermögen bedeutete³⁴. Der hohe Goldpreis trieb die Entwicklung nach vorn und schon bald verdrängten Edelstahldrähte die Golddrähte aus der kieferorthopädischen Behandlung^{34,76}.

2.6.3 Edelstahl-Bögen

Die Einführung des kostengünstigeren Edelstahls in die Kieferorthopädie durch Hauptmeyer erfolgte im Jahre 1919^{68,77}. Mitte der 1930er Jahre übernahmen Edelstahldrähte die Führung auf dem Markt¹⁰⁷. Die Zusammensetzung war wie folgt: 47-84% Fe, 8-30% Cr, 8-25% Ni, 0,1-0,2% C. Der E-Modul lag bei 180-220 GPa und die Streckgrenze bei 790-2450 MPa^{8,84}. Burstone und Goldberg geben eine Streckgrenze von 345-1931 MPa und einen E-Modul von 159-200 GPa an^{34,57}. Die Bruchfestigkeit lag bei 1931-2068 MPa⁸. Das Verhältnis von Streckgrenze zum E-Modul bei Edelstahldrähten zeigt an, dass sie etwas bessere Rückfederungseigenschaften als Golddrähte haben³⁴.

Edelstahl drähte sind charakterisiert durch die gute Verformbarkeit, Rückfederung und Resilienz sowie die Korrosionsbeständigkeit und die moderaten Kosten, aber auch durch

eine höhere Steifigkeit und dadurch einen höheren E-Modul als Golddrähte³⁴. Deswegen mussten kleiner dimensionierte Bögen im Vergleich zu Goldbögen verwendet werden, wenn schonende Kräfte, z.B. für die Nivellierung, gefordert waren. Das wiederum konnte eine schlechtere Passung des Bogens im Slot und damit einen Kontrollverlust während der orthodontischen Zahnbewegung bedeuten^{34,76}.

Edelstahldrähte können gelötet werden, allerdings sind die Lötstellen nicht mundbeständig³⁴. Heutzutage werden Edelstahlbögen in verschiedenen Dimensionen und Querschnittsformen in der Führungsphase, der Kontraktionsphase und der Justierungsphase der *Straight-Wire-Technik* eingesetzt¹³¹.

2.6.4 Kobalt-Chrom-Bögen

Harder und Roberts entwickelten um 1947 eine Kobalt-Chrom-Legierung und patentierten diese⁶⁵. Die Legierung wurde zunächst u.a. für Federn in den Federwerken von Uhren verwendet und besaß hohe elastische Kräfte⁶⁵. In den 1960er Jahren erschien die Kobalt-Chrom-Legierung als Alternative für kieferorthopädische Drähte.

Die *Elgin Watch Company* entwickelte eine Legierung mit 40% Kobalt, 20% Chrom, 16% Eisen und 15% Nickel, welche als *Elgiloy™* von *Rocky Mountain Orthodontics* (Denver, Colorado) vermarktet wurde^{85,86}. Das *Elgiloy™* ist in verschiedenen Härtegraden erhältlich und durch eine hohe Steifigkeit sowie eine niedrige Dehngrenze und Zugfestigkeit ausgezeichnet¹³¹. Dadurch lässt sich ein Kobalt-Chrom-Bogen gut biegen. Eine anschließende Wärmebehandlung bei 482°C führt zu einer Steigerung der Bruchfestigkeit und der Resilienz, d.h. der speicherbaren elastischen Energie, ohne dass die Steifigkeit zunimmt^{34,76,85,86}.

Der E-Modul liegt bei 180-230 GPa und die Streckgrenze beträgt 960-2140 MPa^{34,84}. Die Korrosionsbeständigkeit ist mit Gold vergleichbar⁸⁶ und das Rückstellvermögen und die Lötbarkeit mit Edelstahl³⁴. Kobalt-Chrom-Bögen haben ähnliche Indikationsbereiche wie Edelstahlbögen.

2.6.5 Nickel-Titan-Bögen

Seit Buehler 1963 in den *Naval Ordnance Laboratory* in Silver Springs, Maryland, USA, den Formgedächtniseffekt (*Shape-Memory*-Effekt) der Nickel-Titan-Legierung entdeckte²⁹, gewann diese, daraufhin „Nitinol“ genannte, Legierung für viele Forschungsfelder an Bedeutung^{5-7,29,30,46,46,84,157}.

1971 führten Andreasen und Hillemann das Nitinol in die kieferorthopädische Behandlung ein und hobten dessen großen Arbeitsbereich bezogen auf das Deflektionsvermögen sowie den *Shape-Memory*-Effekt und die Korrosionsbeständigkeit der Legierung hervor⁷.

Ende der 1970er Jahre wurde durch Dr. Tien Hua Cheng und Mitarbeiter des *General Research Institute for Non-Ferrous Metals* in Peking, China, eine Nickel-Titan-Legierung speziell für den kieferorthopädischen Gebrauch entwickelt. Es nannte sich *Chinese NiTi*. Während des Herstellungsprozesses durch Kaltumformung erfuhr es nur eine geringe Festigkeitssteigerung und lag durch seine niedrigere Transformationstemperatur bei Mundtemperatur als Austenit vor. Klinisch relevante Konsequenzen waren das 1,6 mal bessere Rückstellvermögen sowie eine um etwa 2/3 geringere Steifigkeit als das klassische Nitinol. Die Pseudoelastizität war bei dieser Legierung nur in geringem Maße ausgeprägt³⁶.

Im Jahre 1978 wurde durch die Firma *Furukawa Electric Co.* in Japan das *Japanese NiTi* entwickelt. Laut Miura et al. soll es ein hohes Rückstellvermögen, ein Formgedächtnis und „Superelastizität“ besitzen¹⁰⁵.

Nitinol verfügt über Eigenschaften wie einen niedrigen Elastizitätsmodul, ein hohes Deflektions- und Rückstellvermögen, den *Shape-Memory*-Effekt sowie die Pseudoelastizität („Superelastizität“)¹⁵⁷. Die Legierung besteht zu 55 Massenprozent aus Nickel und zu 45 Massenprozent aus Titan¹⁵⁷. Der Elastizitäts-Modul beträgt 30-60 GPa^{93,131}, die Streckgrenze bei 290-841 MPa⁹³ und die Bruchfestigkeit bei 1586-1724 MPa^{8,34,131}.

Untersuchungen haben gezeigt, dass Nitinol ein größeres Rückstellvermögen und einen größeren Aktivierungsbereich als Edelstahl und β -Titan aufweist^{5,44}. Damit erlaubt es größere Biegewinkel. Denn bei zunehmender Auslenkung steigt die Kraft nur moderat an und damit initiiert Nitinol bei gleicher Auslenkung wesentlich kleinere Kräfte als Edelstahl⁹⁶. Somit kann Nitinol vor allem dort eingesetzt werden, wo eine große Aktivierung ohne Energieverlust und konstante kleine Kräfte über einen längeren Zeitraum benötigt werden, so wie in der Nivellierungsphase^{46,76}.

Aufgrund des großen Elastizitätsbereichs können keine individuellen Biegungen wie Loops oder Torques eingebracht werden^{34,46}. Das Lötten und Schweißen der Legierung ist nicht möglich¹³¹. Neben dem *Shape-Memory*-Effekt und den oben erwähnten Eigenschaften, weist das Nitinol eine hohe Bioverträglichkeit auf. Trotz des hohen Nickelanteils ist es in der Mundhöhle durch Ausbildung einer Titanoxidschicht sehr korrosionsbeständig, nicht toxisch und besitzt nur ein geringes Allergisierungspotenzial^{14,46,49,96,105,116,131,167}. Hensten-Pettersen et al. heben hervor, dass das verantwortliche Allergen, das Nickelsulfat, vor allem bei Kontakt des Nickels mit der Epidermis gebildet wird⁶⁹.

Die Oberflächenrauigkeit ist größer als bei Edelstahldrähten, was zu einer mäßigen Frik-tion führt¹³¹.

Obwohl keine individuellen Biegungen in das Nitinol eingebracht werden können, ist jedoch eine Änderung der Drahtform durch thermomechanische Umformung (martensiti-sche Transformation) möglich. Das Nitinol kann in unterschiedlichen Gefügen und mit daraus resultierenden unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften vorliegen. Der Aus-tenit ist die Hochtemperaturphase (kubisch-raumzentriert). Er liegt bei niedrigen Belas-tungen stabil vor und ist sehr elastisch. Der Martensit ist die Niedertemperaturphase (he-xadiagonal dichteste Packung). Dieser liegt bei hohen Belastungen stabil vor und lässt sich plastisch verformen. Der Phasenübergang erfolgt entweder durch Änderung der Span-nung oder der Temperatur^{157,168}.

Der *Shape-Memory*-Effekt kann als thermisches Formgedächtnis (Ein- und Zwei-Weg-Effekt) bezeichnet werden, wobei die Pseudoelastizität ein mechanisches Formgedächtnis des Nitinols darstellt^{31,147}.

2.6.5.1 *Shape-Memory*-Effekt

Der *Shape-Memory*-Effekt ist die Fähigkeit eines Materials, nach einer starken Verfor-mung wieder in die Ursprungsform zurückzukehren, und beruht auf der reversiblen mar-tensitischen Phasenumwandlung³¹. Wird ein Werkstück einer Formgedächtnislegierung in seiner Hochtemperaturphase verformt und abgekühlt, sodass M_S (M_{Start} , Temperatur, bei der die martensitische Umwandlung beginnt) unterschritten wird, dann wandelt sich die Kristallstruktur von der austenitischen Orientierung (β) in die martensitische Orientie-rung (α) um³¹. Es entsteht eine „verzwillingte Martensitstruktur“.

Auf atomarer Ebene ist dies eine Scherbewegung der Kristallgrenzen ohne Platzänderung der Gitteratome, wodurch die äußere Form des Werkstücks unverändert bleibt¹⁴⁷. Wird in der Niedertemperaturphase eine Kraft angelegt, so wird die Kristallstruktur „entzwillingt“ ($\alpha+$ und $\alpha-$) und die äußere Gestalt des Werkstücks ändert sich reversibel. Die reversible Verformbarkeit ist dabei wesentlich größer als das elastische Verformungsvermögen von herkömmlichen Materialien³¹. Bei einem erneuten Temperaturanstieg wandelt sich der „entzwilligte Martensit“ in den Austenit um und nimmt seine ursprüngliche Form wieder an (*Shape-Memory-Effekt*)¹⁴⁷. Eine erneute Abkühlung bewirkt keine weiteren Formänderung, denn es entsteht wieder der „verzwilligte Martensit“. Dieser Zyklus kann beliebig oft wiederholt werden und wird als Ein-Weg-Effekt bezeichnet^{149,168} (Abb. 3 und Abb. 4).

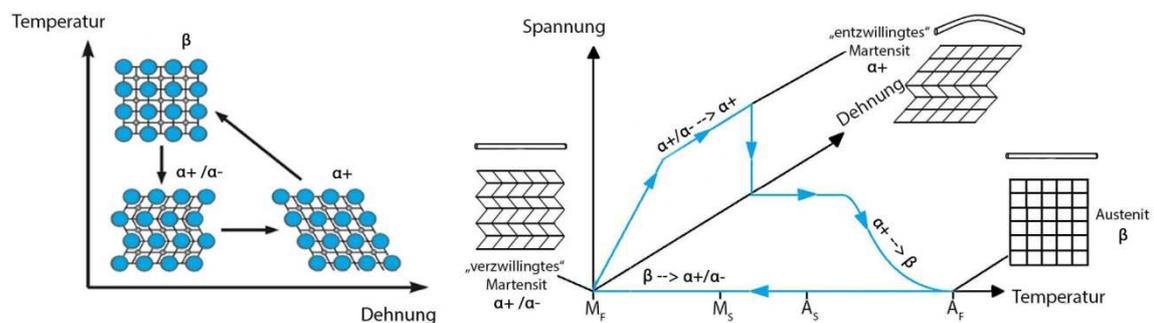


Abb. 3: Ein-Weg-Effekt auf kristalliner Ebene

Ein-Weg-Effekt als Teil des *Shape-Memory-Effektes* von Formgedächtnislegierungen. Die Phasenübergänge werden durch Temperaturänderung und/oder moderate Verformung (Spannungsänderung) generiert. β : Austenit, $\alpha+/ \alpha-$: „verzwilligter Martensit“, $\alpha+$: „entzwilligter Martensit“, M_S : M_{Start} , Temperatur, bei der die martensitische Umwandlung beginnt, M_F : M_{Finish} , Temperatur, bei der die martensitische Umwandlung endet, A_S : A_{Start} , Temperatur, bei der die austenitische Umwandlung beginnt, A_F : A_{Finish} , Temperatur, bei der die austenitische Umwandlung endet. Die Abb. ist angelehnt an Burow³¹.

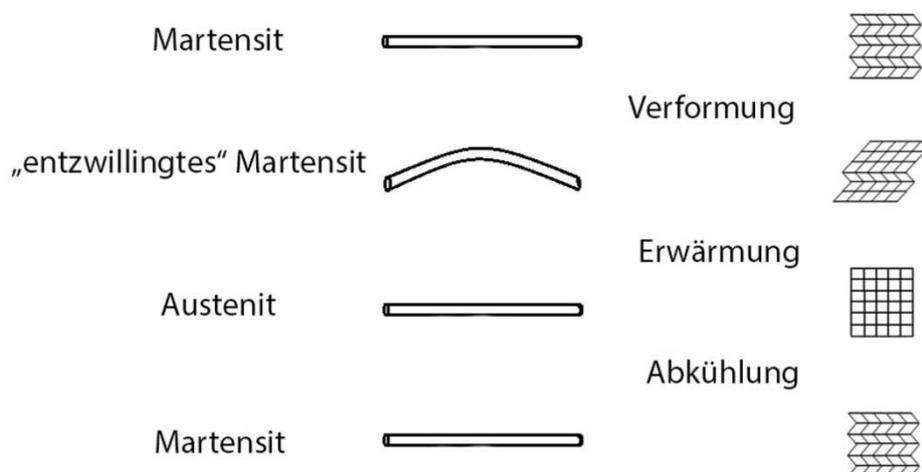


Abb. 4: Ein-Weg-Effekt auf makroskopischer Ebene

Ein-Weg-Effekt als Teil des *Shape-Memory*-Effektes von Formgedächtnislegierungen. Die Abb. ist angelehnt an Drescher et al.⁴⁶.

Ein weiterer Bestandteil des *Shape-Memory*-Effektes ist der Zwei-Weg-Effekt³¹. Dieser stellt einen Zyklus dar, der zwischen zwei äußeren Formen eines Werkstücks pendelt, ohne dass eine einwirkende Kraft dazu beiträgt. Das ausschlaggebende Kriterium für die eine oder die andere Erscheinungsform ist lediglich die Temperatur. Im Unterschied zum Ein-Weg-Effekt muss das Werkstück in seiner Niedertemperaturphase so verformt werden, dass die Kristallstruktur des Martensits nicht nur entzwillingt wird, sondern auch eine Versetzung des Kristallgitters stattfindet. Dies entspricht einer partiell irreversiblen Verformung des Martensits. Beim Erwärmen des Werkstücks "erinnert" sich das Material an seine Ausgangsform, kann diese aber nicht vollständig wieder einnehmen und Anteile der irreversiblen Verformung verbleiben. Beim Abkühlen tendiert die Form des Werkstücks wieder in Richtung der Ausgangsverformung. Auch diese Gestalt wird nicht vollständig erreicht. Das Werkstück kann nun beliebig oft durch die Temperatur gesteuert die Gestalt ändern und somit Arbeit verrichten⁴⁶ (Abb. 5 und Abb. 6).

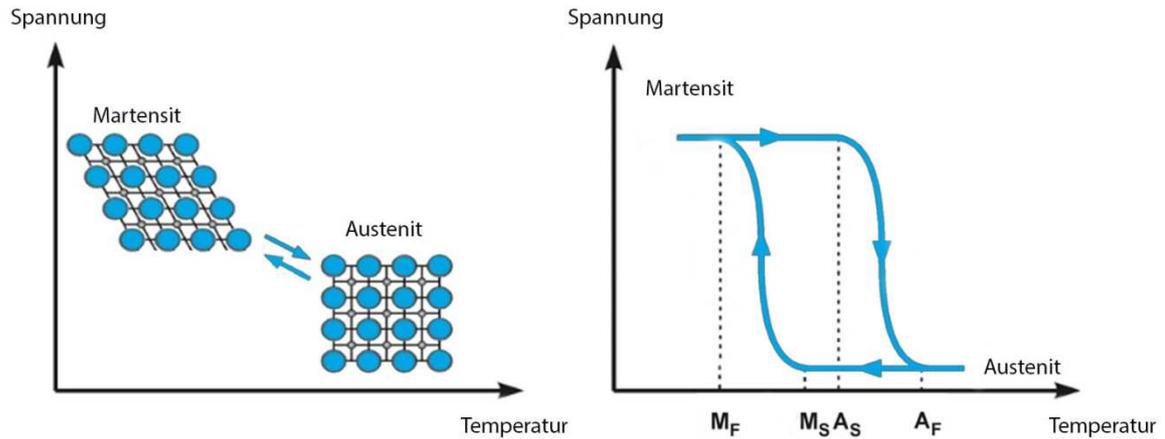


Abb. 5: Zwei-Weg-Effekt auf kristalliner Ebene

Temperaturabhängigkeit der martensitischen Umwandlung. A_S (*Austenit_{start}*) und A_F (*Austenit_{finish}*) sind die Temperaturen von Anfang und Ende der Austenitbildungsphase. Analog dazu werden Anfang und Ende der Martensitbildungsphase mit M_S (*Martensit_{start}*) und M_F (*Martensit_{finish}*) bezeichnet. Die Abb. ist angelehnt an Burow³¹.

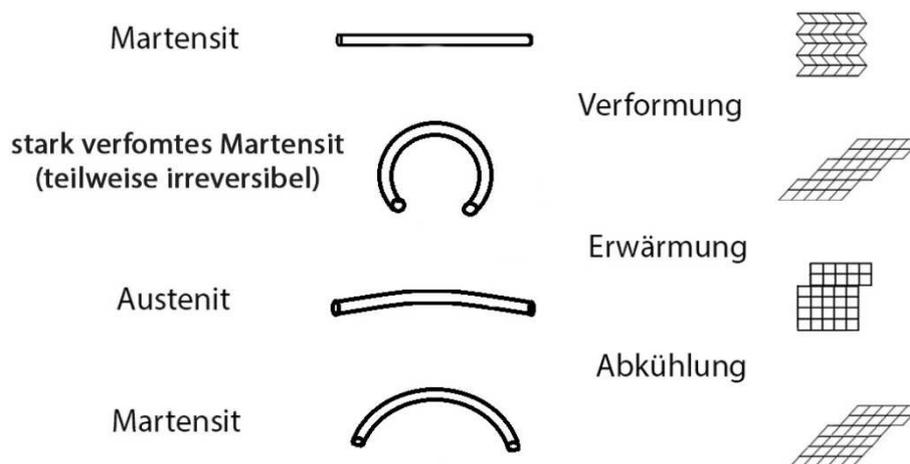


Abb. 6: Zwei-Weg-Effekt auf makroskopischer Ebene

Der Zwei-Weg-Effekt als Teil des Shape-Memory-Effektes bei Formgedächtnislegierungen auf makroskopischer Ebene. Die Abb. ist angelehnt an Drescher et al.⁴⁶.

Die Umwandlung Austenit/Martensit und die Rückumwandlung Martensit/Austenit findet bei unterschiedlichen Temperaturen statt, d.h. es wird eine Hysterese durchlaufen¹⁴⁸.

Für die Kieferorthopädie ist der *Shape-Memory*-Effekt von geringer Bedeutung, was auch 1972 von Andreasen und Brady in deren *in-vitro*-Versuchen aufgezeigt wurde⁶. Sie dehnten einen Nitinol-Draht unter seiner Transformationstemperatur maximal reversibel, das entspricht 8%^{46,49,147,148}, und untersuchten das Potenzial des *Shape-Memory*-Effektes als treibende Kraft für einen Lückenschluss nach Extraktionstherapie. Die entstehenden Kräf-

te bei Körpertemperatur lagen etwa zwischen 5,0 Pounds (22,24 N) und 7,0 Pounds (31,14 N)⁶, was um ein Vielfaches die empfohlenen orthodontischen Kräfte überstieg^{119,138}. Die Autoren selbst sahen die Umsetzung ihrer beschriebenen Idee als kritisch, denn bereits beim Einligieren des Bogens würde die martensitische Transformation beginnen, wodurch das Ausmaß des Effekts schwinden würde⁶.

2.6.5.2 Pseudoelastizität

Eine weitere Eigenschaft des Nitinols ist die Pseudoelastizität, auch "Superelastizität" genannt, auf Basis der spannungsinduzierten Martensitbildung^{31,147,149}. Diese besitzt im Gegensatz zum Formgedächtnis-Effekt eine Bedeutung in der kieferorthopädischen Behandlung.

Da ein Phasenübergang zwischen Martensit und Austenit entweder durch Temperatur- oder durch Spannungsänderung eingeleitet werden kann, ist durch Krafteinwirkung auf das Austenit oberhalb der A_F -Temperatur (Austenit-*Finish*-Temperatur) und unterhalb der M_D -Temperatur (M_D : maximale Temperatur, bei der Martensit entstehen kann) der martensitische Zustand in seiner günstig orientierten ($\alpha+$) Variante zu erreichen (spannungsinduziertes Martensit, Abb. 7)³¹. Dabei kommt die Eigenschaft der Pseudoelastizität zum Vorschein. Zunächst steigt die Spannung mit zunehmender Dehnung des Werkstücks linear an. Darauf folgt ein Plateau (Abb. 7), auf dem die Spannung trotz starker Dehnung relativ konstant bleibt. Liegt das Werkstück letztendlich vollständig als Martensit vor, steigt die Spannung wiederum linear mit zunehmender Dehnung. Bei der Entlastung des Werkstücks durchläuft es ebenfalls ein Spannungsplateau, welches aber, bedingt durch die Hysterese, tiefer liegt. Nitinol ist zwischen A_F und M_D bis zu 8% elastisch verformbar^{6,46}. Es sind noch weitere Legierungen mit Pseudoelastizitätseigenschaften bekannt, so z.B. Cu-Zn, Cu-Al, Au-Cd und Ni-Nb, aber das 55-Nitinol ist die biokompatibelste Legierung von allen oben genannten³⁰.

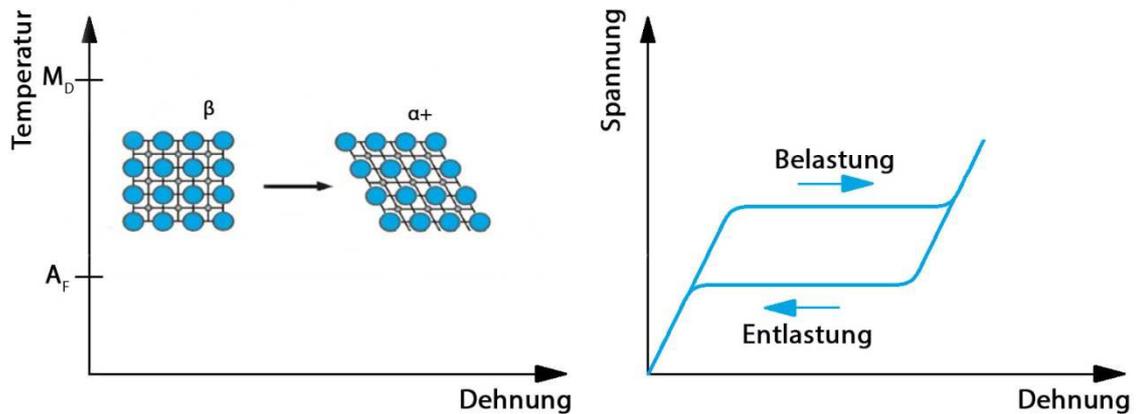


Abb. 7: Pseudoelastizität

Spannungsinduzierte Martensitbildung ($\alpha+$) (links) und Hysterese mit Spannungsplateau (rechts) von Nitinol. A_F : Austenit-*Finish*-Temperatur, M_D : maximale Temperatur, bei der Martensit entstehen kann, β : Austenit.

In Abb. 8 sind alle oben erwähnten Phasen des Nitinols auf kristalliner Ebene dargestellt.

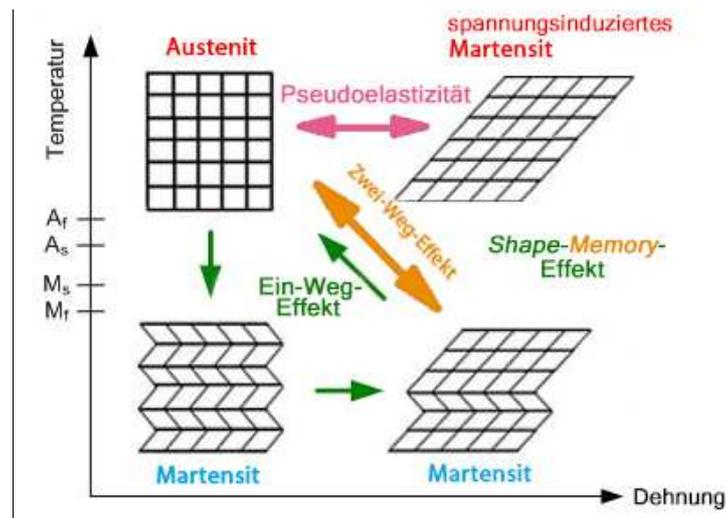


Abb. 8: Übersicht der Phasen des Nitinols auf kristalliner Ebene

M_S : M_{Start} , Temperatur, bei der die martensitische Umwandlung beginnt, M_F : M_{Finish} , Temperatur, bei der die martensitische Umwandlung endet, A_S : A_{Start} , Temperatur, bei der die austenitische Umwandlung beginnt, A_F : A_{Finish} , Temperatur, bei der die austenitische Umwandlung endet. Die Abb. ist angelehnt an Burow³¹.

2.6.5.3 Kieferorthopädische Anwendung

Angesichts seiner oben beschriebenen Eigenschaften wie der Pseudoelastizität, seinem hohen Deflektionsvermögen, dem niedrigen E-Modul und seiner Korrosionsbeständigkeit und Biokompatibilität, wird das Nitinol heutzutage unter anderem in der Nivellierungsphase der kieferorthopädischen Behandlung mittels MB-Apparatur eingesetzt. Dafür werden Bögen benötigt, die trotz der starken Auslenkung relativ kleine und konstante Kräfte abgeben. In dieser Hinsicht ist das Nitinol mit dessen Spannungsplateau besonders gut geeignet^{54,131,134}.

Folgende NiTi-Bögen werden heute in der Kieferorthopädie angewendet: verseilte NiTi-Bögen (z.B. *Supercable*, *Speed System™ Orthodontics*, USA), „superelastische“ oder austenitische NiTi-Bögen (z.B. *Sentalloy™*, *GAC*, USA)⁴⁶ und *Shape-Memory*- oder martensitische NiTi-Bögen, so genannte Hitze-aktivierte NiTi-Bögen für die Nivellierungsphase.

2.6.6 Verseilte „superelastische“ NiTi-Bögen

Ende der 1970er und Anfang der 1980er Jahre kamen verseilte Edelstahlbögen zur Anwendung²². Hanson G. H. wandte diese Methode der Kraftreduktion 1993 auf „superelastische“ Nickel-Titan-Bögen an. *Supercable* ist ein siebenfach coaxial verseilter „superelastischer“ Nickel-Titan-Draht und wird seit 1995 kommerziell genutzt (*Speed System™ Orthodontics*, USA)²⁰⁻²².

In der Literatur können teilweise enorme Kraftunterschiede zwischen einfachen und verseilten Drähten, zugunsten der letztgenannten, verzeichnet werden^{21,22,54,87,91,111}.

Berger et. al untersuchten im 3-Punkt-Biegeversuch „superelastische“ verseilte NiTi-Drähte (*Supercable*, *Speed System™ Orthodontics*, USA) unterschiedlichen Durchmessers und verglichen diese mit herkömmlichen „superelastischen“ NiTi-Nivellierungsbögen (*Sentalloy*, *GAC International, Inc.*). *Supercable*-Bögen mit den Durchmessern 0,016 inch und 0,018 inch initiierten 36-70% niedrigere Kräfte als konventionelle „superelastische“ NiTi-Bögen desselben Durchmessers. Die Kräfte von *Supercable* lagen bei einer Deflektion von 1-3 mm unter 100 g (1 N), was den geeigneten orthodontischen Kräften entspricht^{120,126}. Für 18er *Supercable*-Bögen wurden kleinere Kräfte gemessen als für konventionelle 14er NiTi-Bögen. Das erlaubt dem Behandler den frühen Einsatz größer dimen-

sionierter, slotfüllender Bögen, was zur effektiveren Aufrichtung, Nivellierung und Derotation unter schonender Kraftapplikation führt²¹.

Schumacher et al.¹³⁴ analysierten das Deflektionsverhalten u.a. von soliden und verseilten NiTi-Bögen. Die extrusiven initialen Kräfte bei 2 mm Deflektion des Bogens lagen für Nitinol (*Unitek*, 0,014, 0,016) bei etwa 2,25-2,5 N. Für das "superelastische" *Sentalloy* (*GAC*, 0,014, 0,016) lagen sie zwischen 1,5 und 2 N und für verseilte NiTi-Bögen bei etwa 1,7 N (*Twistflex* 0,015, *Unitek*).

Sebastian¹³⁹ befasste sich mit der Nivellierungseffizienz von „superelastischen“ verseilten NiTi-Bögen (16er *Supercable*, *Speed System™ Orthodontics*, Ontario, Kanada) und „superelastischen“ einfachen NiTi-Bogen (16er *Rematitan Lite Wire*, *Dentaurum GmbH & Co KG*, Ispringen, Deutschland). Der verseilte Bogen bewirkte eine dreimal größere Zahnbewegung in der gleichen Zeit wie der einfache NiTi-Bogen.

Durch die Kraftreduktion der verseilten „superelastischen“ NiTi-Bögen ergibt sich eine Vielzahl an Vorteilen. So ist die Effizienz erhöht und die Handhabung erleichtert. Die Applikation kleiner, konstanter und langanhaltender Kräfte sowie der Einsatz größer dimensionierter, slotfüllender Bögen ist frühzeitig möglich, was mit einem weniger häufigen Bogenwechsel verbunden ist. Zudem kommt es nicht zur Verformung des Bogens und zum Debonding der Brackets^{21,22,54,111,134,139}.

2.6.7 Titan-Molybdän-Bögen

Seit 1952 war Titan als Metall in Gebrauch, allerdings war das Rückstellvermögen noch viel geringer als das von Edelstahl, weswegen Titan nicht mit Edelstahl konkurrieren konnte³⁴. Auf Kristallebene geht Titan unterhalb von einer Temperatur von 885 °C in die hexagonal dichteste Packung über³⁴. Oberhalb dieser Temperatur weist es eine kubisch-raumzentrierte Gitterstruktur auf, welche als β -Phase bezeichnet wird. Durch das Zulegiere von Molybdän oder Niob behält das Titan die β -Phase auch beim Abkühlen auf Zimmertemperatur bei. Diese β -Titan-Legierung wurde in den 1960er als „*high-temperature-titanium*“ bekannt^{34,57}.

Burstone und Goldberg entwickelten Ende der 1970er Jahre eine β -Titan-Legierung, die als TMA (Titan-Molybdän-*Alloy*) bekannt wurde³⁴. Als drei wichtige Charakteristika für

orthodontischen Bögen nannten sie ein hohes Rückstellvermögen, eine geringe Steifigkeit und gute Verformbarkeit. Ein hohes Rückstellvermögen erlaubt die Applikation in jeder klinischen Situation ohne plastische Verformung des Bogens. Durch die geringe Steifigkeit können Bögen größerer Dimensionen gewählt werden. Dadurch wird der Bracketslot vollständig gefüllt und das Risiko eines Kontrollverlustes während der Zahnbewegung kann so minimiert werden. Gleichzeitig werden die initiierten Kräfte reduziert. Die gute Verformbarkeit erleichtert das Handling in der klinischen Situation. Unter diesen Prämissen entwickelten sie die Titan-Molybdän-Legierung^{34,79}.

Der E-Modul von β -Titan ist etwa halb so groß wie der des Edelstahl und doppelt so groß, wie der des Nitinols^{34,57,93}. Kusy und Stush gaben für TMA einen E-Modul von 58-87 GPa und eine 50-125% größere Steifigkeit als bei Nitinol an⁹³. Goldberg und Burstone bezifferten den E-Modul auf 55-110 GPa und die Streckgrenze auf 1172-1379 MPa^{34,57}.

Das β -Titan ist schweißbar und sehr korrosionsbeständig³⁴.

Dies belegte auch eine Studie von Gopikrishnan et al.⁵⁸. Sie untersuchten die Korrosionsbeständigkeit von TMA-, Edelstahl-, NiTi- und Kupfer-NiTi-Bögen. Proben der Bögen wurden für 28 Tage im artifiziellen Speichel eingelegt und dieser auf freigesetzte Metallionen untersucht. Edelstahlbögen setzten die meisten Metallionen frei, bei TMA-Bögen zeigten sich keinerlei Spuren von Metallionen im Probenmedium und NiTi-Bögen nahmen den mittleren Rang ein⁵⁸.

Durch die konstante Abgabe kleinerer Kräfte als durch Edelstahlbögen ist der TMA-Bogen schonender zu biologischen Geweben. Die Friktion ist höher als die von Edelstahl- und Nitinol-Bögen^{79,163}. TMA-Bögen sollen, genauso wie Nitinol-Bögen, 20-30% kleinere Kräfte als Edelstahlbögen induzieren⁸⁷.

In der Literatur wird ein breites Indikationsspektrum für β -Titan-Drähte u.a. auch die Nivellierungsphase beschrieben^{23,34,115,131,139}.

2.6.8 Gummetal

2.6.8.1 Physikalische Eigenschaften

Gummetal ist eine neuartige quaternäre Legierung aus β -Titan, Niob, Tantal und Zirkonium – Elemente der Gruppen IVa und Va des Periodensystems – und enthält einen geringen prozentuellen Anteil an Sauerstoff. Die Legierung wurde von *Toyota Central Research & Development Laboratories, Inc.* in Japan entwickelt.

Sie verfügt über Eigenschaften wie einen niedrigen E-Modul von etwa 40 GPa, eine hohe Zugfestigkeit von über 1200-2000 MPa und eine hohe Duktilität (> 30% Reduktion der Fläche vor Bruch)⁶⁶. Zudem zeigt sie eine 2,5%ige elastische Verformung bei einem nicht-linearen elastischen Verhalten^{67,127}, welches eher dem des Gummis entspricht. Daher stammt auch der Name Gummetal. Es wird auch eine „Superplastizität“ beschrieben, basierend auf der Möglichkeit einer über 99,9%igen Kaltumformung bei Raumtemperatur (RT) ohne Verfestigung des Metalls⁶⁷. Auf kristalliner Ebene soll bei Kaltverformung eine Kristallgitterkrümmung ohne Dislokation der Atome statt finden^{62,63,80}. Dagegen behaupteten Talling et al., dass sich das Gummetal über eine reversible spannungsinduzierte Martensitbildung verformt¹⁵².

Gummetal ist eine nickelfreie Legierung. Alle Bestandteile sind korrosionsfest und es soll sogar eine größere Biokompatibilität als Titan besitzen¹²⁷. Die Bestandteile sind: Ti-24mol%(Ta+Nb+V)-(Zr,Hf)-O^{62,63,66,80,128,128,159}. Die Oberfläche gilt als besonders robust und gut polierbar¹²⁸. Der Lizenzinhaber für Gummetal ist *Nissey Co., Ltd.*. Dieser sieht einen Gebrauch in vielen Bereichen vor, wie z.B. Sportartikel, Weltraumtechnik, Autoindustrie, medizinische Geräte und Roboter¹²⁸.

Nach Hasegawa soll Gummetal die orthodontische Therapie vereinfachen und verkürzen⁶⁶. Durch die oben aufgeführten Eigenschaften soll die Anzahl der Bogenwechsel reduziert und das Gummetal während der gesamten MB-Therapie hauptsächlich als Bogenmaterial genutzt werden⁶⁶.

Der Name Gummetal ist eine Bezeichnung für verschiedene Legierungen mit denselben Charakteristika und den drei „magischen Zahlen“¹²⁷. Diese sind: 1. Anzahl der Valenzelektronen von 4,24, 2. die Bindungsordnung von 2,87 und 3. ein d-Elektron-Energie-Level von 2,45 eV¹²⁷. Nur bei der Kombination dieser drei Zahlen treten die oben genannten Eigenschaften auf. Für Verschiedene Legierungen tritt dies zu, z.B. Ti-12Ta-9Nb-3V-6Zr-O oder Ti-23Nb-0,7Ta-2Zr-O. Diese Legierungen haben eine kubisch-raumzentrierte Anordnung

der Gitteratome. Zudem wird eine Kaltumformung und die Anwesenheit von Sauerstoff von mindestens 0,7 mol% benötigt^{127,152}.

Saito et al. beschreiben eine Änderung der physikalischen Eigenschaften des Gummetals nach einer Kaltumformung, was untypisch für Metalle ist¹²⁷. Nach einer Kaltumformung mit einer 90%igen Reduktion der Querschnittsfläche bei RT ist der E-Modul im Vergleich zum weichgeglühten und nicht kaltumgeformten Material halbiert, was 40 GPa entspricht. Die elastische Verformbarkeit ist verdoppelt (2,5% elastische Verformung) und es kommt zu einem nicht-linearen Elastizitätsverhalten der Legierung in der Spannungs-Dehnungs-Kurve. Dabei nimmt die Streckfestigkeit der Legierung zu¹²⁷.

Desweiteren konnten Saito et al. zeigen, dass eine Erhöhung des Sauerstoffanteils von 0,3 mol% auf 1,2 mol% ebenfalls zu einer Erhöhung der elastischen Verformbarkeit auf das 2,5-Fache führt¹²⁷. Laut Saito et al. basiert die Pseudoelastizität des Gummetals im Vergleich zu anderen pseudoelastischen Legierungen, wie dem Nitinol, nicht auf martensitischen Umwandlungen, sondern auf realem, sehr großen elastischen Verformungspotential¹²⁷. Die Vickershärte und die Duktilität sind nach der Kaltumformung unverändert, woraus die Autoren schlussfolgern, dass die Legierung bei RT ein „superplastisches“ Verhalten aufweist. Auch das ist ein Unterschied zum Nitinol, denn das lässt sich nur schwer plastisch verformen.

2.6.8.2 Verformungsmechanismus

Die Oberflächenbetrachtung des kaltumgeformten Materials mittels Lichtmikroskop und TEM (*Transmission Electron Microscope*) durch Saito et al. zeigte eine marmorartig gefurchte Oberfläche und Krümmungen im Kristallgitter¹²⁷. Proben der Legierung wurden bei RT verformt und mikroskopisch untersucht. Es wurden keine Kristallgitterverschiebungen entlang der Kristall-Gleitebenen und keine Zwillingsbildung wie bei konventionellen krz-Metallen entdeckt. Dafür wurden so genannte *giant faults* beschrieben, die in Proben ab einer Verformung von 3% auftraten. Das sind Versetzungen im Metall, die einen 45°-Winkel zur Dehnungsrichtung bilden, und somit eine ausgiebige plastische Verformung des Materials ermöglichen sollen. Aus dieser Entdeckung schlussfolgerten Saito et al., dass das Verformungsverhalten des Gummetals nicht mit konventionellen Verformungsmechanismen von Metallen verglichen werden kann und benannten dieses Phänomen als „*room-temperature super plasticity*“¹²⁷.

Gutkin et al. haben in ihren Untersuchungen ebenfalls die bereits durch Saito et al. beschriebenen¹²⁷ *giant faults*, die sie als makroskopische planare Defekte mit einer hohen plastischen Spannung beschreiben, entdeckt^{62,63}.

Talling et al. betrachteten 2009 die „Superelastizität“ von Gummetal auf kristalliner Ebene und verneinten die Hypothesen der *giant faults* und der versetzungsfreien Deformation von Gummetal auf kristalliner Ebene von Saito et al. und Gutkin et al.^{62,63,127}. Laut Talling et al. verformt sich das Gummetal über reversible spannungsinduzierte martensitische Umwandlung, ähnlich wie das Nitinol¹⁵².

Kuramoto et al. untersuchten Gummetal-Proben unter einer Dehnung von bis zu 2,7% mit Hilfe des Röntgenstrahlen-Beugungsmessverfahrens und der dynamisch-mechanischen Analyse⁸⁰. Es konnten dabei keine Reflektionen der Martensitphase verzeichnet werden.

Sakaguchi et al. analysierten 2005 das Verformungsverhalten von Gummetal in Abhängigkeit vom Niob-Gehalt¹²⁹. Bei Konzentrationen von 20 und 25 Gew% Niob ähnelte die Spannungs-Dehnungs-Kurve der von Formgedächtnislegierungen mit der Ausbildung einer spannungsinduzierten Martensitphase und auseinanderklaffenden Ladungs- und Entladungskurven. Außerdem konnte bei einer Konzentration von 30 Gew% Niob eine Abweichung vom Hooke'schen Gesetz aufgezeigt werden.

2.6.8.3 Kieferorthopädische Untersuchungen

Bertl verglich mehrere Nivellierungsbögen bei einer simulierten *En-bloc*-Aufrichtung von Seitenzähnen. Er vermaß Kräfte eines Drei-Zahn-Modells in zwei Ebenen und das Drehmoment um die z-Achse bei 21 und bei 37 °C. Die verwendeten Drähte waren *Sentalloy*-Bögen (16 x 22, 17 x 25), CuNiTi-Bögen (14 x 25, 16 x 25), *Elgiloy*-Bögen (16 x 22), TMA (16 x 22) und Gummetalbögen (18 x 22). Die Kräfte und Drehmomente von Gummetal und kleiner dimensionierten TMA-Bögen unterschieden sich nicht signifikant voneinander. Im Vergleich zu den anderen getesteten Bögen waren die Werte von Gummetal etwa zwei bis fünf Mal höher. Drehmomente lagen bei 27-41 Nmm und die Kräfte bei bis zu 5 N. Diese Werte übersteigen die empfohlenen Werte, denen ein Zahn in der kieferorthopädischen Therapie ausgesetzt werden sollte, um ein Vielfaches, was die Benutzung von Gummetal-Bögen dieser Dimension ausschließt²³.

Hasegawa empfiehlt die Verwendung des Gummetals nach der Nivellierungsphase. Für die Nivellierung schlägt er konventionelle NiTi-Bögen vor⁶⁶.

Kuroda et al. untersuchten in ihrer *in-vitro*-Studie das torquierende Moment von TiNb- (Gummetal-Legierung), NiTi- und TMA-Bögen in einem Drei-Zahn-Model. Die Maße der Bögen betragen 0,017 x 0,025 inch und 0,019 x 0,025 inch, die Edelstahlbrackets hatten eine Slotgröße von 0,022 inch. Die äußeren zwei Brackets waren fest fixiert und die Slots lagen in einer Linie. Das mittlere Bracket wurde um 5-40° um die mesio-distale Achse anguliert. Die kleinsten torquierenden Momente wurden beim TiNb-Bogen (Gummetal) gemessen und lagen zwischen 5,7 Nmm bei 5° Angulation und 19,7 Nmm bei 40° Angulation (0,017 x 0,025 inch, elastische Ligatur). Für TMA wurden die größten Drehmomente ermittelt (6,1-27,5 Nmm, 0,017 x 0,025 inch, elastische Ligatur). Bei NiTi-Bögen betragen die Werte 6,1 Nmm bis 23,5 Nmm (0,017 x 0,025 inch, elastische Ligatur). Für Stahlligaturen und größer dimensionierte Bögen wurden höhere Werte gemessen⁸¹.

Nach Ricketts et al. und Proffit et al. sind die von Kuroda et al. ermittelten Drehmomente als zu hoch für die biologischen Gewebe einzustufen^{114,123}.

2.7 Untersuchungen der initialen Kraftsysteme der Nivellierungsphase

In einer Studie von Holtmann⁷⁰, bei der Nivellierungseffektivität und initiale Kraftsysteme untersucht wurden, konnten für NiTi-Bögen (12er *Orthonol*, *Rocky Mountain Orthodontics*, USA) in Verbindung mit gummiligierten konventionellen Brackets maximale Kräfte bis zu 4,2 N verzeichnet werden. In Kombination mit selbstligierenden Bracketsystemen lagen diese Maximalkräfte bei 2,3-3,2 N. Ein weiterer NiTi-Bogen (12er *Thermalloy*, *Rocky Mountain Orthodontics*, USA) wies in Kombination mit gummiligierten konventionellen Brackets Maximalkräfte in Höhe von 3,5 N auf und in Kombination mit selbstligierenden Bracketsystemen 1,3 N. Bei Verwendung einer Stahlligatur mit den oben genannten Bögen und Brackets wurden für beide Bracketsysteme etwa halb so große Maximalkräfte gemessen. Bei Verwendung eines Stahlbogens (12er *Permachromer Stahlbogen*, *3M Unitek*, USA) lagen die Maximalkräfte in Verbindung mit einer Gummiligatur bei 7,4 N, in Verbindung mit einer Stahlligatur bei 5,5 N, bei selbstligierenden Brackets bis 4,3 N.

Zu beachten ist hier, dass es sich stets um die Angabe von Maximalkräften handelt. Eine allgemeine Aussage kann dennoch getroffen werden. NiTi-Bögen initiieren etwa halb so große Kräfte wie Stahlbögen. In Verbindung mit einer Gummiligatur fallen die Kräfte 25-50% größer aus als in Verbindung mit einer Stahlligatur. Selbstligierende Bracketsysteme weisen die kleinsten Kraftsysteme auf. Insgesamt lagen die gemessenen Kräfte in dieser Studie deutlich über den empfohlenen orthodontischen Kräften⁷⁰.

In einer Studie von Fuck und Drescher wurden in einem ähnlichen Versuchsaufbau wie diesem initiale Kraftsysteme verschiedener Nivellierungsbögen vermessen⁵⁴. Verglichen wurden ein „superelastischer“ NiTi-Bogen (14er *Sentalloy™*, *GAC*, USA), ein verseilter Stahlbogen (16er *Flex*, *Smile-Dental*, Düsseldorf, Deutschland) und ein verseilter „superelastischer“ NiTi-Bogen (16er *Supercable™*, *Speed™ System Orthodontics*, Kanada). Es wurden 22er *Straight-wire*-Brackets in Kombination mit elastischen Ligaturen (12er *Alastics*, *Smile-Dental*, Düsseldorf) verwendet. Die größten Kräfte und Drehmomente wurden unter Einsatz von „superelastischen“ NiTi-Bögen (0,27-0,78 N und 2,84-4,18 Nmm) gemessen. Die Kraftsysteme der verseilten Stahlbögen fielen deutlich niedriger aus (0,26-0,40 N und 0,85-2,84 Nmm). Die verseilten „superelastischen“ NiTi-Bögen erzeugten die niedrigsten Kraftsysteme (0,22-0,41 N und 1,25-3,23 Nmm).

Meyendriesch¹⁰³ beleuchtete die initialen Kraftsysteme, die von einem verseilten Stahlbogen (0.0155 *Twistflex*, *Smile-Dental*, Düsseldorf) in Verbindung mit elastischen Ligaturen (12er *Alastics*, *Smile-Dental*, Düsseldorf) initiiert wurden. Die mittleren Kräfte lagen zwischen 0,19 N und 0,70 N, mit Höchstwerten von 1,88 N. Die mittleren Drehmomente lagen zwischen 0,69 Nmm und 2,46 Nmm, mit Höchstwerten von 7,74 Nmm.

Gabersek⁵⁶ betrachtete initiale Kraftsysteme von NiTi- und Stahlbögen unterschiedlicher Hersteller, Dimensionen und Geometrien in Abhängigkeit von der Zahnfehlstellung. Für horizontale Kräfte wurden Werte im Bereich von 0,26-0,51 N mit Höchstwerten von 2,08 N gemessen. Für vertikale Kräfte lagen die Werte zwischen 0,40 N und 0,86 N, dabei wurden Maxima von 4,00 N registriert. Die Drehmomente lagen im Bereich von 0,89 Nmm und 12,05 Nmm. Die Höchstwerte der Drehmomente lagen bei 77,96 Nmm. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den verseilten Stahlbögen und den 13er und 14er NiTi-Bögen. Für verseilte NiTi-Bogen wurden signifikant kleinere Kraftsysteme im Vergleich zu den oben genannten Bögen gemessen. Zwischen klassischen und „superelastischen“ NiTi-Bögen ließ sich kein signifikanter Unterschied aufzeigen. Bei der Gegenüberstellung der Engstände der Kiefer im Hinblick auf die initiierte Kräfte ließen sich in über 70% hoch bis höchst signifikante Unterschiede nachweisen⁵⁶.

2.8 Ziele der Arbeit

In der Literatur finden sich viele Untersuchungen von Nivellierungsbögen auf die von ihnen initiierten Kraftsysteme. Die meisten Versuchsaufbauten betrachten lediglich die lokalen Kraftverhältnisse eines Zahnes und seiner Nachbarzähne^{15,23,35,169}. In dieser Studie wurden die Nivellierungsbögen unter Einbezug des gesamten Zahnbogens untersucht. Die neue quaternäre Legierung Gummetal wurde bereits vielfach auf ihre Eigenschaften und ihr Elastizitätsverhalten getestet^{59,62,63,80,127,152,153}. Dabei wurde das enorme Potential der Legierung aufgezeigt. Gezielte kieferorthopädische Versuchsaufbauten und Messungen sowie Beschreibungen der klinischen Verwendung von Gummetal lassen sich allerdings nur vereinzelt finden^{23,67,81}.

Ziel dieser Arbeit ist es, die initialen Kraftsysteme von Nivellierungsbögen entlang der drei Raumachsen zu vermessen und zu vergleichen. Gummetal soll auf seine Eignung als Nivellierungsbogen analysiert werden und es soll dem praktizierenden Kieferorthopäden eine Orientierungshilfe für die Indikationsfelder von Gummetal gegeben werden.

Die Fragestellungen dieser Arbeit lauten:

1. Wie hoch sind die mittleren orthodontischen Kräfte und Drehmomente der untersuchten Nivellierungsbögen und liegen diese Kraftsysteme im biologisch akzeptablen Bereich?
2. Können zwischen den Kraftsystemen der vier Bögen signifikante Unterschiede verzeichnet werden?
3. Initiiert das Gummetal niedrigere Kraftsysteme als konventionelle Nivellierungsbögen?
4. Wie wirkt sich die Fehlstellungsklasse des Kiefers auf orthodontische Kraftsysteme aus?
5. Wie unterscheiden sich orthodontische Kraftsysteme des Oberkiefers und Unterkiefers voneinander?
6. Wie unterscheiden sich orthodontische Kraftsysteme des mittleren Schneidezahnes, des Eckzahnes und des zweiten Prämolaren voneinander?

3 Material und Methode

3.1 Material

3.1.1 Modellauswahl

Als Untersuchungsobjekte für die vorliegende *in-vitro*-Studie dienten archivierte Kiefergipsmodelle von Patienten der Poliklinik für Kieferorthopädie der Westdeutschen Kieferklinik Düsseldorf. 30 Modelle wurden ausgesucht und mittels einer Nummerierung anonymisiert. Für das Auswählen und Kategorisieren der Modelle galt der Little-Index⁹⁴ als maßgebend. Little⁹⁴ klassifizierte den mandibulären Frontengstand in fünf Klassen. Er betrachtete den Kiefer von okklusal und vermaß alle oro-vestibulären Abstände der anatomischen Kontaktpunkte zweier benachbarter Frontzähne von Eckzahn zu Eckzahn (Abb. 9, Abb. 10 und Abb. 11). Die Summe der Abstände in Millimeter ergab gleichzeitig den Little-Index (*Irregularity-Index*). Die vertikalen Abweichungen wurden dabei außer Acht gelassen.



Abb. 9: Ausmessen der Kontaktpunktdifferenzen mit einer fein-skalierten Schieblehre



Abb. 10: Parallele Lage der Schieblehre zur Okklusionsebene



Abb. 11: Horizontale Differenzen der anatomischen Kontaktpunkte [mm]



Abb. 12: Sägemodell im Accu Trac

Ein in der Front ideal ausgeformter Zahnbogen besitzt keine Differenz zwischen den anatomischen Kontaktpunkten der Frontzähne und wird mit dem Index 0 versehen. Ein leichter Frontengstand mit einer Summe von 1-3 mm Kontaktpunktdifferenz entspricht einer minimalen Fehlstellung. 4-6 mm Kontaktpunktdifferenz entsprechen einer moderaten Fehlstellung. 7-9 mm Kontaktpunktdifferenz bzw. Differenzen von über 10 mm werden als schwerwiegende und sehr schwerwiegende Fehlstellungen bezeichnet. Die nachfolgende Tabelle 2 gibt eine Übersicht über Littles Klassifikation und der für diese Studie ausgesuchten Modelle. Jeweils zehn Modelle hatten eine leichte, eine moderate und eine schwerwiegende Fehlstellung. Darunter befanden sich stets fünf Oberkiefermodelle (OK) und fünf Unterkiefermodelle (UK).

Tabelle 2: Einteilung der Fehlstellungsklassen nach Little und Anzahl der ausgesuchten Modelle

| Little-Index ⁹⁴ | Fehlstellungsklasse | Anzahl der ausgesuchten Modelle |
|----------------------------|------------------------------------|---------------------------------|
| 0 | <i>Perfect alignment</i> | - |
| 1 – 3 | <i>Minimal irregularity (min)</i> | 10, davon 5 OK und 5 UK |
| 4 – 6 | <i>Moderate irregularity (mod)</i> | 10, davon 5 OK und 5 UK |
| 7 – 9 | <i>Severe irregularity (sev)</i> | 10, davon 5 OK und 5 UK |
| 10 | <i>Very severe irregularity</i> | - |

Der Little-Index⁹⁴ ist der Summe der gemessenen Kontaktpunktdifferenzen [mm] gleichgesetzt.

Die archivierten Modelle wurden zunächst mittels Alginat und Abformlöffeln (*Fa. Henry Schein*) dupliert und in *Accu Tracs* (*Fa. Coltene/Whaledent*) in Hartgips gegossen (Abb. 12). *Accu Tracs* sind Präzisionstrays für Sägemodelle, bestehend aus einem Acrylglasrahmen und zwei Kunststoff-Riegelarmen. Anschließend wurden Sägemodelle mit einzeln herausnehmbaren Stümpfen hergestellt.

3.1.2 Auswahl der Brackets

Die verwendeten Edelstahl-Brackets stammten aus der Serie *discovery® Brackets, System Roth 18* (H x T = 0,46x0,76 mm/18x30), der Firma *Dentaurum*. Diese Brackets gehören zu der Kategorie der *Straight-Wire-Brackets*. Dabei wird der Bogen in die Brackets ungebogen (engl. *straight*) einligiert. Die Bewegungsimpulse, welche für jeden Zahn individuell definiert sind, sind im Bracket gespeichert. Durch Variation der Dicke der Bracketstämme und die unterschiedliche Positionierung des Slots wird die initiierte Bewegung codiert. Folglich ist nicht die Biegung und Verdrehung des Bogens (*Edgewise-Technik*), sondern die Positionierung der Brackets maßgebend für die tatsächlich durchgeführte Bewegung des Zahnes.

Die Brackets wurden nach dem Verfahren der direkten Klebetechnik mit lichthärtendem Kunststoff (*Transbond™ LR, 3M Unitek*) und UV-Licht-Bestrahlung auf den Gipszähnen adhäsiv befestigt. Dabei wurden die Frontzähne und Prämolaren der Modelle mit Brackets versehen. Auf den ersten Molaren wurden die Bögen für die Messungen adhäsiv befestigt. Der Bracketslot wurde senkrecht zur Zahnachse und zum anatomischen Äquator des Zahnes, unter Einhaltung der in Tabelle 3 aufgelisteten Abstände zur Inzisalkante bzw. zur vestibulären Höckerspitze, positioniert und das Bracket befestigt.

Tabelle 3: Lage des Slotbodens differenziert nach dem Kiefer und dem Zahn

| | OK | | | | | UK | | | | |
|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| Zahn | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 41 | 42 | 43 | 44 | 45 |
| d | 4,5 | 4,0 | 4,5 | 4,0 | 3,5 | 4,0 | 4,0 | 4,5 | 4,0 | 3,5 |

d = Abstand des Slotbodens zur Inzisalkante/ -spitze bzw. Okklusalfäche [mm]

3.1.3 Auswahl der Bögen und Ligaturen

Die folgenden Bögen wurden untersucht:

1) 14er Nitinol Classic, OrthoForm III Ovoid, 3m Unitek™

(runder Querschnitt, unterschiedliche Bögen für den OK und den UK)

2) 16er TMA®, Broad Arch, Ormco

(runder Querschnitt, unterschiedliche Bögen für den OK und den UK)

3) 16er Supercable, Speed System™ Orthodontics

(runder Querschnitt, siebenfach verseilt)

4) 14er Gummetal®, Archwire, Rocky Mountain Morita Corporation

(runder Querschnitt, unterschiedliche Bögen für den OK und den UK)

Zum Einligieren der Bögen wurden elastische Ligaturen (*Alastics, Smile Dental, Düsseldorf*) verwendet.

3.1.4 Silikonschlüssel

Silikonschlüssel sind partielle Silikonabdrücke der Modelle und wurden zur Stabilisierung der Sägemodelle hergestellt. Mittels Doppelmischtechnik mit einem knetbaren Silikon und einem leicht fließenden Silikon (*Provil® novo Putty soft fast set* und *Light fast set, Heraeus*) wurden die Sägemodelle von lingual und vestibulär partiell abgeformt. Die Silikonschlüssel gewährleisteten die stabile Positionierung aller Zahnstümpfe im Sägemodell während der Messungen (Abb. 13).

3.2 Methode

3.2.1 Ausrichtungskonstruktion

Die Messungen der Kräfte und Drehmomente erfolgte mit einem dafür geeigneten Sensor (s. Kapitel Kraft-Moment-Sensor auf S. 50). Dafür musste der Sensor für die Messung die Position des Zahnes im Zahnbogen einnehmen. Somit war der Sensor denselben Kräften und Drehmomenten ausgesetzt wie der jeweilige Zahn während der kieferorthopädischen Behandlung. Für jeden zu vermessenen Zahn wurde ein Sensoradapter mit entsprechendem Bracket versehen. Es galt die exakt gleiche räumliche Ausrichtung und Lage der beiden Brackets am Zahn im Zahnbogen und am Sensoradapter zu realisieren. Dafür mussten eine dreidimensionale Bewegung und eine freie Rotation des Kiefermodells im Raum möglich sein, wobei seine Position für die Messung fixierbar sein sollte.

3.2.2 Arretierungsplatte

Als Verbindung zwischen dem Modell und der Ausrichtungsvorrichtung diente eine Arretierungsplatte, die in der nachfolgenden Abb. 13 dargestellt ist.

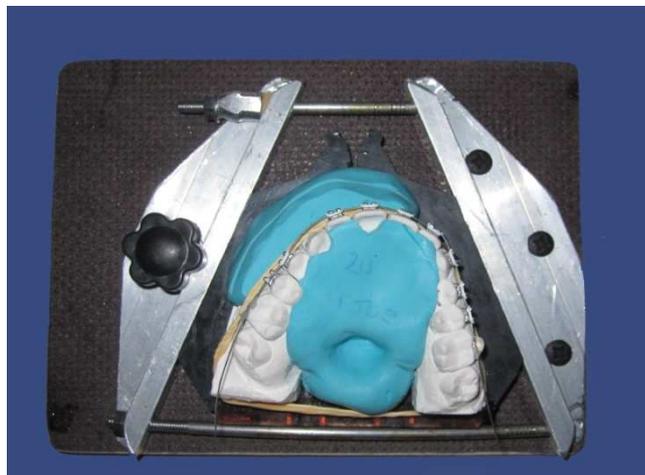


Abb. 13: Arretierungsplatte als Träger des Modells

Auf der Arretierungsplatte konnte ein Sägemodell im *Accu Trac* zwischen zwei Begrenzungsschienen eingespannt werden (Abb. 13).

Auf der Unterseite der Platte wurde ein $\frac{1}{4}$ -Zoll-Innengewinde eingeklebt. Dieses Innengewinde diente als Verbindungselement zwischen der Arretierungsplatte und dem Stativkopf mit Kugelgelenk (*Magic Ball®*, *Novoflex*), welcher auf einem Messtisch (Fa. *Owis*) montiert war (Abb. 14).

Der Verbund der Arretierungsplatte mit dem Stativkopf ermöglichte eine dreidimensionale Rotation des Modells. Als nächstes musste die dreidimensionale Bewegung des Modells im Raum gewährleistet werden (Abb. 15).

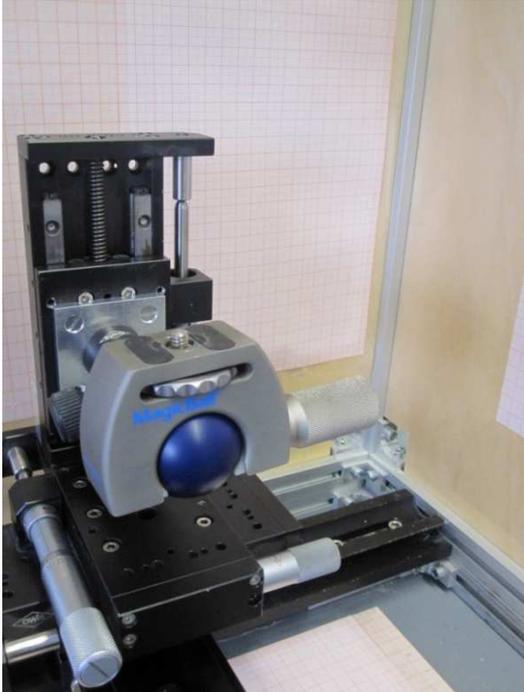


Abb. 14: Kugelenk-Stativkopf und Messtisch auf Schienen



Abb. 15: Arretierungsplatte auf dem Stativkopf

3.2.3 Messtisch

Der in Abb. 16 dargestellte Messtisch besaß drei feinjustierbare Stellschrauben (Abb. 17), welche die Bewegung in den drei Ebenen des Raumes ermöglichten. Der Stellweg der Stellschrauben war auf 25 mm begrenzt und eine 360°-Drehung der Stellschraube bewirkte eine Positionsänderung von 0,25 mm entlang der entsprechenden Achse. Für größere horizontale Bewegungen dienten die Schienenreiter, welche mit Schrauben feststellbar waren. Für größere vertikale Bewegungen konnte der Tisch manuell mit Hilfe einer Feder nach unten ausgelenkt werden, um Kollisionen mit dem Sensor zu vermeiden.

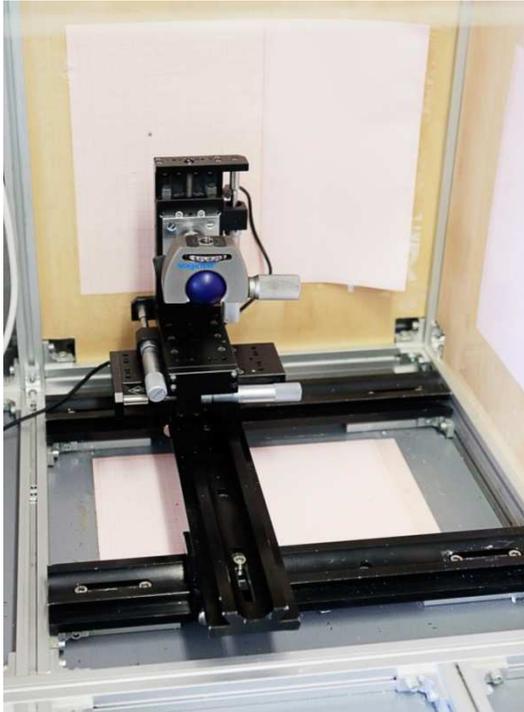


Abb. 16: Ausrichtungsapparatur

Messtisch mit Kugelgelenk auf Schienenreitern, im Hintergrund Millimeterpapier

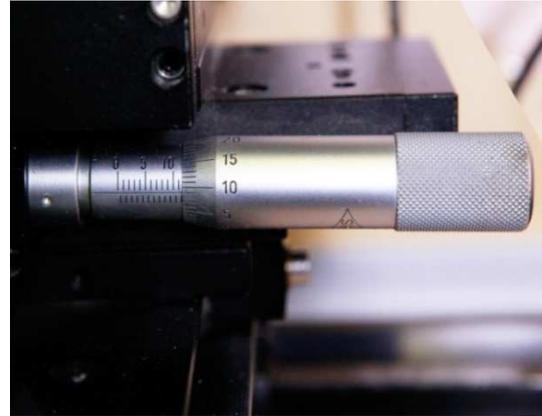


Abb. 17: Stellschraube des Messtisches

Eine Umdrehung entspricht einer Translation von 0,25 mm.

Als Resultat der Konstruktion waren sowohl grobe und feine Bewegungen des Modells entlang der drei Raumachsen x , y und z als auch dessen freie Rotation im Raum möglich. Dabei war jede Position für die Messungen fest arretierbar.

3.2.4 Ausrichtung der Modelle

Um die an einem Zahn gemessenen Kräfte und Drehmomente miteinander vergleichen zu können, wurde jedem Zahn ein eigenes rechtshändiges Koordinatensystem zugeordnet (Abb. 18 und Abb. 19). Das Koordinatensystem des Sensors musste sich exakt auf dieses Einzelzahn-Koordinatensystem projizieren.

Es erwies sich als geeignet, den zu vermessenen Zahn so auszurichten, dass die Zahnlängsachse genau der vertikalen z -Achse entsprach. Die x -Achse zeigte vom Mittelpunkt des Slotbodens parallel zum Boden nach vestibulär. Entsprechend den Regeln des rechtshändigen Koordinatensystems fügte sich die y -Achse ein (Abb. 18, Abb. 19). Übertragen auf den Bracketslot bedeutete dies, dass der Slot in der mesio-distalen Ausdehnung horizontal lag. Die den Slot oben und unten begrenzenden Flügelflächen waren ebenfalls horizontal zum Boden ausgerichtet.

Der Nullpunkt des Sensor-Koordinatensystems (Sensormesspunkt) wurde rechnergesteuert auf den Mittelpunkt des Slotbodens der Brackets transferiert. Die folgenden Abb. 18 und Abb. 19 veranschaulichen das Koordinatensystem des Zahnes 41.

Im UK (4. Quadrant) bewirkte eine positive Kraft F_y eine Mesialisierung der Zähne. Im OK (1. Quadrant) resultierte daraus eine Distalisierung der Zähne, da die Oberkiefermodelle aus praktischen Gründen, im Gegensatz zur klinischen Situation, auf dem Kopf standen.

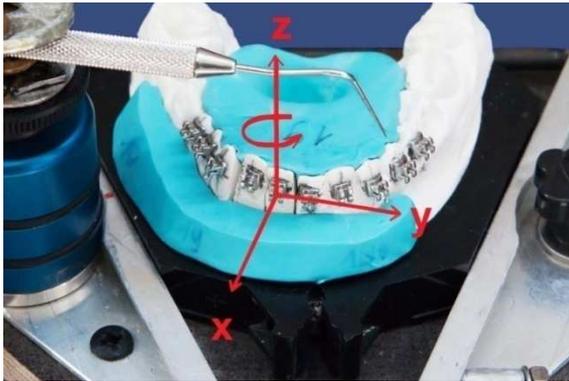


Abb. 18: vestibuläre Ansicht eines UK-Modells
Eingezeichnet ist das Koordinatensystem des Zahnes 41.

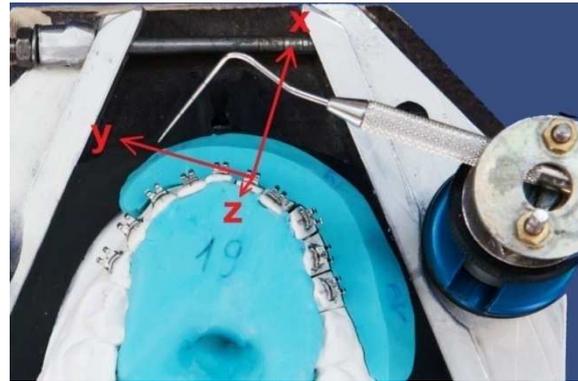


Abb. 19: okklusale Ansicht des UK-Modells
Eingezeichnet ist das Koordinatensystem des Zahnes 41.

Als optische Orientierungshilfe bei der Ausrichtung des Modells diente zum einen das im Hintergrund und auf dem Boden der Messkammer angebrachte Millimeter-Papier, zum anderen der im rechten Winkel gebogene Bogendraht mit den Maßen 17 x 25 (Abb. 20 und Abb. 21). Bei 37 °C passte der Bogen 17 x 25 exakt in den Slot des Brackets (18 x 30). Durch Blickpunktwechsel ließ sich damit die gewünschte Ausrichtung des Zahnes erzielen und Parallaxenfehler konnten weitestmöglich minimiert werden.



Abb. 20: Messkreuz: Bogen im 90°-Winkel (17 x 25er Bogen) als Ausrichtungshilfe



Abb. 21: 90°-Winkels des Bogendrahts

3.2.5 Sonde

Nach dem Ausrichten des Modells mittels Kugelgelenk und Fixierung der gewünschten Position des Zahnes wurde die Spitze einer im Raum beweglichen und rotierbaren zahnärztlichen Sonde auf einen Referenzpunkt am Bracket ausgerichtet. Diese Ausrichtung ermöglichte die darauf folgende Positionierung des Sensoradapters in der gleichen Relation zur Sondenspitze (Abb. 22).

Um die dreidimensionale Beweglichkeit der Sonde zu ermöglichen, wurde ein kleiner Stativkopf mit eingebautem Kugelgelenk (*Stativkopf Ball 19, Fa. Novoflex*) auf der Arretierungsplatte angebracht. Auf das Gewinde des Stativkopfes wurde ein Innenzollgewinde aufgedreht. Unter Zuhilfenahme von zwei Aluminiumscheiben, zwei Schrauben und vier Muttern entstand eine Konstruktion, auf der die Sonde zum Liegen kam und verschiebbar war. Die Rotation des Kugelgelenks machte die Justierung der Sonde präziser und leichter zu handhaben (Abb. 20 und Abb. 22).



Abb. 22: Arretierungsplatte mit eingespanntem Modell und Sonde
rechts: Konstruktion für das Einstellen der Sonde

3.2.6 Roboterarm

Mit Hilfe des Roboters Rx 60 (*Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth*) (Abb. 25) konnte der Sensor für die Ausrichtung des Modells aus dem Arbeitsbereich entfernt und für die Messungen wieder in die Ausgangsposition bewegt werden. Der Roboterarm besitzt sechs Gelenke, um die sechs Bewegungsmöglichkeiten zu realisieren. Durch Eingabe von Gradzahlen oder metrischer Werte ist jede Bewegung und Positionierung des Roboterarms im Weltkoordinatensystem rechnergesteuert möglich.

3.2.7 Kraft-Moment-Sensor

Der eingesetzte 6-Achs-Kraft-Moment-Sensor (*Schunk GmbH & Co. KG, Lauffen/Neckar, Type FTS Nano 12, 1993*) misst drei Translationsfreiheitsgrade entlang der x-, y-, und z-Achsen (F_x, F_y und F_z) und drei Rotationsfreiheitsgrade um die drei Achsen (M_x, M_y und M_z)¹³⁷. Er besteht aus einem monolithischen Element mit drei Achsen, die im 120°-Winkel zueinander stehen. Entlang dieser Achsen sind paarweise Halbleiter-Dehnungsmessstreifen (DMS) angeordnet, welche die geringsten Verformungen registrieren. Durch Messung der Widerstandsänderungen an den DMS kann die einwirkende Dehnung berechnet werden.

Tabelle 4 gibt eine Übersicht über die Messbereiche und die Auflösungen der Sensors.

Tabelle 4: Messbereich und Auflösung des Sensors FTS Nano 12 für Kräfte und Drehmomente

| | Messbereich | Auflösung |
|------------------------------------|---------------|------------|
| Horizontale Kraft (F_x, F_y) | ± 12 N | 0,0125 N |
| Vertikale Kraft (F_z) | ± 12 N | 0,0250 N |
| Drehmomente (M_x, M_y, M_z) | ± 120 Nmm | 0,0625 Nmm |

Aus: Schunk, F; GmbH Lauffen/Neckar, Deutschland: Montage und Bedienungsanleitung für 6-Achs-Kraft-Moment-Sensor, Type FTS Nano 12 (1993)¹³⁷. N = Newton, Nmm = Newtonmillimeter.

Über eine Verstärkerbox, bestehend aus Verstärker und Multiplexer (Selektionsschaltung), gelangt das Signal zur Auswerteeinheit. Diese rechnet die gemessenen Widerstandsänderungen der DMS in die drei Kraftkomponenten F_x, F_y, F_z und die drei Drehmomentkomponenten M_x, M_y und M_z um und digitalisiert diese.

Das Programm *RMS Biomech (Robotic Measurement System)* wurde zur Aufzeichnung und zur grafischen Darstellung der Messwerte am Bildschirm verwendet.

Über eine magnetische Kupplung konnte der Kraft-Moment-Sensor auf einer metallischen Grundplatte am Roboterarm fixiert werden. Ein Lochkreis am Sensor diente als Matrize und entsprechende Vorwölbungen auf der Grundplatte am Roboterarm als Patrize, so dass eine rotationsfreie Reponierung des Sensors möglich war.

An den Sensor war ein Verbindungselement angebracht, welches ein Gewinde trug. Auf dieses Gewinde konnten die Sensoradapter für die Messungen aufgeschraubt werden (Abb. 23 und Abb. 24).

Zur Abschirmung des Sensors vor elektromagnetischer Strahlung, ausgehend von den sechs Motoren des Roboters, diente ein zwölf-lagiger Aluminiumfolienstreifen (Abb. 23). Zusätzlich wurde die Stromversorgung des Roboters zum Zeitpunkt der Messung unterbunden. Dadurch konnten die Störgrößen Strahlung und Vibration minimiert werden. In Abb. 24 ist der Sensornullpunkt und die Strecke von 37 mm gekennzeichnet, um die der Sensornullpunkt rechnergesteuert für die Messungen entlang des Sensoradapters transferiert wurde.

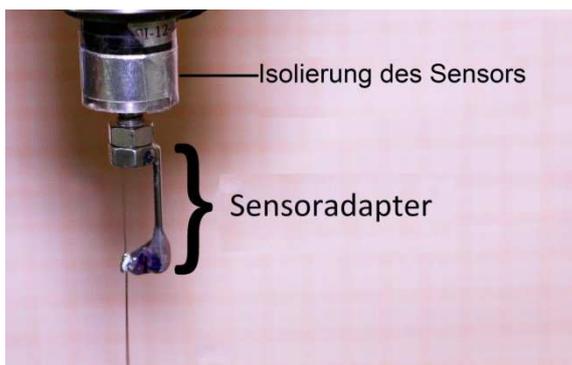


Abb. 23: Isolierung des Sensors und Ausrichtung des Sensoradapters

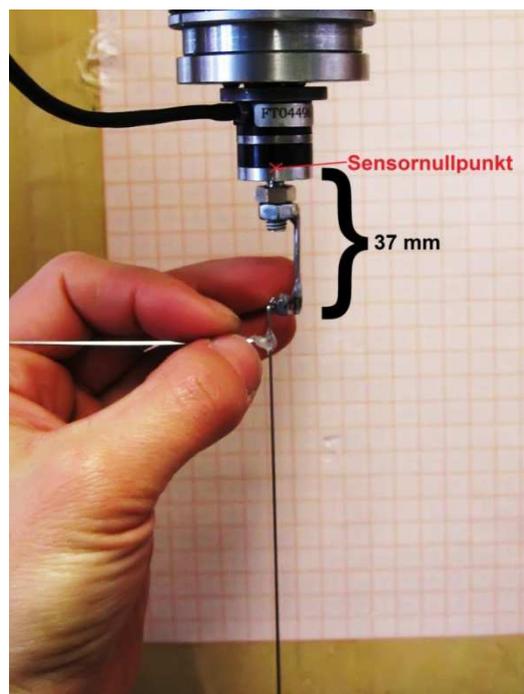


Abb. 24: Sensor und Sensoradapter

Der Sensornullpunkt wurde für die Messungen rechnergesteuert um 37 mm nach unten auf den Slotbodenmittelpunkt transferiert.

3.2.8 Sensoradapter

Bei den OK- und UK-Modellen sollten die Messungen am mittleren Schneidezahn (11 bzw. 41), am Eckzahn (13 bzw. 43) und am zweiten Prämolare (15 bzw. 45) auf der rechten Kieferseite durchgeführt werden.

Diese Zähne haben bei idealer Position in einem perfekt ausgeformten Zahnbogen eines eugnathen Kiefers unterschiedliche horizontale und vertikale Positionen, Angulationen und Rotationen der Kronen und Torques der Wurzeln. Aus diesem Grund existiert für jeden dieser Zähne beim *Straight-Wire-System* ein individuelles Bracket.

Für jeden der sechs vermessenen Zähne musste ein entsprechendes Bracket mit dem Sensor verbunden werden, um die Messungen damit durchführen zu können. Dies gelang durch das Anfertigen von sechs individuellen Sensoradapters für die Zähne 11, 13, 15, 41, 43 und 45 (Abb. 23 und Abb. 24).

Als geeignete Orientierung der Brackets auf dem Sensoradapter erwies sich die Platzierung des Slotbodenmittelpunkts in einem definierten vertikalen Abstand zum Sensornullpunkt (37 mm, beliebig gewählt, bei allen sechs Adaptern gleich). Darüberhinaus sollte

das Bracket so positioniert werden, dass der Slot und die ihn begrenzenden Flügelflächen horizontal verlaufen.

Die Sensoradapter bestanden aus einem Stück kieferorthopädischen Stegdrahtes und einer Mutter, welche im rechten Winkel miteinander verschweißt waren. Am Ende des Stegdrahtes wurde ein Kunststoffplateau angebracht. Auf diesem Kunststoffplateau wurde das Bracket in der oben beschriebenen Position mittels *Transbond™ LR (3M Unitek)* adhäsiv befestigt. Der Slotmittelpunkt lag in der Vertikalen des Mittelpunkts der Mutteröffnung und damit später senkrecht unterhalb des Sensornullpunkts.

3.2.9 Austausch des Zahnes gegen den Sensoradapter

Das Bracket des Sensoradapters musste für den Zeitpunkt der Messung die Bracketposition des zu vermessenen Zahnes einnehmen und der Bogen darin einligiert sein (Abb. 22). Nach dem Ausligieren des Bogens und Entfernen des Zahnstumpfes aus dem Gipsmodell positionierte der Roboterarm den Sensor mit Adapter in die Position des Zahnes. Mittels Stellschrauben wurde das Sensorbracket in der richtigen Lagebeziehung zur Sondenspitze positioniert. Der Bogen wurde in das Sensorbracket einligiert und die Messungen der Kräfte und Drehmomente vollzogen.

3.2.10 Messkammer

Die mit Styroporplatten isolierte Messkammer fasste ein Volumen von etwa 1 m^3 (Abb. 25). Die Kanten bestanden aus profilierten Aluminiumschienen und die Wände aus Plexiglas. Die vordere Wand war zweigeteilt, wobei der obere Anteil als Klappe fungierte und der untere Teil herausgenommen werden konnte, um die Einstellungen am Modell zu tätigen. Den Boden stellte ein Metalltisch dar. In der Kammer befanden sich der Roboterarm (*Rx 60 Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth*) mit Sensor (*Schunk GmbH & Co. KG, Lauffen/Neckar Type FTS Nano 12, 1993*), der Messtisch (*Owis*) mit Stativkopf (*Magic Ball®, Novoflex*) auf Schienen, zwei handelsübliche Heizungen mit jeweils 2000 W Leistung, ein handelsüblicher Ventilator, ein Temperatursensor und ein PID-Regler (engl. *proportional–integral–derivative controller*), der mit einer der beiden Heizungen rückgekoppelt war. Im Hintergrund sowie auf dem Bodenabschnitt unterhalb der Messvorrichtung war Millimeterpapier angebracht, welches als optisches Hilfsmittel bei der Ausrichtung der Modelle und der Sensoradapter diente.

Primäres Ziel war es mit Hilfe der Kammer eine konstante Temperatur von 37 °C zu erzeugen, um die Verhältnisse in der Mundhöhle zu simulieren.

Zum homogenen und schnellen Aufwärmen der gesamten Kammerluft wurden eine Heizung (2000 W) und ein Ventilator (40 W) verwendet.

Über einen Temperatursensor, der nahe am Modell positioniert war, wurde der aktuelle Ist-Wert gemessen, rechnergesteuert durch den PID-Regler mit dem Sollwert verglichen und eine Stellgröße definiert, die zum Einstellen des Sollwerts benötigt wurde. Durch diesen einfachen Regelkreis konnte die Temperatur durch die mit dem PID-Regler verbundene Heizung konstant bei 37 °C gehalten werden.

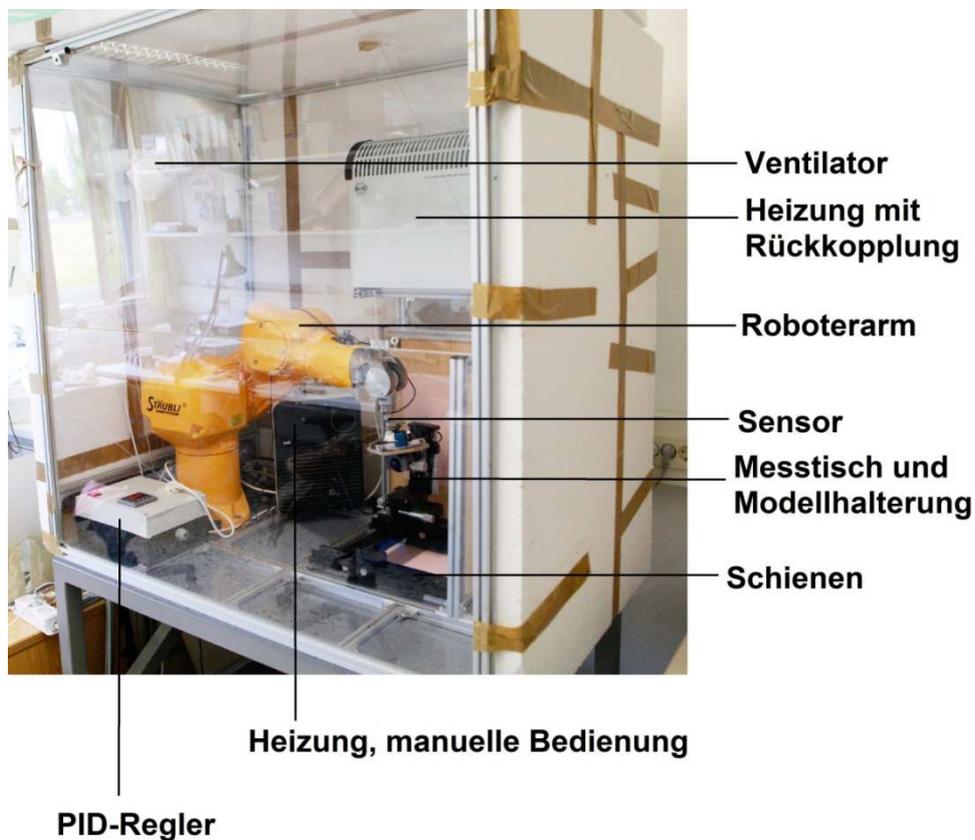


Abb. 25: Messkammer während der Aufwärmphase

3.2.11 Programme zur Datenerfassung und Datenauswertung

Mit *Python Scripter* wurde ein Messskript angelegt, welches über *RMS Biomech (Robotic Measurement System)* eine Befehlsabfolge an den Roboterarm sendete. Für die graphische Darstellung und das Aufzeichnen der Messwerte wurde ebenfalls das Programm *RMS Biomech* verwendet. Nach dem Zwischenspeichern als Textdatei wurden die Daten mittels *Microsoft Excel* und *IBM SPSS* ausgewertet.

3.2.12 Statistische Auswertung

Zunächst wurden alle zu untersuchenden Gruppen (1. und 4.-6. Fragestellung) mittels Kolmogorov-Smirnov-Test (K-S-Test) auf Normalverteilung untersucht. Nach Ausschluss einer Normalverteilung kamen im weiteren Verlauf der Arbeit nonparametrische Tests zur Anwendung, welche für unabhängige Stichproben ausgelegt sind.

Bei der Fragestellung dieser Arbeit interessiert vor allem der Vektorbetrag der Kräfte bzw. der Drehmomente. Deshalb wurden im Weiteren die Beträge der Messwerte untersucht. Die horizontalen Kräfte F_x und F_y wurden zu einer resultierenden horizontalen Kraft F_{res} zusammengefasst. F_{res} wurde ebenfalls allen statistischen Tests unterzogen.

Um festzustellen, ob die gemessenen Kräften und Drehmomenten der Bögen sich signifikant voneinander unterscheiden, wurde zunächst der Kruskal-Wallis-Test (K-W-Test) angewendet. Konnten innerhalb einer Gruppe signifikante Unterschiede im K-W-Test nachgewiesen werden, so erfolgte im Weiteren eine differenzierte Betrachtung mit dem Mann-Whitney-U-Test (M-W-U-Test), wobei ein paarweiser Vergleich der Messwerte der vier untersuchten Bogenmaterialien statt fand. Anschließend wurde bei allen Ergebnissen der Fragestellungen 1 bis 4 und 6 die Bonferroni-Korrektur durchgeführt. Da bei der Fragestellung 5 lediglich zwischen zwei Gruppen differenziert wurde, wurde hier nur der M-W-U-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf 5% gesetzt. p-Werte $\leq 0,05$ deuteten auf einen signifikanten Unterschied, p-Werte $\leq 0,01$ auf einen hoch signifikanten Unterschied und p-Werte $\leq 0,001$ auf einen höchst signifikanten Unterschied hin. Um stichprobengrößenabhängige p-Wert-Fehler zu vermeiden, wurden alle M-W-U-Test-Ergebnisse der Bonferroni-Korrektur unterzogen.

Das Studiendesign (Studiennummer 5240) wurde von der Ethikkommission der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf geprüft und genehmigt.

4 Ergebnisse

Der K-S-Test auf Normalverteilung führte zu folgenden Ergebnissen. In der Fragestellung 1 waren 21,4% der Messwerte normalverteilt, in der Fragestellung 4 waren es 89,3%, in der Fragestellung 5 67,9% und in der Fragestellung 6 86,9%. Bei den Fragestellungen 2 und 3 betrug die Stichprobengröße $n = 5$, womit eine Normalverteilung für diese Stichprobengruppen ausgeschlossen werden konnte⁵¹. Insgesamt waren in den Fragestellungen 1, 4, 5 und 6 76,2% der Messwerte normalverteilt. 23,8% der Messwerte waren nicht normalverteilt. Um eine homogene statistische Auswertung aller Fragestellungen zu gewährleisten, wurde eine Normalverteilung ausgeschlossen und es wurde auf nichtparametrische statistische Tests zurückgegriffen, darunter auf den Kruskal-Wallis-Test und den Mann-Whitney-U-Test mit anschließender Bonferroni-Korrektur.

4.1 Fragestellung 1

Wie hoch sind die mittleren orthodontischen Kräfte und Drehmomente der untersuchten Nivellierungsbögen und liegen diese Kraftsysteme im biologisch akzeptablen Bereich?

Zunächst erfolgte eine Gegenüberstellung der Mittelwerte M und Standardabweichungen SD der gemessenen Größen $|F_x|$, $|F_y|$, F_{res} , $|F_z|$, $|M_x|$, $|M_y|$, $|M_z|$ der vier untersuchten Bögen. Die Stichprobengröße lag für Cab bei $n = 90$, für Gum bei $n = 87$, für Nit bei $n = 83$ und für TMA bei $n = 81$. Die Anzahl aller gültigen Stichproben betrug $n = 341$.

4.1.1 Kräfte

In Tabelle 5 sind die ermittelten M und SD , die Minima (Min.) und Maxima (Max.) sowie die Stichprobengröße n für $|F_x|$, $|F_y|$, F_{res} und $|F_z|$ von Cab, Gum, Nit und TMA dargestellt.

Tabelle 5: Deskriptive Statistik der Kräfte

| Kraft | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|-----------|-------|-------|-------|-------|-------|----|
| $ F_x $ | Cab | 0,466 | 0,441 | 0,013 | 2,908 | 90 |
| | Gum | 0,874 | 0,790 | 0,003 | 3,554 | 87 |
| | Nit | 0,893 | 0,777 | 0,005 | 3,396 | 83 |
| | TMA | 1,082 | 0,899 | 0,019 | 3,682 | 81 |
| $ F_y $ | Cab | 0,256 | 0,312 | 0,001 | 1,948 | 90 |
| | Gum | 0,264 | 0,307 | 0,008 | 1,474 | 87 |
| | Nit | 0,285 | 0,270 | 0,011 | 1,557 | 83 |
| | TMA | 0,425 | 0,367 | 0,009 | 1,673 | 81 |
| F_{res} | Cab | 0,574 | 0,495 | 0,054 | 3,217 | 90 |
| | Gum | 0,948 | 0,808 | 0,110 | 3,688 | 87 |
| | Nit | 0,983 | 0,767 | 0,055 | 3,402 | 83 |
| | TMA | 1,251 | 0,852 | 0,037 | 3,766 | 81 |
| $ F_z $ | Cab | 0,386 | 0,589 | 0,004 | 3,215 | 90 |
| | Gum | 0,821 | 0,968 | 0,003 | 5,470 | 87 |
| | Nit | 0,906 | 0,913 | 0,020 | 3,935 | 83 |
| | TMA | 1,463 | 1,525 | 0,006 | 7,073 | 81 |

M , SD , Min., Max. und n für die horizontalen Kräfte $|F_x|$, $|F_y|$, F_{res} und die vertikale Kraft $|F_z|$ [N] von Cab, Gum, Nit und TMA. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer, alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne.

Die kleinsten M der Kräfte ergeben sich für Cab und liegen zwischen 0,256 N für $|F_y|$ und 0,574 N für die resultierende horizontale Kraft F_{res} . Die größten M der Kräfte sind bei TMA zu verzeichnen und liegen zwischen 0,425 N für $|F_y|$ und 1,463 N für $|F_z|$. Die M der Kräfte von Gum und Nit liegen stets zwischen denen von Cab und TMA. Für Gum ergeben sich Werte zwischen 0,264 N für $|F_y|$ und 0,948 N für F_{res} . Nit initiiert mittlere Kräfte zwischen 0,285 N für $|F_y|$ und 0,983 N für F_{res} und liegt damit nur knapp über den M von Gum. Der kleinste gemessene Wert beträgt 0,001 N (Cab, $|F_y|$), der größte gemessene Wert beträgt 7,073 N (TMA, $|F_z|$). Zu verzeichnen ist an dieser Stelle, dass die Werte für $|F_y|$ für alle Drähte im Vergleich zu den anderen drei Kräften konstant klein ausfallen.

Die folgende Abb. 26 stellt die M und SD der Kräfte $|F_x|$, $|F_y|$, F_{res} und $|F_z|$ gegenüber und zeigt signifikante Unterschiede zwischen den Bögen auf.

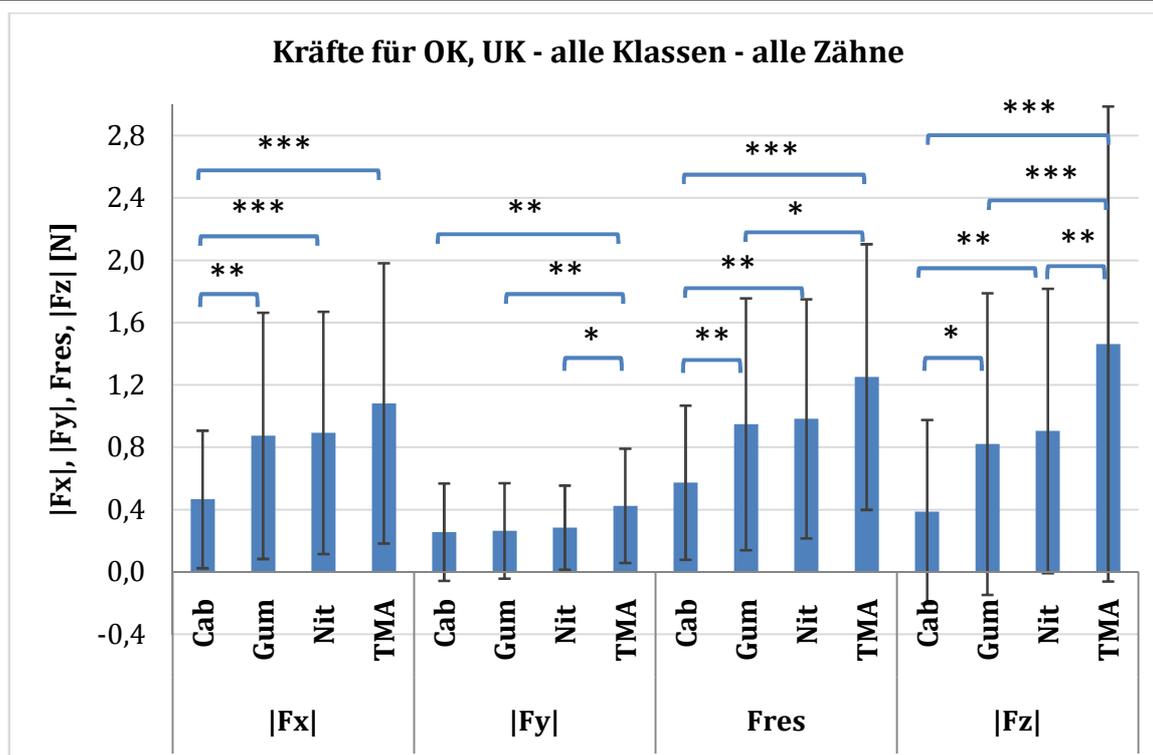


Abb. 26: Kräfte für OK, UK - alle Klassen - alle Zähne

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_x|$, $|F_y|$, F_{res} und $|F_z|$ von Cab ($n = 90$), Gum ($n = 87$), Nit ($n = 83$) und TMA ($n = 81$). $|F_x|$: Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,002$), Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,001$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$). $|F_y|$: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,003$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,006$), Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,029$). F_{res} : Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,005$), Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,002$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,050$). $|F_z|$: Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,035$), Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,007$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,004$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer, alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne. $|F_x|$, $|F_y|$, F_{res} : Beträge der horizontalen Kräfte [N], $|F_z|$: Betrag der vertikalen Kraft [N].

Bei der direkten Gegenüberstellung der Kräfte ist zu erkennen, dass die M von $|F_y|$ deutlich kleiner ausfallen als die M von $|F_x|$, F_{res} und $|F_z|$. Dagegen weichen die M dieser drei Kräfte nicht wesentlich von einander ab.

Cab und TMA unterscheiden sich bei den Kräften hoch bis höchst signifikant voneinander. Cab unterscheidet sich auch signifikant bis höchst signifikant von Gum bzw. Nit für $|F_x|$, F_{res} und $|F_z|$. Gum unterscheidet sich von TMA für F_{res} signifikant, für $|F_y|$ hoch signifikant und für $|F_z|$ höchst signifikant. Nit unterscheidet sich signifikant bis hoch signifikant von TMA und hoch bis höchst signifikant von Cab. Gum und Nit unterscheiden sich bei den Kräften nicht signifikant von einander, aber die M von Gum sind stets etwas kleiner als die M von Nit. Die p -Werte sind unter der Abb. 26 zu finden.

4.1.2 Drehmomente

Die folgende Tabelle 6 gibt die M und SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n der vier unterschiedlichen Bögen für das jeweilige Drehmoment wieder.

Tabelle 6: Deskriptive Statistik der Drehmomente

| Drehmoment | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|-------|-------|-------|-------|--------|----|
| $ M_x $ | Cab | 1,032 | 1,022 | 0,001 | 5,580 | 90 |
| | Gum | 2,168 | 2,423 | 0,031 | 12,748 | 87 |
| | Nit | 2,679 | 2,977 | 0,011 | 13,938 | 83 |
| | TMA | 3,553 | 3,582 | 0,000 | 14,974 | 81 |
| $ M_y $ | Cab | 0,715 | 0,696 | 0,000 | 3,191 | 90 |
| | Gum | 1,388 | 1,566 | 0,001 | 9,675 | 87 |
| | Nit | 1,672 | 1,595 | 0,000 | 7,094 | 83 |
| | TMA | 2,382 | 2,497 | 0,021 | 11,515 | 81 |
| $ M_z $ | Cab | 1,530 | 1,269 | 0,018 | 5,282 | 90 |
| | Gum | 2,756 | 1,821 | 0,052 | 7,610 | 87 |
| | Nit | 2,733 | 1,901 | 0,034 | 9,363 | 83 |
| | TMA | 3,731 | 2,439 | 0,069 | 12,740 | 81 |

M , SD , Min., Max. und n für die Drehmomente $|M_x|$, $|M_y|$ und $|M_z|$ [Nmm] von Cab, Gum, Nit und TMA. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer, alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne.

Auch hier liegt Cab mit Werten zwischen $0,715 \text{ Nmm} \pm 0,696 \text{ Nmm}$ und $1,530 \text{ Nmm} \pm 1,269 \text{ Nmm}$ deutlich unter den M der anderen Bögen. Für TMA ergeben sich die größten Werte, die zwischen $2,382 \text{ Nmm} \pm 2,497 \text{ Nmm}$ und $3,731 \text{ Nmm} \pm 2,439 \text{ Nmm}$ liegen. Die Mittelwerte von Gum und Nit liegen auch hier nahe beieinander, wobei Gum Werte zwischen $1,388 \text{ Nmm} \pm 1,566 \text{ Nmm}$ und $2,756 \text{ Nmm} \pm 1,821 \text{ Nmm}$ und Nit Werte zwischen $1,672 \text{ Nmm} \pm 1,595 \text{ Nmm}$ und $2,733 \text{ Nmm} \pm 1,901 \text{ Nmm}$ einnehmen. Die gemessenen Drehmomente liegen zwischen 0 Nmm ($|M_y|$, Cab, Nit; $|M_x|$, TMA) und $14,974 \text{ Nmm}$ ($|M_x|$, TMA).

In Abb. 27 sind die M und SD der drei Drehmomente $|M_x|$, $|M_y|$ und $|M_z|$ sowie die signifikanten Unterschiede der vier Bögen einander gegenübergestellt.

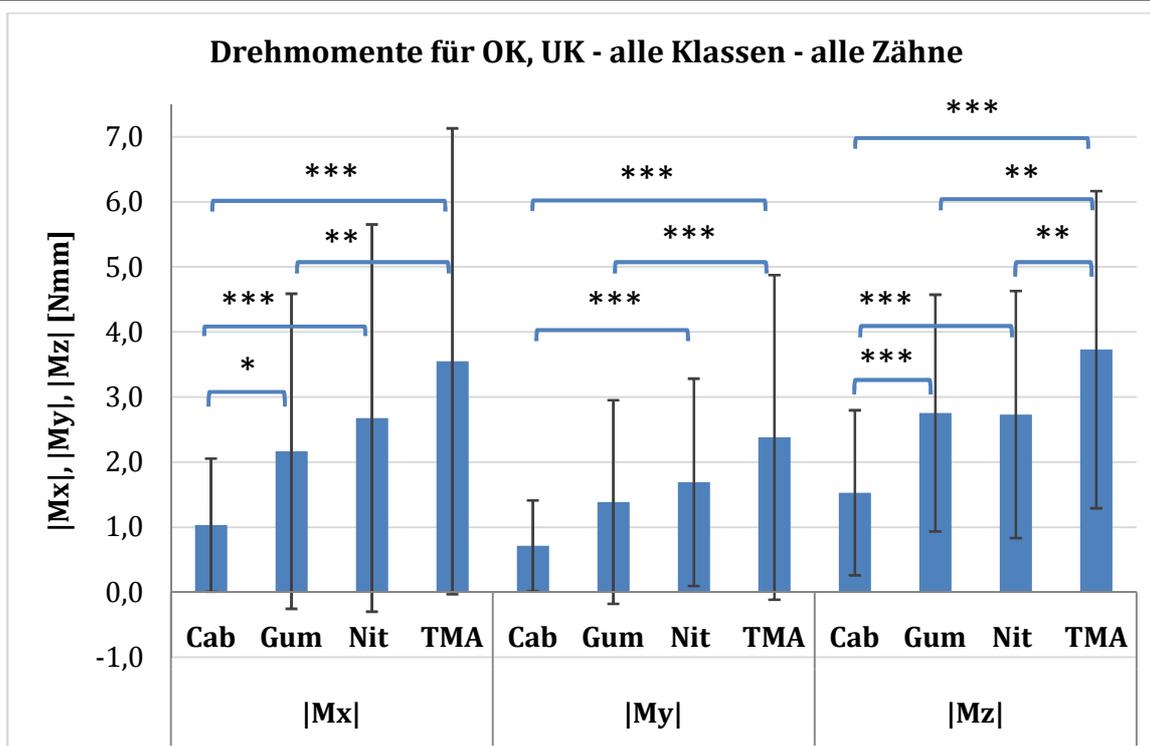


Abb. 27: Drehmomente für OK, UK - alle Klassen - alle Zähne

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_x|$, $|M_y|$ und $|M_z|$ von Cab ($n = 90$), Gum ($n = 87$), Nit ($n = 83$) und TMA ($n = 81$). $|M_x|$: Cab ↔ Gum ($p = 0,027$), Cab ↔ Nit ($p = 0,000$), Cab ↔ TMA ($p = 0,000$), Gum ↔ TMA ($p = 0,005$). $|M_y|$: Cab ↔ Nit ($p = 0,001$), Cab ↔ TMA ($p = 0,000$), Gum ↔ TMA ($p = 0,001$). $|M_z|$: Cab ↔ Gum ($p = 0,000$), Cab ↔ Nit ($p = 0,000$), Cab ↔ TMA ($p = 0,000$), Gum ↔ TMA ($p = 0,005$), Nit ↔ TMA ($p = 0,005$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer, alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne. $|M_x|$, $|M_y|$, $|M_z|$: Beträge der Drehmomente [Nmm].

Auch hier ergibt sich für die Drehmomente um die y -Achse, d.h. für die torquierenden Momente, stets ein geringerer M als für die Drehmomente um die x - und z -Achse. Die M von $|M_x|$ und $|M_z|$ liegen etwa in einem Bereich.

Cab unterscheidet sich für alle drei Drehmomente höchst signifikant von Nit und TMA.

Gegenüber Gum zeigt Cab einen signifikanten ($|M_x|$) bis höchst signifikanten ($|M_z|$) Unterschied. Gum unterscheidet sich hoch bis höchst signifikant von TMA.

Nit unterscheidet sich höchst signifikant von Cab und hoch signifikant von TMA. Die p -Werte sind unter der Abb. 27 zu finden.

Die Beurteilung, ob die gemessenen M der Kräfte und Drehmomente im biologisch akzeptablen Bereich liegen, findet in dem Kapitel Diskussion (5.1.4, S, 115) statt.

4.2 Fragestellung 2

Können zwischen den Kraftsystemen der vier Bögen signifikante Unterschiede verzeichnet werden?

Die Messwerte wurden zunächst in 18 Entitätsklassen eingeteilt. Dabei wurde nach dem Zahn, dem Kiefer und der Fehlstellungsklasse differenziert. Innerhalb dieser Entitätsklassen wurde mit dem K-W-Test nach signifikanten Unterschieden zwischen den Kräften $|F_x|$, $|F_y|$, F_{res} und $|F_z|$ und den Drehmomenten $|M_x|$, $|M_y|$ und $|M_z|$ der vier getesteten Bögen gesucht. Die maximale Stichprobengröße in jeder Entitätsklasse für jeden der vier Bögen lag bei $n = 5$. Eine Übersicht der Entitätsklassen ist in Abb. 28 zusammengefasst.

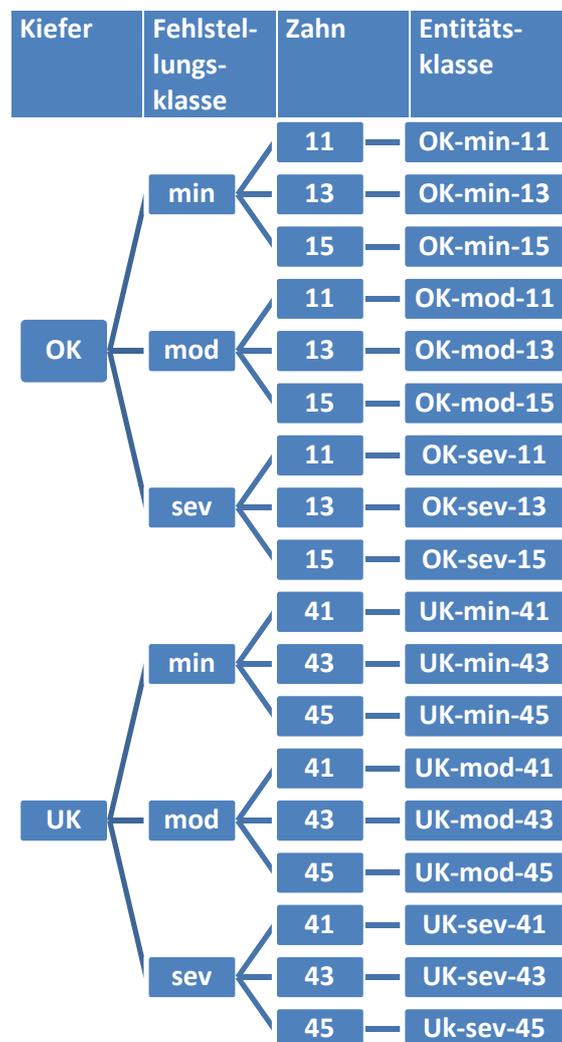


Abb. 28: Entitätsklassen

Einteilung der Messwerte in 18 Entitätsklassen, die auf signifikante Unterschiede untersucht wurden. Die Differenzierung erfolgte nach dem Kiefer, der Fehlstellungsklasse und dem Zahn.

Der K-W-Test zeigte in den 18 Entitätsklassen bei 10 von 72 Kräften und bei 9 von 54 Drehmomenten signifikante Unterschiede zwischen den Bögen auf.

Bei diesen Kräften und Drehmomenten wurden die vier Bogenmaterialien mittels M-W-U-Test einem paarweisen Vergleich unterzogen und die Ergebnisse anschließend mit dem Bonferroni-Test korrigiert.

In den folgenden Tabellen 7 bis 16 und den Abb. 29 bis 38 sind die Entitätsklassen aufgeführt, bei denen signifikante Unterschiede zwischen den Bögen vorlagen. Die Tabellen beinhalten die deskriptive Analyse mit M , SD , Min., Max. und Anzahl der Stichproben n für die entsprechende Kraft oder das entsprechende Drehmoment. Die angeschlossenen Diagramme zeigen zusätzlich die signifikanten Unterschiede zwischen den Bögen auf.

Tabelle 7: Deskriptive Statistik von $|M_x|$ der Entitätsklasse OK - min - 11

| Drehmoment | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|------------|-------|-------|-------|-------|-----|
| $ M_x $ | Cab | 0,408 | 0,437 | 0,007 | 1,059 | 5 |
| | Gum | 0,671 | 0,421 | 0,228 | 1,205 | 5 |
| | Nit | 2,389 | 1,057 | 1,106 | 3,356 | 5 |
| | TMA | 1,434 | 0,982 | 0,000 | 2,575 | 5 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_x|$ [Nmm].

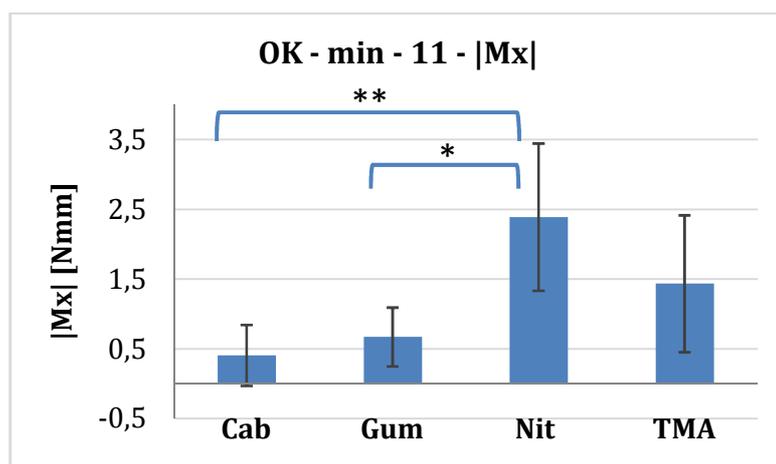


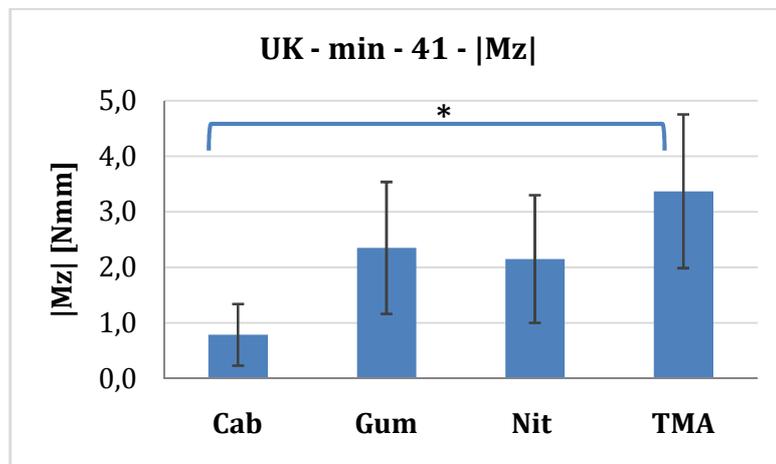
Abb. 29: Entitätsklasse OK - min - 11, $|M_x|$

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_x|$ [Nmm] der Entitätsklasse OK - min - 11 von Cab ($n = 5$), Gum ($n = 5$), Nit ($n = 5$) und TMA ($n = 5$). Es liegen signifikante Unterschiede zwischen den Bögen vor: Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,006$), Gum \leftrightarrow Nit ($p = 0,019$). * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied.

Tabelle 8: Deskriptive Statistik von $|M_z|$ der Entitätsklasse UK - min - 41

| Drehmoment | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|------------|-------|-------|-------|-------|---|
| $ M_z $ | Cab | 0,786 | 0,554 | 0,199 | 1,671 | 5 |
| | Gum | 2,351 | 1,187 | 0,246 | 3,090 | 5 |
| | Nit | 2,150 | 1,149 | 0,909 | 3,275 | 5 |
| | TMA | 3,369 | 1,382 | 1,258 | 4,909 | 5 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_z|$ [Nmm].

Abb. 30: Entitätsklasse UK - min - 41, $|M_z|$

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_z|$ [Nmm] der Entitätsklasse UK - min - 41 von Cab ($n = 5$), Gum ($n = 5$), Nit ($n = 5$) und TMA ($n = 5$). Es liegt ein signifikanter Unterschied zwischen den Bögen vor: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,012$). * = signifikanter Unterschied.

Tabelle 9: Deskriptive Statistik von $|F_y|$ der Entitätsklasse OK - mod - 11

| Kraft | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|------------|-------|-------|-------|-------|---|
| $ F_y $ | Cab | 0,238 | 0,137 | 0,001 | 0,344 | 5 |
| | Gum | 0,189 | 0,170 | 0,086 | 0,490 | 5 |
| | Nit | 0,231 | 0,116 | 0,112 | 0,373 | 5 |
| | TMA | 0,704 | 0,261 | 0,292 | 0,963 | 5 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_y|$ [N].

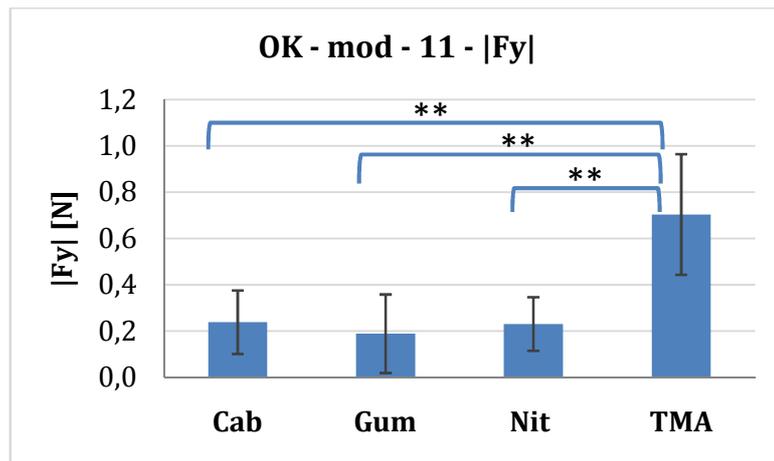


Abb. 31: Entitätsklasse OK - mod - 11, $|F_y|$

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_y|$ [N] der Entitätsklasse OK - mod - 11 von Cab ($n = 5$), Gum ($n = 5$), Nit ($n = 5$) und TMA ($n = 5$). Es liegen signifikante Unterschiede zwischen den Bögen vor: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,005$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,002$) und Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,004$). ** = hoch signifikanter Unterschied.

Tabelle 10: Deskriptive Statistik von $|M_z|$ der Entitätsklasse OK - mod - 11

| Drehmoment | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|-------|-------|-------|-------|-------|---|
| $ M_z $ | Cab | 1,070 | 0,985 | 0,018 | 2,659 | 5 |
| | Gum | 1,945 | 1,331 | 0,144 | 3,634 | 5 |
| | Nit | 3,392 | 2,057 | 1,335 | 6,750 | 5 |
| | TMA | 5,829 | 1,595 | 3,831 | 7,942 | 5 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_z|$ [Nmm].

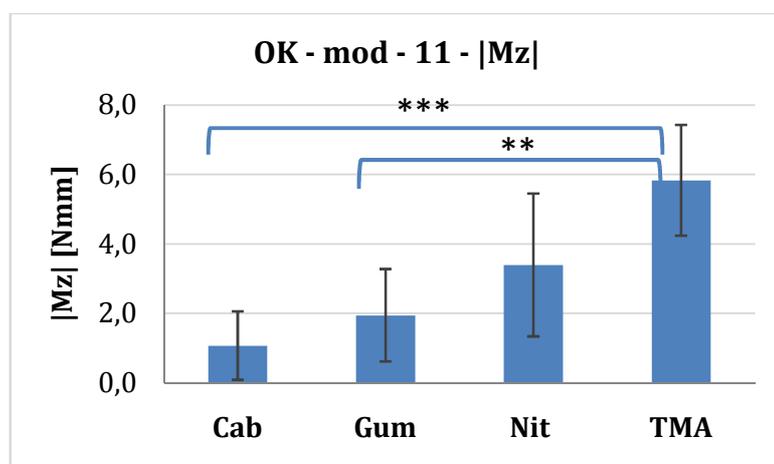


Abb. 32: Entitätsklasse OK - mod - 11, $|M_z|$

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_z|$ [Nmm] der Entitätsklasse OK - mod - 11 von Cab ($n = 5$), Gum ($n = 5$), Nit ($n = 5$) und TMA ($n = 5$). Es liegen signifikante Unterschiede zwischen den

Bögen vor: Cab <-> TMA ($p = 0,001$) und Gum <-> TMA ($p = 0,006$). ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 11: Deskriptive Statistik von $|M_y|$ der Entitätsklasse OK - mod - 15

| Drehmoment | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|-------|-------|-------|-------|-------|---|
| $ M_y $ | Cab | 0,440 | 0,466 | 0,024 | 1,076 | 5 |
| | Gum | 1,522 | 1,162 | 0,361 | 3,210 | 5 |
| | Nit | 1,772 | 0,752 | 1,280 | 3,076 | 5 |
| | TMA | 2,997 | 1,224 | 1,000 | 4,070 | 5 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_y|$ [Nmm].

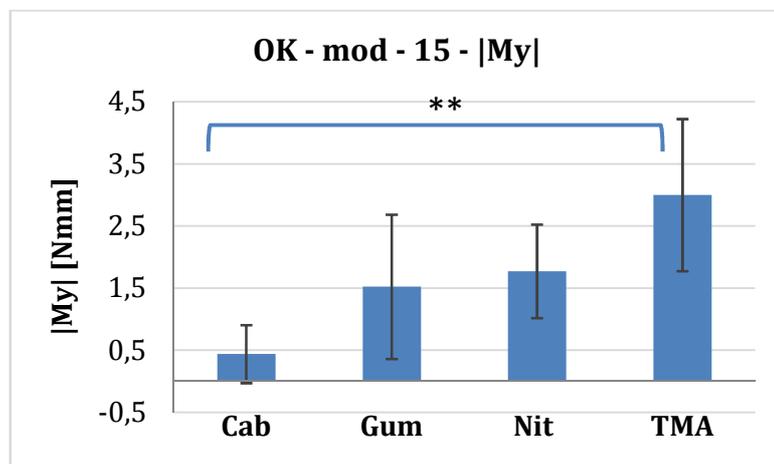


Abb. 33: Entitätsklasse OK - mod - 15, $|M_y|$

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_y|$ [Nmm] der Entitätsklasse OK - mod - 15 von Cab ($n = 5$), Gum ($n = 5$), Nit ($n = 5$) und TMA ($n = 5$). Es liegt ein signifikanter Unterschied zwischen den Bögen vor: Cab <-> TMA ($p = 0,004$). ** = hoch signifikanter Unterschied.

Tabelle 12: Deskriptive Statistik von $|F_z|$ der Entitätsklasse UK - mod - 43

| Kraft | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|-------|-------|-------|-------|-------|---|
| $ F_z $ | Cab | 0,290 | 0,342 | 0,075 | 0,889 | 5 |
| | Gum | 0,586 | 0,354 | 0,202 | 0,931 | 4 |
| | Nit | 0,394 | 0,530 | 0,045 | 1,184 | 4 |
| | TMA | 1,444 | 0,251 | 1,155 | 1,703 | 4 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_z|$ [N].

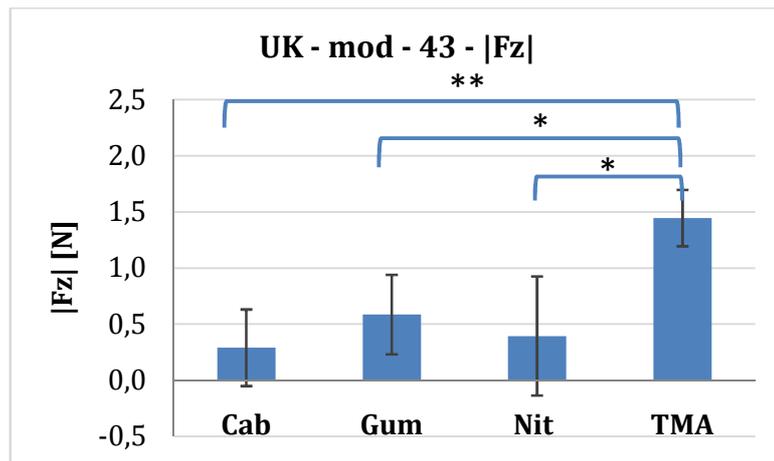


Abb. 34: Entitätsklasse UK - mod - 43, $|F_z|$

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_z|$ [N] der Entitätsklasse UK - mod - 43 von Cab ($n = 5$), Gum ($n = 4$), Nit ($n = 4$) und TMA ($n = 4$). Es liegen signifikante Unterschiede zwischen den Bögen vor: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,003$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,042$) und Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,011$). * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied.

Tabelle 13: Deskriptive Statistik von $|M_x|$ der Entitätsklasse UK - mod - 43

| Drehmoment | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|-------|-------|-------|-------|-------|---|
| $ M_x $ | Cab | 1,106 | 0,547 | 0,458 | 1,758 | 5 |
| | Gum | 1,763 | 1,076 | 0,700 | 2,828 | 4 |
| | Nit | 2,422 | 2,454 | 0,424 | 5,567 | 4 |
| | TMA | 5,798 | 2,500 | 3,651 | 9,116 | 4 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_x|$ [Nmm].

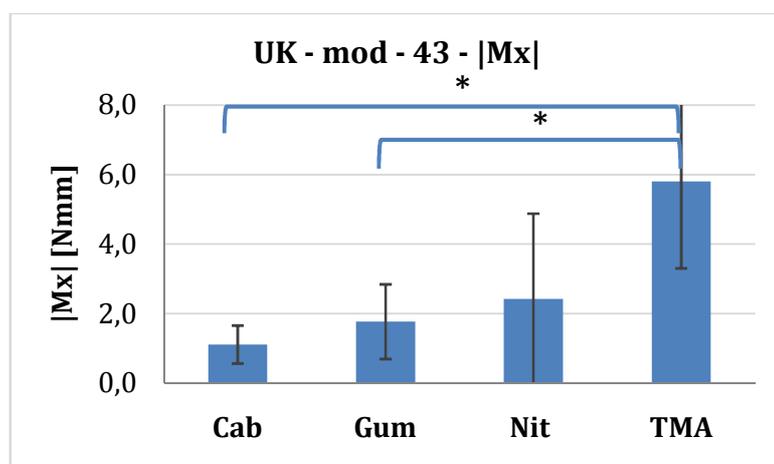


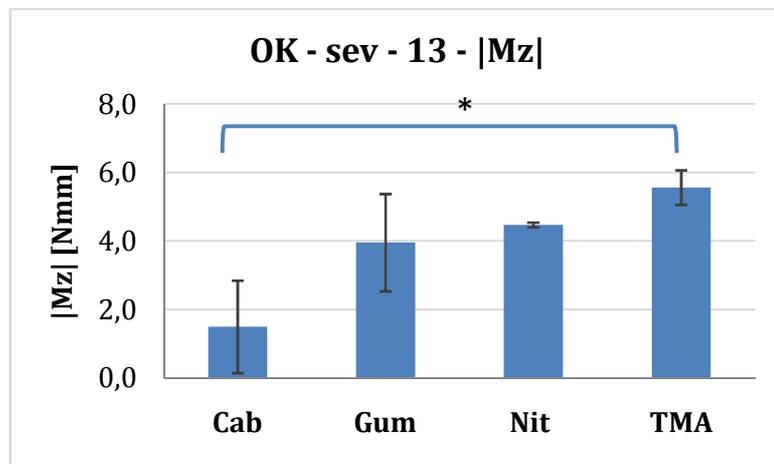
Abb. 35: Entitätsklasse UK - mod - 43, $|M_x|$

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_x|$ [Nmm] der Entitätsklasse UK - mod - 43 von Cab ($n = 5$), Gum ($n = 4$), Nit ($n = 4$) und TMA ($n = 4$). Es liegen signifikante Unterschiede zwischen den Bögen vor: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,011$) und Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,042$). * = signifikanter Unterschied.

Tabelle 14: Deskriptive Statistik von $|M_z|$ der Entitätsklasse OK - sev - 13

| Drehmoment | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|------------|-------|-------|-------|-------|---|
| $ M_z $ | Cab | 1,499 | 1,349 | 0,399 | 3,709 | 5 |
| | Gum | 3,954 | 1,421 | 2,376 | 5,817 | 4 |
| | Nit | 4,472 | 0,072 | 4,421 | 4,523 | 2 |
| | TMA | 5,563 | 0,503 | 5,207 | 5,919 | 2 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_z|$ [Nmm].

Abb. 36: Entitätsklasse OK - sev - 13, $|M_z|$

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_z|$ [Nmm] der Entitätsklasse OK - sev - 13 von Cab ($n = 5$), Gum ($n = 4$), Nit ($n = 2$) und TMA ($n = 2$). Es liegt ein signifikanter Unterschied zwischen den Bögen vor: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,020$). * = signifikanter Unterschied.

Tabelle 15: Deskriptive Statistik von $|F_x|$ der Entitätsklasse UK - sev - 43

| Kraft | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|------------|-------|-------|-------|-------|---|
| $ F_x $ | Cab | 0,336 | 0,148 | 0,087 | 0,441 | 5 |
| | Gum | 1,313 | 0,887 | 0,429 | 2,672 | 5 |
| | Nit | 0,891 | 0,492 | 0,411 | 1,570 | 4 |
| | TMA | 1,668 | 0,318 | 1,300 | 1,857 | 3 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_x|$ [N].

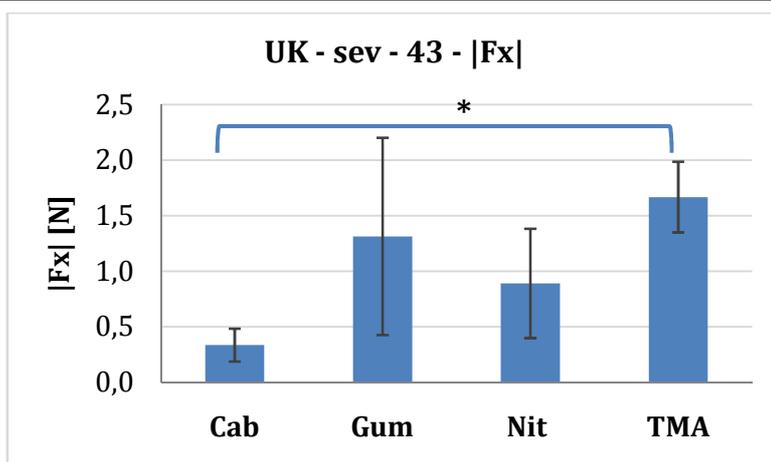


Abb. 37: Entitätsklasse UK - sev - 43, $|F_x|$

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_x|$ [N] der Entitätsklasse UK - sev - 43 von Cab ($n = 5$), Gum ($n = 5$), Nit ($n = 4$) und TMA ($n = 3$). Es liegt ein signifikanter Unterschied zwischen den Bögen vor: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,040$). * = signifikanter Unterschied.

Tabelle 16: Deskriptive Statistik von $|F_z|$ der Entitätsklasse UK - sev - 43

| Kraft | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|-------|-------|-------|-------|-------|---|
| $ F_z $ | Cab | 0,225 | 0,113 | 0,054 | 0,360 | 5 |
| | Gum | 0,799 | 0,725 | 0,218 | 1,952 | 5 |
| | Nit | 0,968 | 0,120 | 0,810 | 1,101 | 4 |
| | TMA | 2,436 | 1,231 | 1,559 | 3,843 | 3 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_z|$ [N].

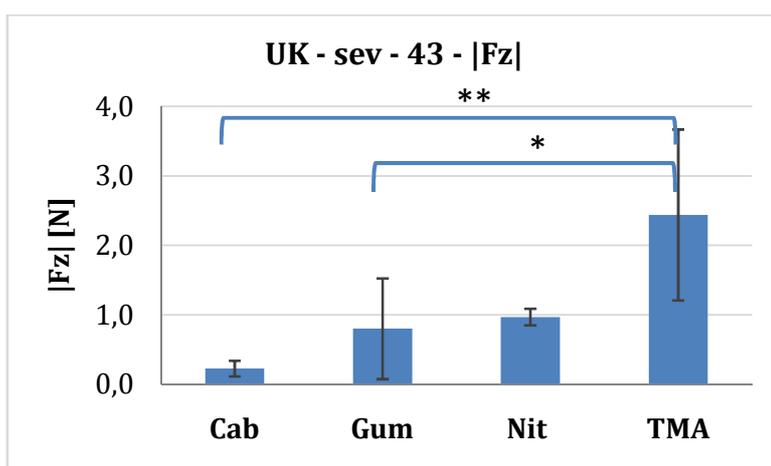


Abb. 38: Entitätsklasse UK - sev - 43, $|F_z|$

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_z|$ [N] der Entitätsklasse UK - sev - 43 von Cab ($n = 5$), Gum ($n = 5$), Nit ($n = 4$) und TMA ($n = 3$). Es liegen signifikante Unterschiede zwischen den Bögen vor: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,002$) und Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,022$). * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied.

Der M-W-U-Test und die Bonferroni-Korrektur zeigen für 10 von 19 Kräften und Drehmomenten signifikante Unterschiede zwischen den Bögen auf. In vier von zehn Fällen liegen signifikante Unterschiede zwischen den Bögen bei den Kräften, in sechs von zehn Fällen signifikante Unterschiede bei den Drehmomenten vor.

Dabei unterscheiden sich Cab und TMA in jedem Fall signifikant bis höchst signifikant voneinander ($0,001 \leq p\text{-Wert} \leq 0,040$). Zwischen Gum und TMA sind in fünf Fällen ($0,002 \leq p\text{-Wert} \leq 0,042$) und zwischen Nit und TMA in zwei Fällen ($p\text{-Werte: } 0,004; 0,011$) ein signifikanter bis hoch signifikanter Unterschied nachgewiesen. In jeweils einem Fall unterscheiden sich Nit und Cab hoch signifikant ($p\text{-Wert} = 0,006$) und Nit und Gum signifikant ($p\text{-Wert} = 0,019$) voneinander.

Zusammenfassend ist Folgendes zu bemerken: Wenn ein signifikanter Unterschied in einer Entitätsklasse für eine Kraft oder ein Drehmoment vorliegt, dann unterscheiden sich Cab und TMA in 100% dieser Fälle signifikant bis höchst signifikant voneinander.

Gum unterscheidet sich in 50% der Fälle und Nit unterscheidet sich in 20% der Fälle signifikant bis hoch signifikant von TMA. Gum unterscheidet sich in 10% signifikant von Nit und Nit unterscheidet sich wiederum in 10% hoch signifikant von Cab. Die p-Werte sind unter den Abb. 29 bis 38 zu finden.

4.3 Fragestellung 3

Initiiert das Gummetal niedrigere Kraftsysteme als konventionelle Nivellierungsbögen?

Um dies zu ermitteln, wurden alle Entitätsklassen aus der zweiten Fragestellung, in denen es signifikante Unterschiede gab, genauer betrachtet.

Die vier Bögen wurden in diesen Fällen untereinander anhand des M und des mittleren Ranges aus dem K-W-Test verglichen und nach aufsteigender Kraft resp. Drehmoment sortiert. Der Bogen mit den geringsten Kraftsystemen bekam einen Score von eins, der mit den größten Kraftsystemen einen Score von vier. Bögen mit den zweit- und drittgrößten Kräften resp. Drehmomenten wurden mit einem Score von zwei und drei versehen. Nach der Einzelbetrachtung der Entitäten wurde der Gesamtscore für jeden Bogen ermittelt und damit eine Rangfolge der Bögen nach aufsteigender Kraft- resp. Drehmomentabgabe aufgestellt. Die maximale Stichprobengröße in jeder Entitätsklasse für jeden der vier

Bögen lag bei $n = 5$. In Tabelle 17 sind die Ergebnisse des M-W-U-Tests und anschließender Bonferroni-Korrektur dargestellt.

Tabelle 17: Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests mit anschließender Bonferroni-Korrektur

| Kiefer | Klasse | Zahn | $ F_x $ | $ F_y $ | F_{res} | $ F_z $ | $ M_x $ | $ M_y $ | $ M_z $ |
|--------|--------|------|---------|---------|-----------|---------|---------|---------|----------|
| OK | min | 11 | | | | | * / ** | | |
| OK | min | 13 | | | | | | | |
| OK | min | 15 | | | | | | | |
| UK | min | 41 | | | | | | | * |
| UK | min | 43 | | | | | | | |
| UK | min | 45 | | | | | | | |
| OK | mod | 11 | | ** | | | | | ** / *** |
| OK | mod | 13 | | | | | | | |
| OK | mod | 15 | | | | | | ** | |
| UK | mod | 41 | | | | | | | |
| UK | mod | 43 | | | | * / ** | * | | |
| UK | mod | 45 | | | | | | | |
| OK | sev | 11 | | | | | | | |
| OK | sev | 13 | | | | | | | * |
| OK | sev | 15 | | | | | | | |
| UK | sev | 41 | | | | | | | |
| UK | sev | 43 | * | | | * / ** | | | |
| UK | sev | 45 | | | | | | | |

Die Messwerte wurden in 18 Entitätsklassen eingeteilt. Signifikante Unterschiede für eine Kraft oder ein Drehmoment innerhalb einer Entitätsklasse sind durch * = signifikant, ** = hoch signifikant und *** = höchst signifikant gekennzeichnet.

Die folgenden Tabellen 18 bis 27 stellen die zehn Entitätsklassen mit deren M , SD , den mittleren Rängen aus dem K-W-Test und der Stichprobengröße n dar, in denen signifikante Unterschiede auftraten. Jedem Nivellierungsbogen ist darin ein Score, abhängig von den initiierten Kräften resp. Drehmomenten, zugeteilt.

Tabelle 18: Scoreverteilung für $|M_x|$ der Entitätsklasse OK - min - 11

| Bogen | <i>M</i> | <i>SD</i> | Mittlerer Rang | N | Score |
|-------|----------|-----------|----------------|---|----------|
| Cab | 0,408 | 0,437 | 5,40 | 5 | 1 |
| Gum | 0,671 | 0,421 | 8,20 | 5 | 2 |
| Nit | 2,389 | 1,057 | 16,60 | 5 | 4 |
| TMA | 1,434 | 0,982 | 11,80 | 5 | 3 |

M, *SD*, Mittlerer Rang (K-W-Test), Stichprobengröße *n* sowie der Score der Bögen nach aufsteigenden Werten für $|M_x|$ [Nmm].

Tabelle 19: Scoreverteilung für $|M_z|$ der Entitätsklasse UK - min - 41

| Bogen | <i>M</i> | <i>SD</i> | Mittlerer Rang | N | Score |
|-------|----------|-----------|----------------|---|------------|
| Cab | 0,786 | 0,554 | 4,40 | 5 | 1 |
| Gum | 2,351 | 1,187 | 10,60 | 5 | 2,5 |
| Nit | 2,150 | 1,149 | 11,20 | 5 | 2,5 |
| TMA | 3,369 | 1,382 | 15,80 | 5 | 4 |

M, *SD*, Mittlerer Rang (K-W-Test), Stichprobengröße *n* sowie der Score der Bögen nach aufsteigenden Werten für $|M_z|$ [Nmm].

Tabelle 20: Scoreverteilung für $|F_y|$ der Entitätsklasse OK - mod - 11

| Bogen | <i>M</i> | <i>SD</i> | Mittlerer Rang | N | Score |
|-------|----------|-----------|----------------|---|----------|
| Cab | 0,238 | 0,137 | 9,40 | 5 | 3 |
| Gum | 0,189 | 0,170 | 6,70 | 5 | 1 |
| Nit | 0,231 | 0,116 | 8,90 | 5 | 2 |
| TMA | 0,704 | 0,261 | 17,00 | 5 | 4 |

M, *SD*, Mittlerer Rang (K-W-Test), Stichprobengröße *n* sowie der Score der Bögen nach aufsteigenden Werten für $|F_y|$ [N].

Tabelle 21: Scoreverteilung für $|M_z|$ der Entitätsklasse OK - mod - 11

| Bogen | <i>M</i> | <i>SD</i> | Mittlerer Rang | N | Score |
|-------|----------|-----------|----------------|---|----------|
| Cab | 1,070 | 0,985 | 5,00 | 5 | 1 |
| Gum | 1,945 | 1,331 | 8,00 | 5 | 2 |
| Nit | 3,392 | 2,057 | 11,80 | 5 | 3 |

| | | | | | |
|------------|-------|-------|-------|---|----------|
| TMA | 5,829 | 1,595 | 17,20 | 5 | 4 |
|------------|-------|-------|-------|---|----------|

M , SD , Mittlerer Rang (K-W-Test), Stichprobengröße n sowie der Score der Bögen nach aufsteigenden Werten für $|M_z|$ [Nmm].

Tabelle 22: Scoreverteilung für $|M_y|$ der Entitätsklasse OK - mod - 15

| Bogen | M | SD | Mittlerer Rang | n | Score |
|------------|-------|-------|----------------|-----|----------|
| Cab | 0,440 | 0,466 | 4,00 | 5 | 1 |
| Gum | 1,522 | 1,162 | 9,80 | 5 | 2 |
| Nit | 1,772 | 0,752 | 12,40 | 5 | 3 |
| TMA | 2,997 | 1,224 | 15,80 | 5 | 4 |

M , SD , Mittlerer Rang (K-W-Test), Stichprobengröße n sowie der Score der Bögen nach aufsteigenden Werten für $|M_y|$ [Nmm].

Tabelle 23: Scoreverteilung für $|F_z|$ der Entitätsklasse UK - mod - 43

| Bogen | M | SD | Mittlerer Rang | n | Score |
|------------|-------|-------|----------------|-----|----------|
| Cab | 0,290 | 0,342 | 5,60 | 5 | 1 |
| Gum | 0,586 | 0,354 | 9,50 | 4 | 3 |
| Nit | 0,394 | 0,530 | 6,50 | 4 | 2 |
| TMA | 1,444 | 0,251 | 15,25 | 4 | 4 |

M , SD , Mittlerer Rang (K-W-Test), Stichprobengröße n sowie der Score der Bögen nach aufsteigenden Werten für $|F_z|$ [N].

Tabelle 24: Scoreverteilung für $|M_x|$ der Entitätsklasse UK - mod - 43

| Bogen | M | SD | Mittlerer Rang | n | Score |
|------------|-------|-------|----------------|-----|----------|
| Cab | 1,106 | 0,547 | 6,00 | 5 | 1 |
| Gum | 1,763 | 1,076 | 8,00 | 4 | 3 |
| Nit | 2,422 | 2,454 | 7,75 | 4 | 2 |
| TMA | 5,798 | 2,500 | 15,00 | 4 | 4 |

M , SD , Mittlerer Rang (K-W-Test), Stichprobengröße n sowie der Score der Bögen nach aufsteigenden Werten für $|M_x|$ [Nmm].

Tabelle 25: Scoreverteilung für $|M_z|$ der Entitätsklasse OK - sev - 13

| Bogen | M | SD | Mittlerer Rang | n | Score |
|-------|-------|-------|----------------|---|-------|
| Cab | 1,499 | 1,349 | 3,40 | 5 | 1 |
| Gum | 3,954 | 1,421 | 7,75 | 4 | 2 |
| Nit | 4,472 | 0,072 | 9,50 | 2 | 3 |
| TMA | 5,563 | 0,503 | 12,00 | 2 | 4 |

M , SD , Mittlerer Rang (K-W-Test), Stichprobengröße n sowie der Score der Bögen nach aufsteigenden Werten für $|M_z|$ [Nmm].

Tabelle 26: Scoreverteilung für $|F_x|$ der Entitätsklasse UK - sev - 43

| Bogen | M | SD | Mittlerer Rang | n | Score |
|-------|-------|-------|----------------|---|-------|
| Cab | 0,336 | 0,148 | 3,80 | 5 | 1 |
| Gum | 1,313 | 0,887 | 11,40 | 5 | 3 |
| Nit | 0,891 | 0,492 | 8,50 | 4 | 2 |
| TMA | 1,668 | 0,318 | 14,33 | 3 | 4 |

M , SD , Mittlerer Rang (K-W-Test), Stichprobengröße n sowie der Score der Bögen nach aufsteigenden Werten für $|F_x|$ [N].

Tabelle 27: Scoreverteilung für $|F_z|$ der Entitätsklasse UK - sev - 43

| Bogen | M | SD | Mittlerer Rang | n | Score |
|-------|-------|-------|----------------|---|-------|
| Cab | 0,225 | 0,113 | 3,80 | 5 | 1 |
| Gum | 0,799 | 0,725 | 9,00 | 5 | 2 |
| Nit | 0,968 | 0,120 | 10,75 | 4 | 3 |
| TMA | 2,436 | 1,231 | 15,33 | 3 | 4 |

M , SD , Mittlerer Rang (K-W-Test), Stichprobengröße n sowie der Score der Bögen nach aufsteigenden Werten für $|F_z|$ [N].

Nach der Scoreverteilung wurde ein Gesamtscore berechnet und damit die Rangfolge der Bögen nach aufsteigender Kraft- resp. Drehmomentabgabe aufgestellt. In Tabelle 28 ist das Ergebnis zusammengefasst.

Tabelle 28: Rangfolge der Nivellierungsbögen nach aufsteigende Kraft- resp. Drehmomentabgabe

| | Gesamtscore | Rang |
|-------|-------------|------|
| Cab | 12 | 1 |
| Gum | 22,5 | 2 |
| Nit | 26,5 | 3 |
| TMA | 39 | 4 |
| Summe | 100 | - |

Wie in Tabelle 28 zu sehen ist, initiiert Cab die niedrigsten Kräfte resp. Drehmomente. Gum und Nit belegen den zweiten und dritten Rang, liegen aber nur 4 von 100 Scorepunkten auseinander. TMA belegt mit Abstand den letzten Rang und initiiert damit die größten Kraftsysteme.

Somit kann abgeleitet werden, dass Gummetal zwar nicht die niedrigsten, aber verglichen mit den anderen drei Nivellierungsbögen die zweitkleinsten Kraftsysteme auf die Zähne überträgt.

Auffällig bei der Betrachtung der Messwerte in dieser Fragestellung ist, dass es in beiden Kiefern lediglich bei den Eckzähnen zu Abbrüchen im Messvorgang kam. Ursächlich dafür war eine Überschreitung des Sensormessbereichs. Dieser lag für die Kraft bei $\pm 12,5$ N und für das Drehmoment bei ± 125 Nmm (Tabelle 4, S. 51).

4.4 Fragestellung 4

Wie wirkt sich die Fehlstellungsklasse des Kiefers auf orthodontische Kraftsysteme aus?

4.4.1 Kräfte

Um diese Frage zu beantworten, wurden die Messwerte nach der Fehlstellungsklasse und dem Bogen unterteilt und mit dem bereits erläuterten statistischen Verfahren (Kapitel 3.2.12, S. 55) ausgewertet.

Tabelle 29 gibt die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|F_x|$ wieder.

Tabelle 29: Deskriptive Statistik von $|F_x|$ differenziert nach der Fehlstellungsklasse

| Kraft | Klasse | Bogen | <i>M</i> | <i>SD</i> | Min. | Max. | n |
|---------|--------|-------|----------|-----------|-------|-------|----|
| $ F_x $ | min | Cab | 0,383 | 0,309 | 0,013 | 1,342 | 30 |
| | | Gum | 0,788 | 0,904 | 0,073 | 3,554 | 30 |
| | | Nit | 0,728 | 0,680 | 0,005 | 2,817 | 30 |
| | | TMA | 0,848 | 0,723 | 0,019 | 2,538 | 28 |
| | mod | Cab | 0,400 | 0,373 | 0,023 | 1,524 | 30 |
| | | Gum | 0,905 | 0,687 | 0,047 | 2,432 | 29 |
| | | Nit | 1,115 | 0,994 | 0,127 | 3,396 | 27 |
| | | TMA | 1,284 | 1,069 | 0,078 | 3,682 | 28 |
| | sev | Cab | 0,614 | 0,573 | 0,082 | 2,908 | 30 |
| | | Gum | 0,935 | 0,781 | 0,003 | 3,023 | 28 |
| | | Nit | 0,852 | 0,573 | 0,007 | 1,752 | 26 |
| | | TMA | 1,118 | 0,842 | 0,070 | 2,973 | 25 |

M, *SD*, Min., Max. und n für $|F_x|$ [N] differenziert nach der Fehlstellungsklasse und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne.

Die *M* von $|F_x|$ nehmen Werte von 0,383 N ± 0,309 N (min - Cab) bis 1,284 N ± 1,069 N (mod - TMA) ein. Die größten *M* von $|F_x|$ sind zumeist bei der schwerwiegenden Fehlstellungsklasse (sev) zu finden. Gum erreicht *M* von 0,788 N ± 0,904 N bis 0,935 N ± 0,781 N, leicht ansteigend mit dem Ausmaß der Fehlstellung. Nit nimmt Werte zwischen 0,728 N ± 0,680 N (min) und 1,115 N ± 0,994 N (mod) ein. Das kleinste Min. liegt bei 0,003 N (Gum) und das größte Max. bei 3,682 N (TMA). Mit nur zwei Ausnahmen steigen die *M* der Kräfte mit der Zunahme der Fehlstellung an.

Trotz dieser Beobachtung ergibt die statistische Auswertung für $|F_x|$ für keinen der Bögen einen signifikanten Unterschied zwischen den Fehlstellungsgraden. Signifikante Unterschiede der Bögen innerhalb einer Fehlstellungsklasse sind in Abb. 39 dargestellt.

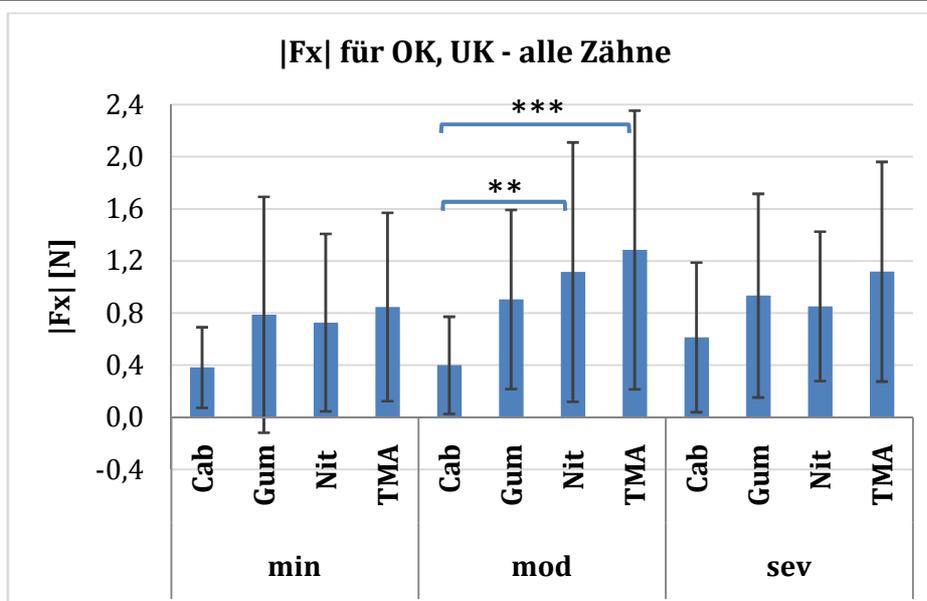


Abb. 39: Differenzierung von $|F_x|$ nach der Fehlstellungsklasse

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_x|$ [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach der Fehlstellungsklasse. mod: Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,008$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$). Zwischen den Fehlstellungsklassen gibt es für die Bögen keine signifikanten Unterschiede für $|F_x|$. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne. min: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 28$; mod: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 27$, TMA: $n = 28$; sev: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 26$, TMA: $n = 25$. ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 30 gibt die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|F_y|$ wieder.

Tabelle 30: Deskriptive Statistik von $|F_y|$ differenziert nach der Fehlstellungsklasse

| Kraft | Klasse | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-----|
| $ F_y $ | min | Cab | 0,162 | 0,136 | 0,002 | 0,536 | 30 |
| | | Gum | 0,221 | 0,285 | 0,008 | 1,081 | 30 |
| | | Nit | 0,284 | 0,259 | 0,011 | 1,244 | 30 |
| | | TMA | 0,403 | 0,334 | 0,019 | 1,230 | 28 |
| | mod | Cab | 0,245 | 0,216 | 0,001 | 1,077 | 30 |
| | | Gum | 0,245 | 0,239 | 0,035 | 1,185 | 29 |
| | | Nit | 0,240 | 0,194 | 0,018 | 0,771 | 27 |
| | | TMA | 0,494 | 0,423 | 0,020 | 1,673 | 28 |
| | sev | Cab | 0,360 | 0,461 | 0,003 | 1,948 | 30 |
| | | Gum | 0,330 | 0,382 | 0,029 | 1,474 | 28 |

| | | | | | | | |
|--|--|------------|-------|-------|-------|-------|----|
| | | Nit | 0,332 | 0,342 | 0,018 | 1,557 | 26 |
| | | TMA | 0,372 | 0,335 | 0,009 | 1,333 | 25 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_y|$ [N] differenziert nach der Fehlstellungsklasse und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne.

Die M von $|F_y|$ liegen insgesamt für alle Bögen und alle Fehlstellungsklassen deutlich unter den M von $|F_x|$. Die kleinste Kraft von $0,162 \text{ N} \pm 0,136 \text{ N}$ ist für die Kombination min - Cab zu verzeichnen, die größte Kraft von $0,494 \text{ N} \pm 0,423 \text{ N}$ bei der Kombination mod - TMA. Auch hier lässt sich die Tendenz der Kraftsteigerung in Abhängigkeit von der Fehlstellungsklasse erkennen.

Allerdings sind auch für $|F_y|$ keine signifikanten Unterschiede zwischen den Fehlstellungsklassen aufgezeigt. Signifikante Unterschiede der Bögen innerhalb einer Fehlstellungsklasse sind in Abb. 40 dargestellt.

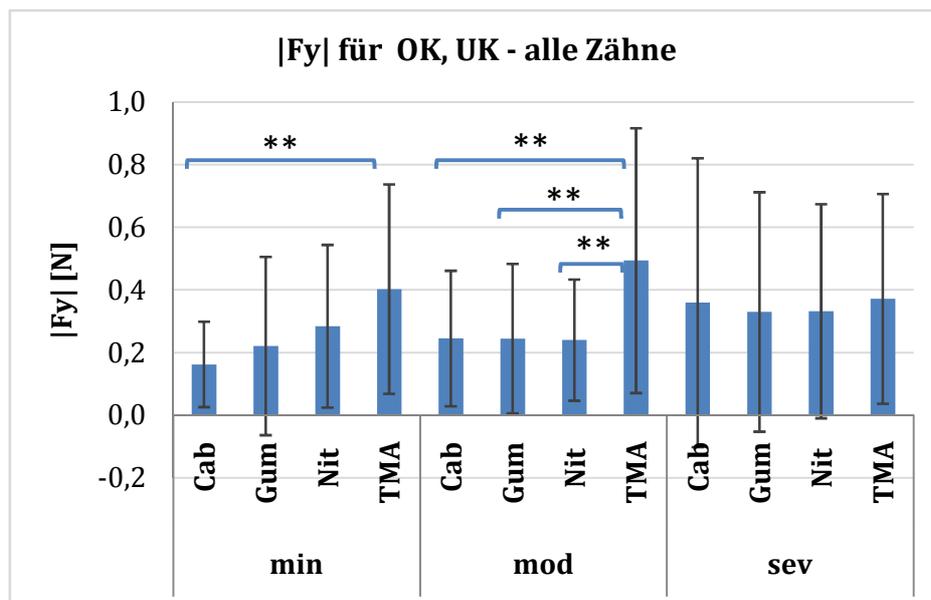


Abb. 40: Differenzierung von $|F_y|$ nach der Fehlstellungsklasse

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_y|$ [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach der Fehlstellungsklasse. min: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,004$), mod: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,007$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,007$), Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,007$). Zwischen den Fehlstellungsklassen gibt es für die Bögen keine signifikanten Unterschiede für $|F_y|$. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne. min: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 28$; mod: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 27$, TMA: $n = 28$; sev: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 26$, TMA: $n = 25$. ** = hoch signifikanter Unterschied.

In Tabelle 31 sind die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für F_{res} zusammengefasst.

Tabelle 31: Deskriptive Statistik von F_{res} differenziert nach der Fehlstellungsklasse

| Kraft | Klasse | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|-----------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-----|
| F_{res} | min | Cab | 0,433 | 0,315 | 0,054 | 1,445 | 30 |
| | | Gum | 0,838 | 0,931 | 0,161 | 3,688 | 30 |
| | | Nit | 0,824 | 0,678 | 0,140 | 3,079 | 30 |
| | | TMA | 1,018 | 0,688 | 0,037 | 2,589 | 28 |
| | mod | Cab | 0,498 | 0,397 | 0,073 | 1,866 | 30 |
| | | Gum | 0,974 | 0,675 | 0,110 | 2,440 | 29 |
| | | Nit | 1,175 | 0,972 | 0,239 | 3,402 | 27 |
| | | TMA | 1,478 | 1,010 | 0,149 | 3,766 | 28 |
| | sev | Cab | 0,790 | 0,648 | 0,174 | 3,217 | 30 |
| | | Gum | 1,039 | 0,810 | 0,110 | 3,363 | 28 |
| | | Nit | 0,968 | 0,584 | 0,055 | 1,827 | 26 |
| | | TMA | 1,259 | 0,786 | 0,194 | 3,059 | 25 |

M , SD , Min., Max. und n für F_{res} [N] differenziert nach der Fehlstellungsklasse und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne.

Für die resultierende horizontale Kraft F_{res} können Werte zwischen $0,433 \text{ N} \pm 0,315 \text{ N}$ für die Kombination min - Cab und $1,478 \text{ N} \pm 1,010 \text{ N}$ für die Kombination mod - TMA verzeichnet werden. Die kleinsten Werte nimmt stets Cab ein, die größten Werte TMA.

Nit und Gum liegen im mittleren Kräftebereich zwischen $0,824 \text{ N} \pm 0,678 \text{ N}$ und $1,175 \text{ N} \pm 0,972 \text{ N}$. Eine Tendenz der Kraftsteigerung mit dem Anstieg des Fehlstellungsgrades ist hier zu erkennen.

So ist bei F_{res} ein signifikanter Unterschied für Cab zwischen den Fehlstellungsklassen min und sev ($p = 0,014$) nachgewiesen. Dieser und die signifikanten Unterschiede der Bögen innerhalb einer Fehlstellungsklasse sind in Abb. 41 dargestellt.

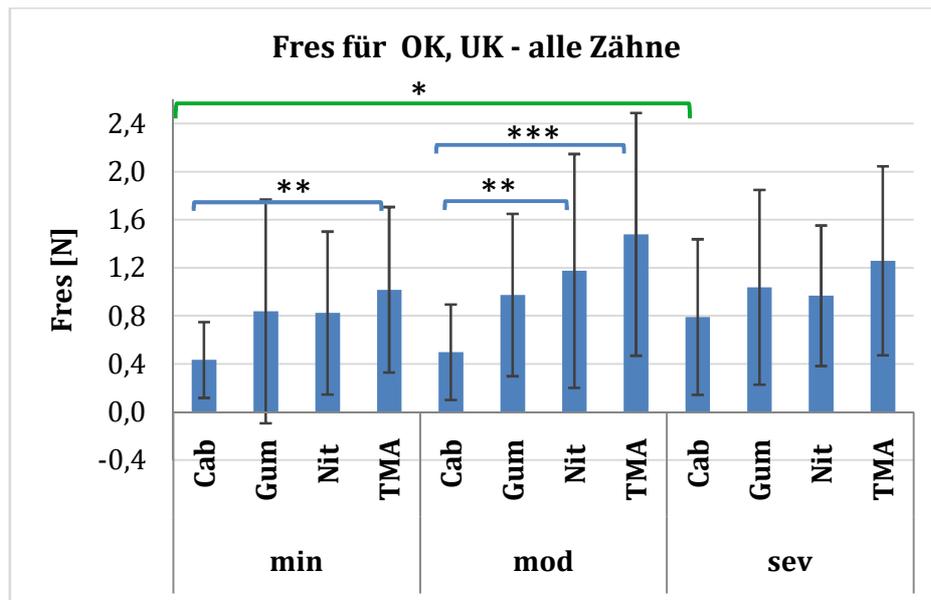


Abb. 41: Differenzierung von F_{res} nach der Fehlstellungsklasse

M , SD und signifikante Unterschiede für F_{res} [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach der Fehlstellungsklasse. min: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,010$), mod: Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,010$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$). Für F_{res} von Cab gibt es zwischen den Fehlstellungsklassen min und sev einen signifikanten Unterschied ($p = 0,014$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne. min: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 28$; mod: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 27$, TMA: $n = 28$; sev: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 26$, TMA: $n = 25$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 32 gibt die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|F_z|$ wieder.

Tabelle 32: Deskriptive Statistik von $|F_z|$ differenziert nach der Fehlstellungsklasse

| Kraft | Klasse | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-----|
| $ F_z $ | min | Cab | 0,393 | 0,625 | 0,004 | 3,215 | 30 |
| | | Gum | 0,763 | 1,102 | 0,023 | 5,470 | 30 |
| | | Nit | 0,717 | 0,752 | 0,020 | 2,395 | 30 |
| | | TMA | 1,152 | 1,332 | 0,006 | 5,168 | 28 |
| | mod | Cab | 0,188 | 0,211 | 0,008 | 0,889 | 30 |
| | | Gum | 0,737 | 0,925 | 0,003 | 4,360 | 29 |
| | | Nit | 0,694 | 0,794 | 0,025 | 3,241 | 27 |
| | | TMA | 1,412 | 1,559 | 0,083 | 7,073 | 28 |
| | sev | Cab | 0,579 | 0,742 | 0,054 | 3,122 | 30 |

| | | | | | | |
|--|------------|-------|-------|-------|-------|----|
| | Gum | 0,972 | 0,869 | 0,130 | 3,210 | 28 |
| | Nit | 1,343 | 1,063 | 0,049 | 3,935 | 26 |
| | TMA | 1,869 | 1,652 | 0,012 | 5,613 | 25 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_z|$ [N] differenziert nach der Fehlstellungsklasse und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassten beide Kiefer und alle vermessenen Zähne.

Der kleinste M für $|F_z|$ ist bei der Kombination mod - Cab mit $0,188 \text{ N} \pm 0,211 \text{ N}$ und der größte für $|F_z|$ bei der Kombination sev - TMA mit $1,869 \text{ N} \pm 1,652 \text{ N}$ zu finden. Die maximale vertikale Kraft wurde bei TMA gemessen und beträgt $5,613 \text{ N}$. Gum und Nit belegen abwechselnd den zweiten und dritten Platz bei der Kraftgröße. Diese nimmt Werte zwischen $0,694 \text{ N} \pm 0,794 \text{ N}$ (mod - Nit) und $1,343 \text{ N} \pm 1,063 \text{ N}$ (sev - Nit) ein.

Bei $|F_z|$ gibt es signifikante Unterschiede zwischen den Fehlstellungsgraden für Cab und Nit. Bei Cab unterscheiden sich die M von $|F_z|$ zwischen den Fehlstellungsklassen mod und sev signifikant voneinander ($p = 0,029$). Bei Nit unterscheiden sich die M von $|F_z|$ zwischen den Fehlstellungsklassen min und sev ($p = 0,027$) sowie mod und sev ($p = 0,025$) signifikant voneinander. Diese und die signifikanten Unterschiede der Bögen innerhalb einer Fehlstellungsklasse sind in Abb. 42 dargestellt.

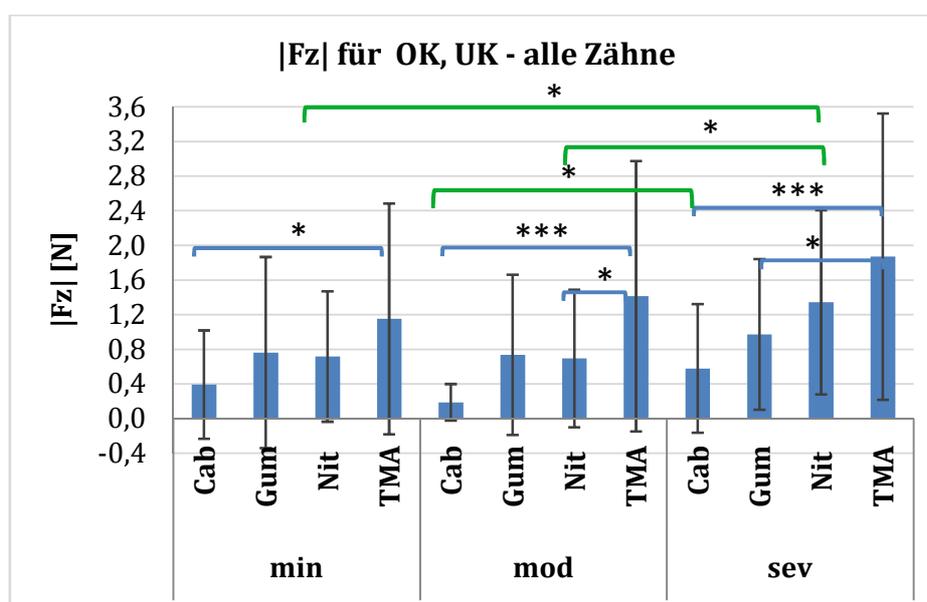


Abb. 42: Differenzierung von $|F_z|$ nach der Fehlstellungsklasse

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_z|$ [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach der Fehlstellungsklasse. min: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,025$), mod: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,049$), sev: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,025$). Es gibt einen signifikanten Unterschied für $|F_z|$ von Cab zwischen mod und sev ($p = 0,029$) und signifikante Unterschiede für $|F_z|$ von Nit zwischen min und sev ($p = 0,027$) und zwischen mod und sev ($p = 0,025$). Die Stich-

probengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne. min: Cab: n = 30, Gum: n = 30, Nit: n = 30, TMA: n = 28; mod: Cab: n = 30, Gum: n = 29, Nit: n = 27, TMA: n = 28; sev: Cab: n = 30, Gum: n = 28, Nit: n = 26, TMA: n = 25. * = signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

4.4.2 Drehmomente

In Tabelle 33 sind die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|M_x|$ dargestellt.

Tabelle 33: Deskriptive Statistik von $|M_x|$ differenziert nach der Fehlstellungsklasse

| Drehmoment | Klasse | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|----|
| $ M_x $ | min | Cab | 0,741 | 0,744 | 0,007 | 3,276 | 30 |
| | | Gum | 1,475 | 1,426 | 0,076 | 5,285 | 30 |
| | | Nit | 2,532 | 2,191 | 0,070 | 9,975 | 30 |
| | | TMA | 2,932 | 3,199 | 0,000 | 14,535 | 28 |
| | mod | Cab | 0,897 | 0,600 | 0,004 | 2,624 | 30 |
| | | Gum | 2,228 | 2,168 | 0,031 | 8,154 | 29 |
| | | Nit | 2,491 | 3,061 | 0,011 | 12,583 | 27 |
| | | TMA | 3,568 | 3,389 | 0,111 | 14,636 | 28 |
| | sev | Cab | 1,458 | 1,415 | 0,001 | 5,580 | 30 |
| | | Gum | 2,849 | 3,259 | 0,260 | 12,748 | 28 |
| | | Nit | 3,043 | 3,681 | 0,117 | 13,938 | 26 |
| | | TMA | 4,230 | 4,172 | 0,136 | 14,974 | 25 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_x|$ [Nmm] differenziert nach der Fehlstellungsklasse und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne.

Das angulierende Drehmoment $|M_x|$ nimmt Werte zwischen 0,741 Nmm \pm 0,744 Nmm (min - Cab) und 4,230 Nmm \pm 4,172 Nmm (sev - TMA) ein. In Tabelle 33 ist eine Kraftsteigerung in positiver Korrelation mit dem Fehlstellungsgrad und der Bogenreihenfolge Cab - Gum - Nit - TMA zu erkennen.

Bei $|M_x|$ gibt es einen signifikanten Unterschied für Cab zwischen den Fehlstellungsklassen min und sev ($p = 0,018$). Signifikante Unterschiede der Bögen innerhalb einer Fehlstellungsklasse sind in Abb. 43 dargestellt.

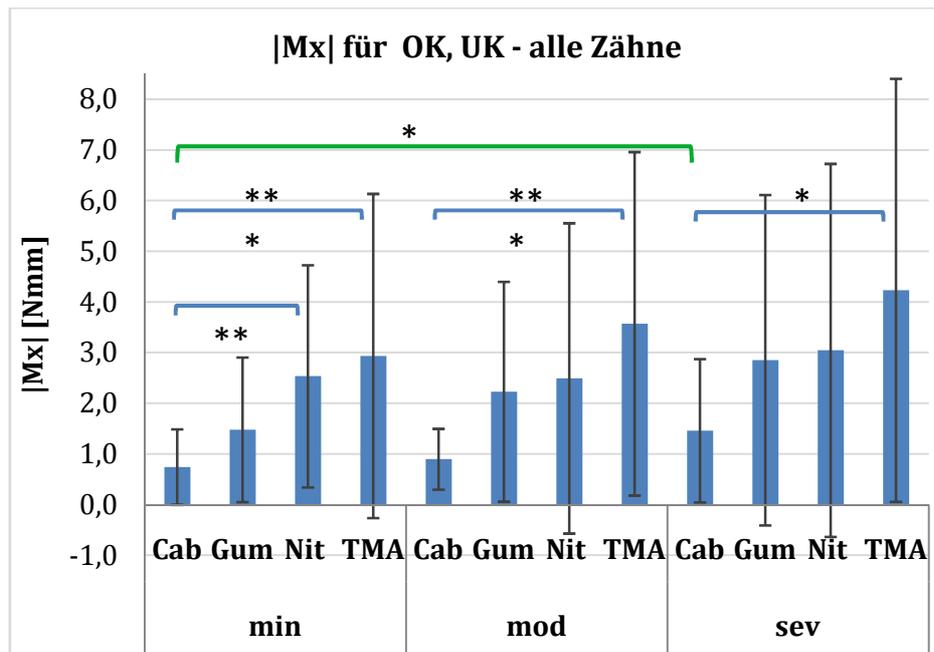


Abb. 43: Differenzierung von $|M_x|$ nach der Fehlstellungsklasse

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_x|$ [Nmm] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach der Fehlstellungsklasse. min: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,001$), Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,007$), mod: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,001$), sev: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,012$). Zwischen den Fehlstellungsklassen gibt es einen signifikanten Unterschied für $|M_x|$ von Cab zwischen min und sev ($p = 0,018$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne. min: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 28$; mod: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 27$, TMA: $n = 28$; sev: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 26$, TMA: $n = 25$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

In Tabelle 34 sind die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|M_y|$ dargestellt.

Tabelle 34: Deskriptive Statistik von $|M_y|$ differenziert nach der Fehlstellungsklasse

| Drehmoment | Klasse | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|-----|
| $ M_y $ | min | Cab | 0,756 | 0,798 | 0,013 | 3,156 | 30 |
| | | Gum | 1,148 | 1,797 | 0,074 | 9,675 | 30 |
| | | Nit | 1,856 | 1,782 | 0,029 | 7,094 | 30 |
| | | TMA | 1,692 | 2,244 | 0,111 | 11,515 | 28 |
| | mod | Cab | 0,594 | 0,663 | 0,024 | 3,191 | 30 |
| | | Gum | 1,474 | 1,356 | 0,035 | 5,329 | 29 |
| | | Nit | 1,264 | 1,416 | 0,034 | 6,706 | 27 |
| | | TMA | 2,348 | 1,626 | 0,021 | 5,801 | 28 |

| | | | | | | | |
|--|------------|------------|-------|-------|-------|--------|----|
| | sev | Cab | 0,796 | 0,621 | 0,000 | 2,692 | 30 |
| | | Gum | 1,555 | 1,529 | 0,001 | 5,964 | 28 |
| | | Nit | 1,946 | 1,507 | 0,111 | 6,202 | 26 |
| | | TMA | 3,192 | 3,302 | 0,049 | 11,495 | 25 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_y|$ [Nmm] differenziert nach der Fehlstellungsklasse und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne.

Die kleinsten Werte für $|M_y|$ sind bei mod - Cab mit $0,594 \text{ Nmm} \pm 0,663 \text{ Nmm}$ zu finden, die größten bei sev - TMA mit $3,192 \text{ Nmm} \pm 3,302 \text{ Nmm}$. Der maximale gemessene Wert für das torquierende Drehmomente beträgt $11,515 \text{ Nmm}$ (min - TMA).

Die statistische Auswertung zeigt bei $|M_y|$ für keinen der Bögen einen signifikanten Unterschied zwischen den Fehlstellungsgraden. Signifikante Unterschiede der Bögen innerhalb einer Fehlstellungsklasse sind in Abb. 44 dargestellt.

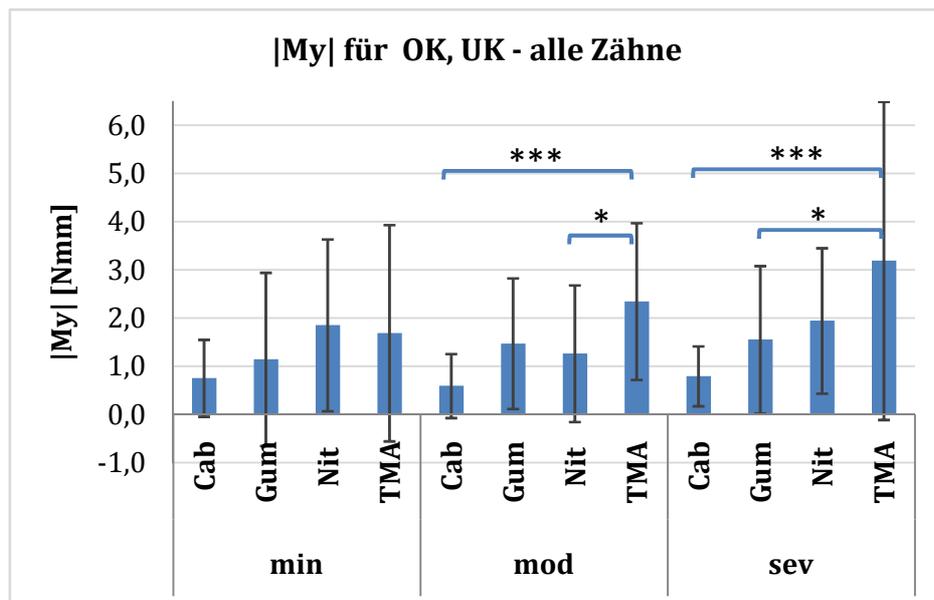


Abb. 44: Differenzierung von $|M_y|$ nach der Fehlstellungsklasse

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_y|$ [Nmm] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach der Fehlstellungsklasse. mod: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,016$), sev: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,016$). Zwischen den Fehlstellungsklassen gibt es für die Bögen keine signifikanten Unterschiede für $|M_y|$. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne. min: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 28$; mod: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 27$, TMA: $n = 28$; sev: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 26$, TMA: $n = 5$. * = signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 35 gibt die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|M_z|$ wieder.

Tabelle 35: Deskriptive Statistik von $|M_z|$ differenziert nach der Fehlstellungsklasse

| Drehmoment | Klasse | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|-----|
| $ M_z $ | min | Cab | 1,689 | 1,486 | 0,121 | 5,282 | 30 |
| | | Gum | 2,982 | 1,967 | 0,246 | 7,310 | 30 |
| | | Nit | 3,185 | 2,083 | 0,034 | 9,363 | 30 |
| | | TMA | 3,902 | 2,183 | 0,254 | 7,484 | 28 |
| | mod | Cab | 1,016 | 0,771 | 0,018 | 2,659 | 30 |
| | | Gum | 2,118 | 1,655 | 0,052 | 7,610 | 29 |
| | | Nit | 2,519 | 1,770 | 0,150 | 6,750 | 27 |
| | | TMA | 3,665 | 3,070 | 0,074 | 12,740 | 28 |
| | sev | Cab | 1,886 | 1,307 | 0,034 | 4,811 | 30 |
| | | Gum | 3,176 | 1,699 | 0,160 | 6,554 | 28 |
| | | Nit | 2,435 | 1,780 | 0,159 | 6,471 | 26 |
| | | TMA | 3,614 | 1,949 | 0,069 | 6,747 | 25 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_z|$ [Nmm] differenziert nach der Fehlstellungsklasse und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassten beide Kiefer und alle vermessenen Zähne.

Für das rotierende Drehmoment $|M_z|$ sind M zwischen 1,016 Nmm \pm 0,771 Nmm (mod - Cab) und 3,902 Nmm \pm 2,183 Nmm (min - TMA) errechnet.

Bei $|M_z|$ gibt es einen signifikanten Unterschied für Cab zwischen den Fehlstellungsklassen mod und sev ($p = 0,022$). Signifikante Unterschiede der Bögen innerhalb einer Fehlstellungsklasse sind in Abb. 45 dargestellt.

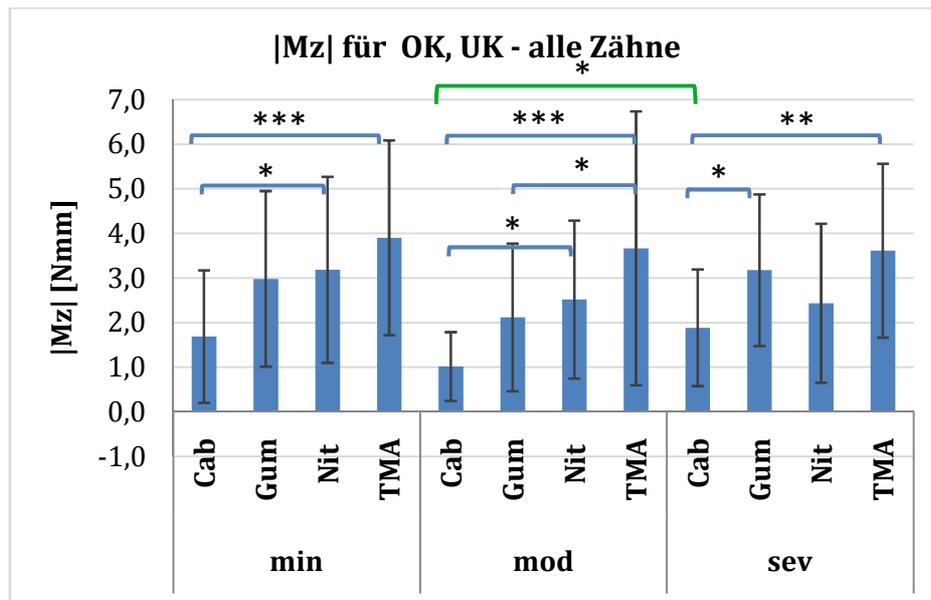


Abb. 45: Differenzierung von $|M_z|$ nach der Fehlstellungsklasse

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_z|$ [Nmm] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach der Fehlstellungsklasse. min: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,021$), mod: Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,030$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,023$), sev: Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,026$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,002$). Zwischen den Fehlstellungsklassen gibt es einen signifikanten Unterschied für $|M_z|$ von Cab zwischen mod und sev ($p = 0,022$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle vermessenen Zähne. min: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 28$; mod: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 27$, TMA: $n = 28$; sev: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 26$, TMA: $n = 25$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

4.4.3 Zusammenfassung

Insgesamt ergeben sich drei signifikante Unterschiede zwischen den Fehlstellungsklassen min und sev und drei signifikante Unterschiede zwischen den Fehlstellungsklassen mod und sev. Das sind 0 von 28 Möglichkeiten von signifikanten Unterschieden für min \leftrightarrow mod, 3 von 28 Möglichkeiten von signifikanten Unterschieden für min \leftrightarrow sev sowie 3 von 28 Möglichkeiten von signifikanten Unterschieden für mod \leftrightarrow sev. In vier der sechs Fälle liegt der Unterschied bei Cab und in zwei der Fälle bei Nit vor. Bei Gum und TMA sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den Fehlstellungsklassen nachgewiesen.

Im Ganzen sind in nur 6 von 84 möglichen Fällen signifikante Unterschiede zwischen den Fehlstellungsklassen aufgezeigt, was etwa 7,14% entspricht. Somit kann nur eine sehr schwache Relation zwischen der Fehlstellungsklasse des Kiefers und der Größe der orthodontischen Kraftsysteme beschrieben werden, obwohl eine solche Tendenz in jeder der Tabellen 29 bis 35 zu erkennen ist.

4.5 Fragestellung 5

Wie unterscheiden sich orthodontische Kraftsysteme des Oberkiefers und Unterkiefers voneinander?

4.5.1 Kräfte

Für diese Fragestellung wurden die Messdaten nach dem Kiefer und dem Bogen differenziert. Diese wurden anhand des M-W-U-Tests für jeden Bogen auf signifikante Unterschiede untersucht. Der K-W-Test und die Bonferroni-Korrektur erübrigten sich in dieser Fragestellung, da lediglich zwischen zwei Gruppen (OK, UK) unterschieden wurde.

Die folgenden Tabellen 36 bis 42 stellen jeweils für jede Kraft und jedes Drehmoment die M und SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n , differenziert nach dem Kiefer und dem Bogen, dar.

Tabelle 36: Deskriptive Statistik von $|F_x|$ differenziert nach dem Kiefer

| Kraft | Kiefer | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|----|
| $ F_x $ | OK | Cab | 0,469 | 0,511 | 0,023 | 2,908 | 45 |
| | | Gum | 0,818 | 0,721 | 0,003 | 3,023 | 43 |
| | | Nit | 0,953 | 0,827 | 0,017 | 3,396 | 42 |
| | | TMA | 0,976 | 0,941 | 0,019 | 3,682 | 41 |
| $ F_x $ | UK | Cab | 0,463 | 0,365 | 0,013 | 1,524 | 45 |
| | | Gum | 0,929 | 0,858 | 0,014 | 3,554 | 44 |
| | | Nit | 0,831 | 0,727 | 0,005 | 3,162 | 41 |
| | | TMA | 1,192 | 0,853 | 0,041 | 2,973 | 40 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_x|$ [N] differenziert nach dem Kiefer und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen alle vermessenen Zähne und alle drei Fehlstellungsklassen.

Bei der Differenzierung der Messwerte nach dem Kiefer und dem Bogen liegt der kleinste M von $|F_x|$ bei $0,463 \text{ N} \pm 0,365 \text{ N}$ (UK - Cab), der größte bei $1,192 \text{ N} \pm 0,853 \text{ N}$ (UK - TMA). Die statistische Auswertung hat bei $|F_x|$ für keinen der Bögen einen signifikanten Unterschied zwischen den Kiefern ergeben. Signifikante Unterschiede der Bögen innerhalb eines Kiefers sind in Abb. 46 dargestellt.

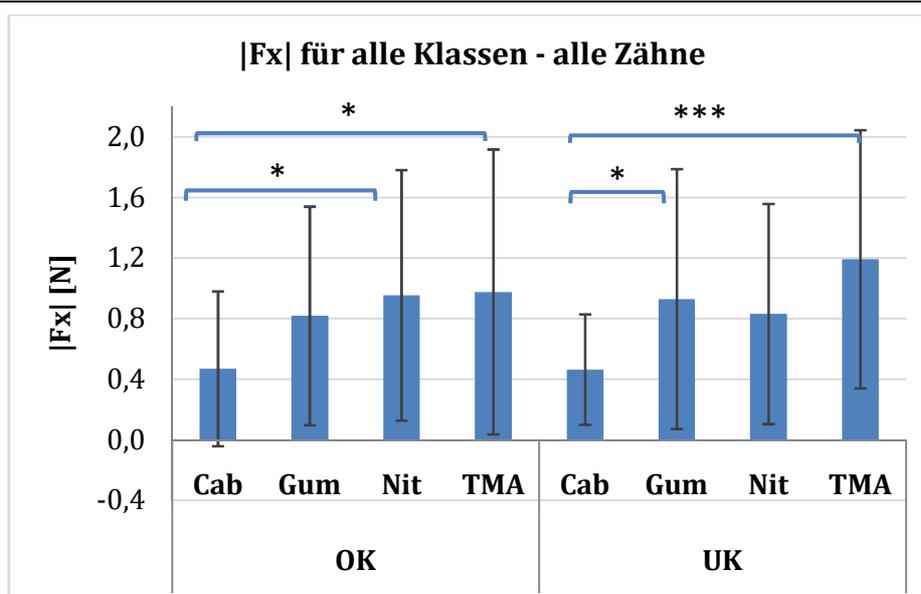


Abb. 46: Differenzierung von $|F_x|$ nach dem Kiefer

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_x|$ [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Kiefer. OK: Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,021$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,014$), UK: Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,017$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$). Die Stichprobengruppen umfassen alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne. OK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 43$, Nit: $n = 42$, TMA: $n = 41$; UK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 44$, Nit: $n = 41$, TMA: $n = 40$. * = signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 37: Deskriptive Statistik von $|F_y|$ differenziert nach dem Kiefer

| Kraft | Kiefer | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|----|
| $ F_y $ | OK | Cab | 0,234 | 0,346 | 0,001 | 1,948 | 45 |
| | | Gum | 0,253 | 0,300 | 0,029 | 1,474 | 43 |
| | | Nit | 0,263 | 0,238 | 0,016 | 1,244 | 42 |
| | | TMA | 0,378 | 0,334 | 0,009 | 1,333 | 41 |
| | UK | Cab | 0,277 | 0,275 | 0,003 | 1,077 | 45 |
| | | Gum | 0,275 | 0,316 | 0,008 | 1,442 | 44 |
| | | Nit | 0,308 | 0,300 | 0,011 | 1,557 | 41 |
| | | TMA | 0,473 | 0,396 | 0,019 | 1,673 | 40 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_y|$ [N] differenziert nach dem Kiefer und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen alle vermessenen Zähne und alle drei Fehlstellungsklassen.

Die M für $|F_y|$ betragen $0,234 \text{ N} \pm 0,346 \text{ N}$ (OK - Cab) bis $0,473 \text{ N} \pm 0,396 \text{ N}$ (UK - TMA). Die M im UK sind alle etwas größer als im OK. Für $|F_y|$ ergeben sich ebenfalls für keinen der Bögen signifikante Unterschiede zwischen den Kiefern. Signifikante Unterschiede der Bögen innerhalb eines Kiefers sind in Abb. 47 dargestellt.

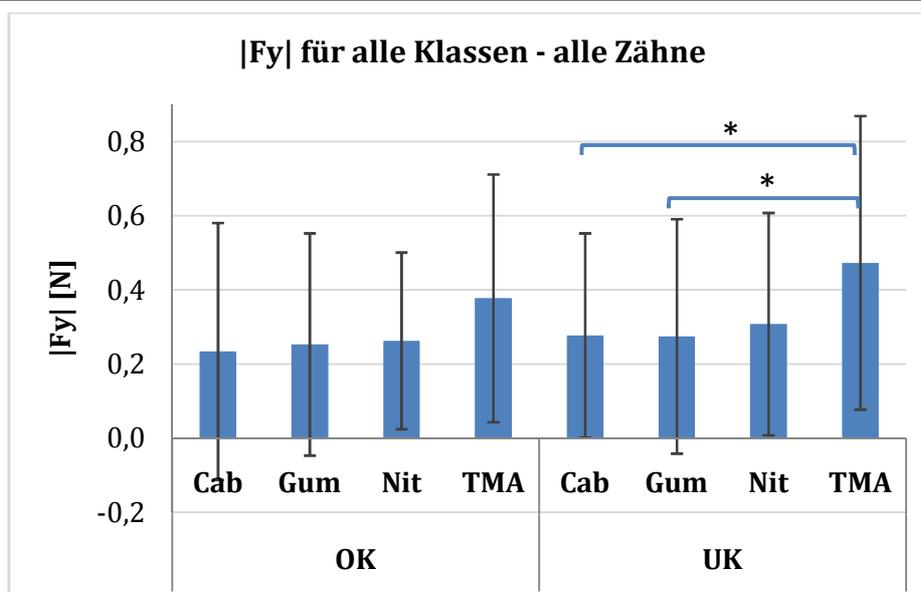


Abb. 47: Differenzierung von $|F_y|$ nach dem Kiefer

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_y|$ [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Kiefer. UK: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,036$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,033$). Die Stichprobengruppen umfassen alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne. OK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 43$, Nit: $n = 42$, TMA: $n = 41$; UK: Cab : $n = 45$, Gum: $n = 44$, Nit: $n = 41$, TMA: $n = 40$. * = signifikanter Unterschied.

Tabelle 38: Deskriptive Statistik von F_{res} differenziert nach dem Kiefer

| Kraft | Kiefer | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|-----------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|----|
| F_{res} | OK | Cab | 0,559 | 0,585 | 0,064 | 3,217 | 45 |
| | | Gum | 0,893 | 0,738 | 0,110 | 3,363 | 43 |
| | | Nit | 1,029 | 0,812 | 0,055 | 3,402 | 42 |
| | | TMA | 1,119 | 0,914 | 0,037 | 3,766 | 41 |
| | UK | Cab | 0,589 | 0,390 | 0,054 | 1,866 | 45 |
| | | Gum | 1,002 | 0,877 | 0,110 | 3,688 | 44 |
| | | Nit | 0,936 | 0,725 | 0,140 | 3,242 | 41 |
| | | TMA | 1,387 | 0,772 | 0,250 | 3,059 | 40 |

M , SD , Min., Max. und n für F_{res} [N] differenziert nach dem Kiefer und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen alle vermessenen Zähne und alle drei Fehlstellungsklassen.

Der kleinste M für F_{res} liegt bei $0,559 \text{ N} \pm 0,585 \text{ N}$ (OK - Cab), der größte bei $1,387 \text{ N} \pm 0,772 \text{ N}$ (UK - TMA). Die M sind bei allen Bögen, bis auf Nit, im UK größer als im OK. Für F_{res} ist ein signifikanter Unterschied ($p = 0,041$) bei dem Bogen TMA zwischen den Kiefern

aufgezeigt. Dieser und die signifikanten Unterschiede der Bögen innerhalb eines Kiefers sind in Abb. 48 dargestellt.

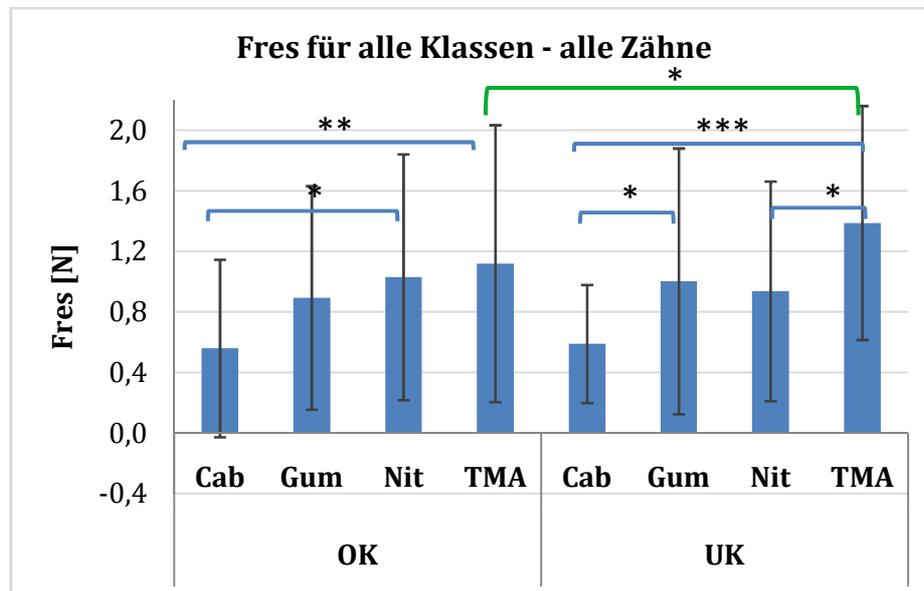


Abb. 48: Differenzierung von F_{res} nach dem Kiefer

M , SD und signifikante Unterschiede für F_{res} [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Kiefer. OK: Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,029$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,005$), UK: Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,041$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,029$). Zwischen den Kiefern zeigt sich ein signifikanter Unterschied bei TMA für F_{res} ($p = 0,041$) auf. Die Stichprobengruppen umfassen alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne. OK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 43$, Nit: $n = 42$, TMA: $n = 41$; UK: Cab : $n = 45$, Gum: $n = 44$, Nit: $n = 41$, TMA: $n = 40$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 39: Deskriptive Statistik von $|F_z|$ differenziert nach dem Kiefer

| Kraft | Kiefer | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|----|
| $ F_z $ | OK | Cab | 0,391 | 0,627 | 0,018 | 3,122 | 45 |
| | | Gum | 0,730 | 0,705 | 0,023 | 3,210 | 43 |
| | | Nit | 0,858 | 0,914 | 0,020 | 3,935 | 42 |
| | | TMA | 1,163 | 1,413 | 0,006 | 5,613 | 41 |
| | UK | Cab | 0,382 | 0,556 | 0,004 | 3,215 | 45 |
| | | Gum | 0,911 | 1,171 | 0,003 | 5,470 | 44 |
| | | Nit | 0,954 | 0,920 | 0,025 | 3,672 | 41 |
| | | TMA | 1,771 | 1,590 | 0,012 | 7,073 | 40 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_z|$ [N] differenziert nach dem Kiefer und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen alle vermessenen Zähne und alle drei Fehlstellungsklassen.

Für $|F_z|$ sind M von $0,391 \text{ N} \pm 0,627 \text{ N}$ (OK - Cab) bis $1,771 \text{ N} \pm 1,590 \text{ N}$ (UK - TMA) ermittelt. Für alle Bögen, bis auf Cab, sind die M im UK größer als im OK. So ist ein signifikanter Unterschied ($p = 0,019$) bei dem Bogen TMA zwischen den Kiefern aufgezeigt. Dieser und die signifikanten Unterschiede der Bögen innerhalb eines Kiefers sind in Abb. 49 dargestellt.

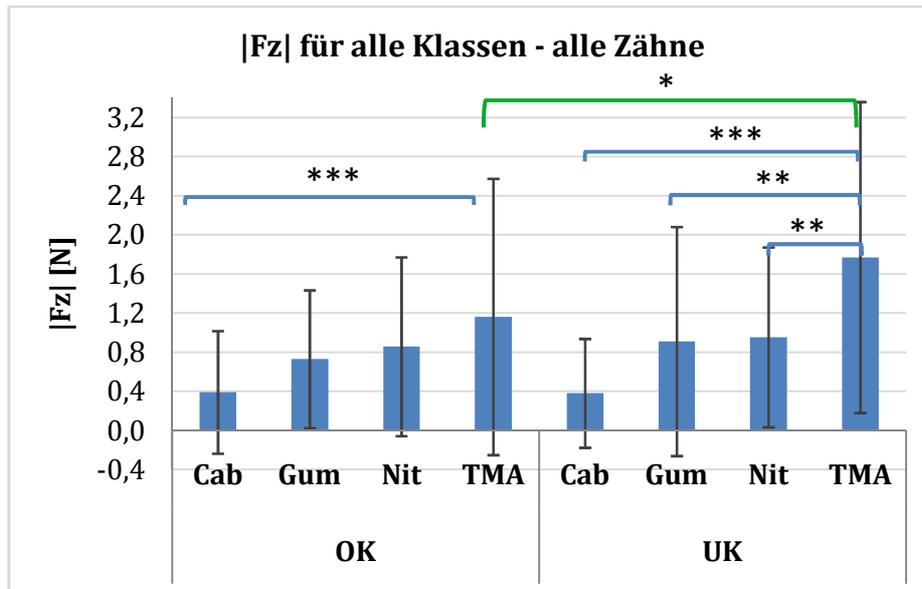


Abb. 49: Differenzierung von $|F_z|$ nach dem Kiefer

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_z|$ [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Kiefer. OK: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,001$), UK: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,003$), Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,007$). Zwischen den Kiefern zeigt sich ein signifikanter Unterschied bei TMA für $|F_z|$ ($p = 0,019$) auf. Die Stichprobengruppen umfassen alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne. OK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 43$, Nit: $n = 42$, TMA: $n = 41$; UK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 44$, Nit: $n = 41$, TMA: $n = 40$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

4.5.2 Drehmomente

Tabelle 40: Deskriptive Statistik von $|M_x|$ differenziert nach dem Kiefer

| Drehmoment | Kiefer | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|----|
| $ M_x $ | OK | Cab | 0,836 | 0,813 | 0,001 | 3,919 | 45 |
| | | Gum | 1,834 | 1,641 | 0,034 | 6,366 | 43 |
| | | Nit | 2,210 | 2,271 | 0,011 | 9,144 | 42 |
| | | TMA | 2,768 | 2,858 | 0,000 | 14,636 | 41 |
| | UK | Cab | 1,227 | 1,173 | 0,034 | 5,580 | 45 |
| | | Gum | 2,495 | 2,982 | 0,031 | 12,748 | 44 |
| | | Nit | 3,159 | 3,523 | 0,070 | 13,938 | 41 |
| | | TMA | 4,356 | 4,078 | 0,085 | 14,974 | 40 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_x|$ [Nmm] differenziert nach dem Kiefer und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen alle vermessenen Zähne und alle drei Fehlstellungsklassen.

Für $|M_x|$ sind M von 0,836 Nmm \pm 0,813 Nmm (OK - Cab) bis 4,356 Nmm \pm 4,078 Nmm (UK - TMA) ermittelt. Auch hier sind die M im UK größer als im OK. Die M der Drehmomente nehmen in der folgenden Reihenfolge der Bögen zu: Cab, Gum, Nit, TMA. Die statistische Auswertung ergibt für $|M_x|$ bei Cab einen signifikanten Unterschied ($p = 0,032$) zwischen den Kiefern. Alle signifikanten Unterschiede zwischen und innerhalb der Kiefer sind in Abb. 50 dargestellt.

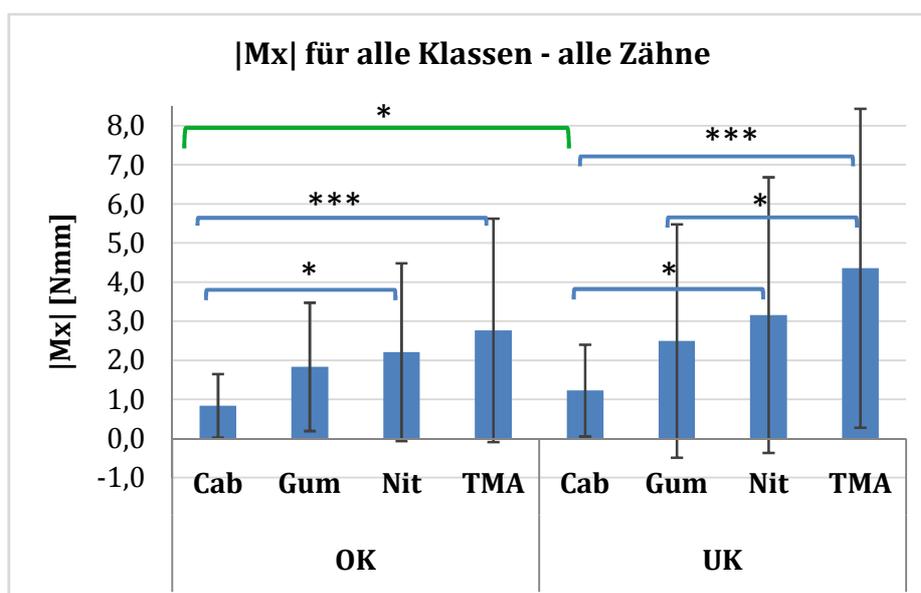


Abb. 50: Differenzierung von $|M_x|$ nach dem Kiefer

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_x|$ [Nmm] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Kiefer. OK: Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,011$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), UK: Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,026$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,039$). Zwischen den Kiefern zeigt sich ein signifikanter Unterschied bei Cab für $|M_x|$ ($p = 0,032$). Die Stichprobengruppen umfassen alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne. OK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 43$, Nit: $n = 42$, TMA: $n = 41$; UK: Cab : $n = 45$, Gum: $n = 44$, Nit: $n = 41$, TMA: $n = 40$. * = signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 41: Deskriptive Statistik von $|M_y|$ differenziert nach dem Kiefer

| Drehmoment | Kiefer | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|----|
| $ M_y $ | OK | Cab | 0,512 | 0,451 | 0,013 | 1,903 | 45 |
| | | Gum | 1,445 | 1,370 | 0,001 | 5,964 | 43 |
| | | Nit | 1,710 | 1,611 | 0,031 | 7,094 | 42 |
| | | TMA | 1,967 | 1,910 | 0,049 | 8,956 | 41 |
| | UK | Cab | 0,919 | 0,831 | 0,000 | 3,191 | 45 |
| | | Gum | 1,331 | 1,751 | 0,020 | 9,675 | 44 |
| | | Nit | 1,673 | 1,597 | 0,029 | 6,202 | 41 |
| | | TMA | 2,807 | 2,946 | 0,021 | 11,515 | 40 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_y|$ [Nmm] differenziert nach dem Kiefer und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen alle vermessenen Zähne und alle drei Fehlstellungsklassen.

Die kleinsten M für $|M_y|$ ergeben sich bei der Kombination OK - Cab ($0,512 \text{ Nmm} \pm 0,451 \text{ Nmm}$), die größten bei UK - TMA ($2,807 \text{ Nmm} \pm 2,946 \text{ Nmm}$). Für $|M_y|$ ist ein signifikanter Unterschied ($p = 0,013$) bei dem Bogen Cab zwischen den Kiefern aufgezeigt. Dieser und die signifikanten Unterschiede der Bögen innerhalb eines Kiefers sind in Abb. 51 dargestellt.

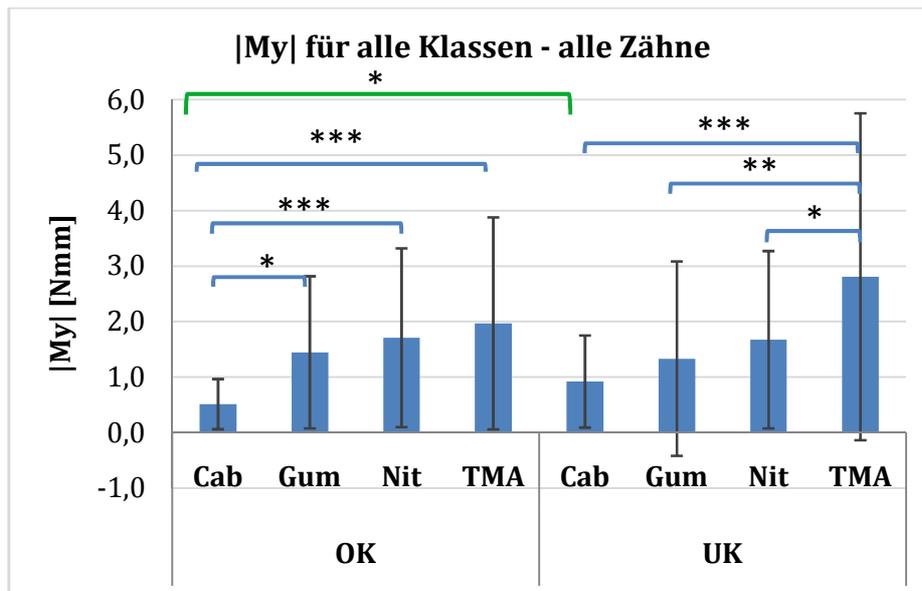


Abb. 51: Differenzierung von $|M_y|$ nach dem Kiefer

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_y|$ [Nmm] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Kiefer. OK: Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,015$), Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,001$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$). UK: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,003$), Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,049$). Zwischen den Kiefern zeigt sich ein signifikanter Unterschied bei Cab für $|M_y|$ ($p = 0,013$). Die Stichprobengruppen umfassen alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne. OK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 43$, Nit: $n = 42$, TMA: $n = 41$; UK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 44$, Nit: $n = 41$, TMA: $n = 40$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 42: Deskriptive Statistik von $|M_z|$ differenziert nach dem Kiefer

| Drehmoment | Kiefer | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|----|
| $ M_z $ | OK | Cab | 1,328 | 1,159 | 0,018 | 4,305 | 45 |
| | | Gum | 2,695 | 1,772 | 0,052 | 6,362 | 43 |
| | | Nit | 2,859 | 1,859 | 0,159 | 9,363 | 42 |
| | | TMA | 3,856 | 2,373 | 0,069 | 7,942 | 41 |
| | UK | Cab | 1,732 | 1,353 | 0,034 | 5,282 | 45 |
| | | Gum | 2,816 | 1,886 | 0,160 | 7,610 | 44 |
| | | Nit | 2,604 | 1,957 | 0,034 | 6,471 | 41 |
| | | TMA | 3,604 | 2,527 | 0,159 | 12,740 | 40 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_z|$ [Nmm] differenziert nach dem Kiefer und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen alle vermessenen Zähne und alle drei Fehlstellungsklassen.

Auch bei $|M_z|$ ist der kleinste M bei OK - Cab zu finden und beträgt $1,328 \text{ Nmm} \pm 1,159 \text{ Nmm}$, der größte M ist für OK - TMA errechnet und beträgt $3,856 \text{ Nmm} \pm 2,373 \text{ Nmm}$. Das größte rotierende Drehmoment ist bei der Kombination UK - TMA zu verzeichnen und liegt bei $12,740 \text{ Nmm}$. Für $|M_z|$ sind keine signifikanten Unterschiede der Bögen zwischen den Kiefern aufgezeigt. Die signifikanten Unterschiede der Bögen innerhalb eines Kiefers sind in Abb. 52 dargestellt.

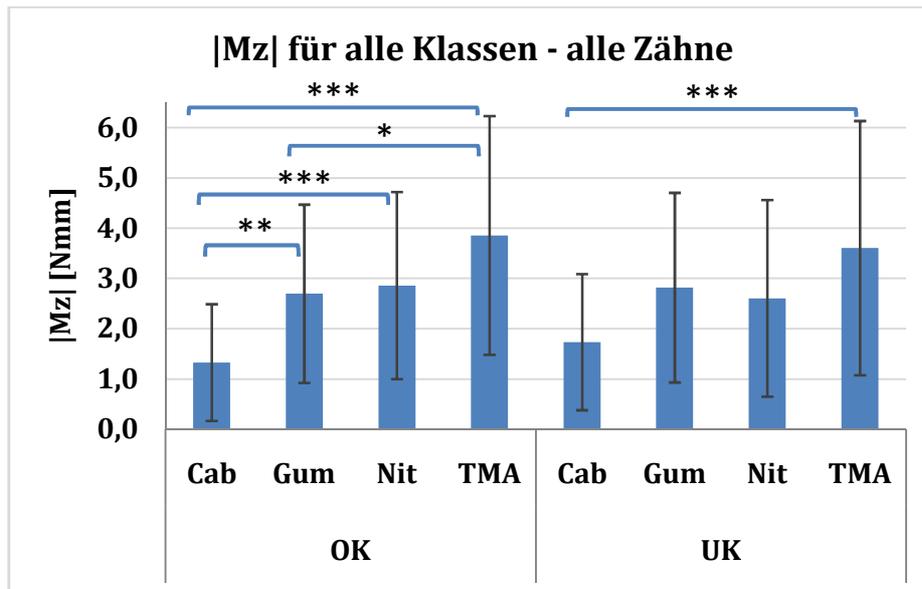


Abb. 52: Differenzierung von $|M_z|$ nach dem Kiefer

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_z|$ [Nmm] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Kiefer. OK: Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,003$), Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,001$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,025$). UK: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$). Die Stichprobengruppen umfassen alle drei Fehlstellungsklassen und alle vermessenen Zähne. OK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 43$, Nit: $n = 42$, TMA: $n = 41$; UK: Cab: $n = 45$, Gum: $n = 44$, Nit: $n = 41$, TMA: $n = 40$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

4.5.3 Zusammenfassung

Insgesamt ergeben sich in 4 von 28 Möglichkeiten signifikante Unterschiede zwischen den Kiefern ($0,013 \leq p\text{-Wert} \leq 0,041$), d.h. 14,29%. In zwei der vier Fälle liegen Unterschiede bei TMA, in den anderen zwei Fällen bei Cab vor. Für Gum und Nit zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Kiefern. In allen vier Fällen sind die M der Kräfte resp. Drehmomente im OK etwas kleiner als im UK.

Resümierend lässt sich sagen, dass sich in 14,29% der Messungen die Abhängigkeit der Kraftsysteme vom Kiefer zeigt, wobei die Kraftsysteme im OK etwas niedriger ausfallen, als im UK.

4.6 Fragestellung 6

Wie unterscheiden sich orthodontische Kraftsysteme des mittleren Schneidezahnes, des Eckzahnes und des zweiten Prämolaren voneinander?

4.6.1 Kräfte

Zunächst wurden die Messdaten nach dem Zahn und dem Bogen differenziert. Für diese Fragestellung wurde das ebenfalls anfangs beschriebene statistische Vorgehen mittels K-W-Test, M-W-U-Test und der Bonferroni-Korrektur angewandt. Die folgenden Tabellen 43 bis 49 stellen jeweils für jede Kraft und jedes Drehmoment die M und SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n , differenziert nach dem Zahn und dem Bogen, dar. Signifikante Unterschiede innerhalb einer Zahngruppe und zwischen den Zahngruppen sind in den Abb. 53 bis 59 dargestellt.

Tabelle 43: Deskriptive Statistik von $|F_x|$ differenziert nach dem Zahn

| Kraft | Zahn | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|-----------------------|-------|-------|-------|-------|-------|----|
| $ F_x $ | mittlere Schneidezahn | Cab | 0,437 | 0,354 | 0,022 | 1,342 | 30 |
| | | Gum | 0,673 | 0,613 | 0,003 | 2,307 | 29 |
| | | Nit | 0,768 | 0,681 | 0,005 | 2,817 | 28 |
| | | TMA | 1,028 | 1,040 | 0,019 | 3,682 | 30 |
| | Eckzahn | Cab | 0,546 | 0,606 | 0,082 | 2,908 | 30 |
| | | Gum | 1,221 | 0,984 | 0,101 | 3,554 | 28 |
| | | Nit | 1,175 | 0,864 | 0,183 | 3,396 | 25 |
| | | TMA | 1,235 | 0,788 | 0,041 | 2,538 | 21 |
| | zweite Prämolare | Cab | 0,415 | 0,309 | 0,013 | 1,176 | 30 |
| | | Gum | 0,745 | 0,645 | 0,014 | 2,240 | 30 |
| | | Nit | 0,774 | 0,748 | 0,007 | 2,673 | 30 |
| | | TMA | 1,030 | 0,836 | 0,070 | 2,814 | 30 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_x|$ [N] differenziert nach dem Zahn und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen.

Für $|F_x|$ sind beim mittleren Schneidezahn und beim zweiten Prämolaren annähernd gleiche M errechnet und liegen zwischen $0,415 \text{ N} \pm 0,309 \text{ N}$ (zweite Prämolare - Cab) und $1,030 \text{ N} \pm 0,836 \text{ N}$ (zweite Prämolare - TMA). Die M beim Eckzahn sind am größten und betragen $0,546 \text{ N} \pm 0,606 \text{ N}$ (Cab) bis $1,235 \text{ N} \pm 0,788 \text{ N}$ (TMA).

Zwischen den Zahngruppen zeigt sich ein signifikanter Unterschied ($p = 0,024$) für $|F_x|$ von Gum zwischen dem mittleren Schneidezahn und dem Eckzahn auf. In Abb. 53 sind signifikante Unterschiede der Bögen innerhalb und zwischen den Zahngruppen dargestellt.

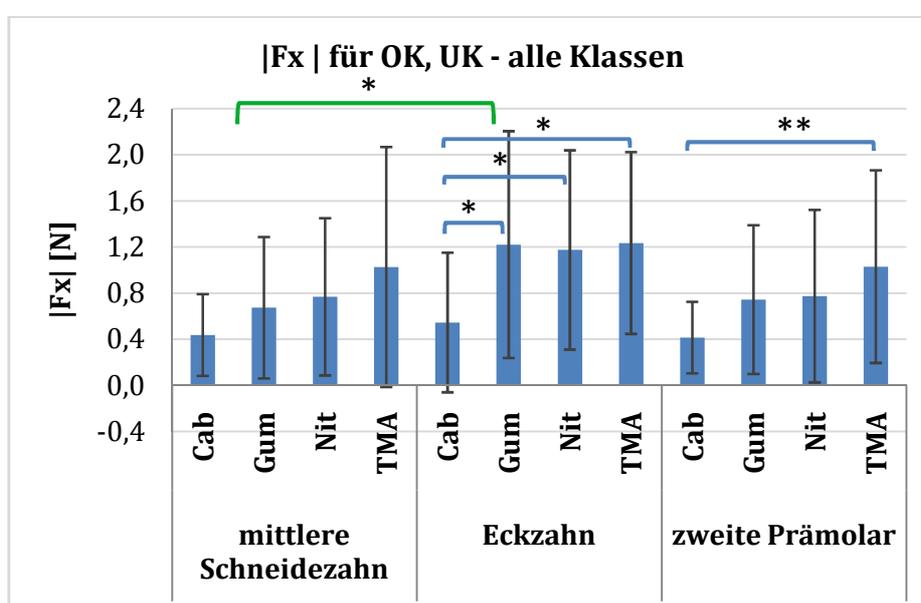


Abb. 53: Differenzierung von $|F_x|$ nach dem Zahn

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_x|$ [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Zahn. Eckzahn: Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,013$), Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,033$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,023$). Zweite Prämolare: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,003$). Es zeigt sich ein signifikanter Unterschied für $|F_x|$ von Gum zwischen dem mittleren Schneidezahn und dem Eckzahn ($p = 0,024$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen. Mittlere Schneidezahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 28$, TMA: $n = 30$; Eckzahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 25$, TMA: $n = 21$; zweite Prämolare: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 30$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied.

Tabelle 44 gibt die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|F_y|$ wieder.

Tabelle 44: Deskriptive Statistik von $|F_y|$ differenziert nach dem Zahn

| Kraft | Zahn | Bogen | <i>M</i> | <i>SD</i> | Min. | Max. | n |
|---------|-----------------------|-------|----------|-----------|-------|-------|----|
| $ F_y $ | mittlere Schneidezahn | Cab | 0,256 | 0,230 | 0,001 | 1,070 | 30 |
| | | Gum | 0,226 | 0,184 | 0,033 | 0,681 | 29 |
| | | Nit | 0,296 | 0,266 | 0,019 | 1,244 | 28 |
| | | TMA | 0,537 | 0,423 | 0,032 | 1,673 | 30 |
| | Eckzahn | Cab | 0,323 | 0,458 | 0,003 | 1,948 | 30 |
| | | Gum | 0,416 | 0,442 | 0,008 | 1,474 | 28 |
| | | Nit | 0,392 | 0,342 | 0,016 | 1,557 | 25 |
| | | TMA | 0,480 | 0,363 | 0,009 | 1,233 | 21 |
| | zweite Prämolare | Cab | 0,188 | 0,163 | 0,002 | 0,604 | 30 |
| | | Gum | 0,159 | 0,170 | 0,036 | 0,980 | 30 |
| | | Nit | 0,186 | 0,151 | 0,011 | 0,515 | 30 |
| | | TMA | 0,274 | 0,249 | 0,019 | 0,890 | 30 |

M, *SD*, Min., Max. und n für $|F_y|$ [N] differenziert nach dem Zahn und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen.

Für $|F_y|$ zeigen wesentlich kleinere Messwerte als für $|F_x|$. Diese liegen zwischen 0,188 N \pm 0,163 N (zweite Prämolare - Cab) und 0,537 N \pm 0,423 N (mittlere Schneidezahn - TMA). Die kleinsten *M* sind beim zweiten Prämolaren, die größten, mit der Ausnahme von TMA, beim Eckzahn zu verzeichnen. Bei der Kraft $|F_y|$ weisen sich signifikante Unterschiede bei TMA zwischen dem mittleren Schneidezahn und dem zweiten Prämolaren ($p = 0,015$) und bei Nit zwischen dem Eckzahn und dem zweiten Prämolaren ($p = 0,013$) auf. Diese und die signifikanten Unterschiede der Kräfte der Bögen innerhalb einer Zahngruppe sind in der folgenden Abb. 54 dargestellt.

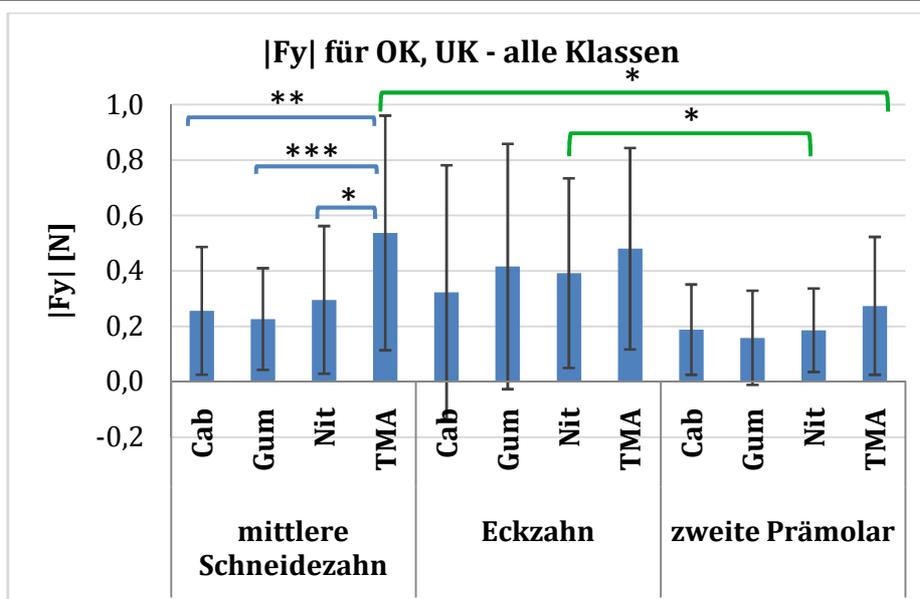


Abb. 54: Differenzierung von $|F_y|$ nach dem Zahn

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_y|$ [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Zahn. Mittlere Schneidezahn: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,002$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,012$). Es zeigen sich signifikante Unterschiede für $|F_y|$ von TMA zwischen dem mittleren Schneidezahn und dem zweiten Prämolar ($p = 0,015$) und für $|F_y|$ von Nit zwischen dem Eckzahn und dem zweiten Prämolaren ($p = 0,013$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen. Mittlere Schneidezahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 28$, TMA: $n = 30$; Eckzahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 25$, TMA: $n = 21$; zweite Prämolar: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 30$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 45 gibt die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für F_{res} wieder.

Tabelle 45: Deskriptive Statistik von F_{res} differenziert nach dem Zahn

| Kraft | Zahn | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|-----------|-----------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-----|
| F_{res} | mittlere Schneidezahn | Cab | 0,554 | 0,356 | 0,064 | 1,445 | 30 |
| | | Gum | 0,749 | 0,593 | 0,159 | 2,358 | 29 |
| | | Nit | 0,856 | 0,692 | 0,055 | 3,079 | 28 |
| | | TMA | 1,265 | 0,998 | 0,037 | 3,766 | 30 |
| | Eckzahn | Cab | 0,688 | 0,709 | 0,177 | 3,217 | 30 |
| | | Gum | 1,330 | 1,027 | 0,161 | 3,688 | 28 |
| | | Nit | 1,288 | 0,856 | 0,342 | 3,402 | 25 |
| | | TMA | 1,402 | 0,730 | 0,303 | 2,589 | 21 |
| | zweite | Cab | 0,479 | 0,315 | 0,054 | 1,214 | 30 |

| | Prämolar | | | | | | |
|--|----------|------------|-------|-------|-------|-------|----|
| | | Gum | 0,784 | 0,638 | 0,110 | 2,402 | 30 |
| | | Nit | 0,847 | 0,704 | 0,145 | 2,674 | 30 |
| | | TMA | 1,132 | 0,780 | 0,149 | 2,837 | 30 |

M , SD , Min., Max. und n für F_{res} [N] differenziert nach dem Zahn und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen.

Die M für F_{res} nehmen Werte von $0,479 \text{ N} \pm 0,315 \text{ N}$ (zweite Prämolar - Cab) bis $1,402 \text{ N} \pm 0,730 \text{ N}$ (Eckzahn - TMA) ein. Die Kräfte sind beim zweiten Prämolaren am kleinsten, beim Eckzahn am größten. Für die resultierende horizontale Kraft F_{res} sind signifikante Unterschiede bei Gum zwischen dem mittleren Schneidezahn und dem Eckzahn ($p = 0,017$) und zwischen dem Eckzahn und dem zweiten Prämolaren ($p = 0,026$) aufgezeigt. Diese und die signifikanten Unterschiede der Kräfte der Bögen innerhalb einer Zahngruppe sind in Abb. 55 dargestellt.

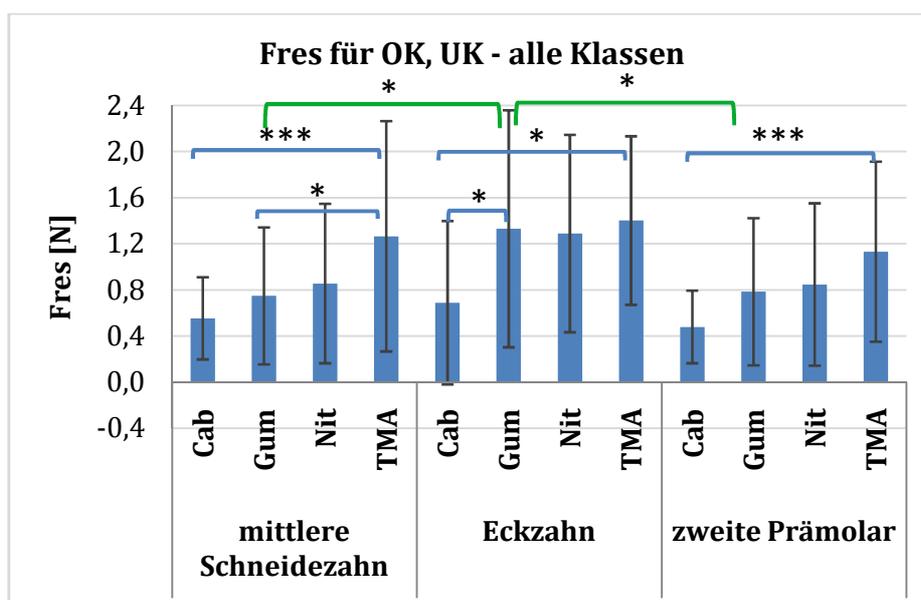


Abb. 55: Differenzierung von F_{res} nach dem Zahn

M , SD und signifikante Unterschiede für F_{res} [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Zahn. Mittlere Schneidezahn: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,001$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,033$). Eckzahn: Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,028$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,022$). Zweite Prämolar: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,001$). Es zeigen sich signifikante Unterschiede für F_{res} von Gum zwischen dem mittleren Schneidezahn und dem Eckzahn ($p = 0,017$) und zwischen dem Eckzahn und dem zweiten Prämolaren ($p = 0,026$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen. Mittlere Schneidezahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 28$, TMA: $n = 30$; Eckzahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 25$, TMA: $n = 21$; zweite Prämolar: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 30$. * = signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 46 gibt die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|F_z|$ wieder.

Tabelle 46: Deskriptive Statistik von $|F_z|$ differenziert nach dem Zahn

| Kraft | Zahn | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|---------|-----------------------|-------|-------|-------|-------|-------|----|
| $ F_z $ | mittlere Schneidezahn | Cab | 0,339 | 0,501 | 0,008 | 2,577 | 30 |
| | | Gum | 0,802 | 1,076 | 0,023 | 4,360 | 29 |
| | | Nit | 0,888 | 0,959 | 0,049 | 3,672 | 28 |
| | | TMA | 1,669 | 1,766 | 0,067 | 7,073 | 30 |
| | Eckzahn | Cab | 0,408 | 0,649 | 0,004 | 3,122 | 30 |
| | | Gum | 0,967 | 1,172 | 0,029 | 5,470 | 28 |
| | | Nit | 0,806 | 0,935 | 0,032 | 3,935 | 25 |
| | | TMA | 1,512 | 1,536 | 0,006 | 5,613 | 21 |
| | zweite Prämolare | Cab | 0,413 | 0,624 | 0,025 | 3,215 | 30 |
| | | Gum | 0,704 | 0,587 | 0,003 | 2,291 | 30 |
| | | Nit | 1,005 | 0,870 | 0,020 | 3,053 | 30 |
| | | TMA | 1,223 | 1,248 | 0,012 | 4,634 | 30 |

M , SD , Min., Max. und n für $|F_z|$ [N] differenziert nach dem Zahn und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen.

Für $|F_z|$ zeigen sich Werte von $0,339 \text{ N} \pm 0,501 \text{ N}$ (mittlere Schneidezahn - Cab) bis $1,669 \text{ N} \pm 1,766 \text{ N}$ (mittlere Schneidezahn - TMA). Hier lässt sich keine eindeutige Reihenfolge der Zähne nach aufsteigender Kraft erkennen. Der größte gemessene Wert für $|F_z|$ liegt bei $7,073 \text{ N}$ (mittlere Schneidezahn - TMA). Für die vertikale Kraft $|F_z|$ sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den Zahngruppen nachzuweisen. Die signifikanten Unterschiede der Kräfte der Bögen innerhalb einer Zahngruppe sind in Abb. 56 dargestellt.

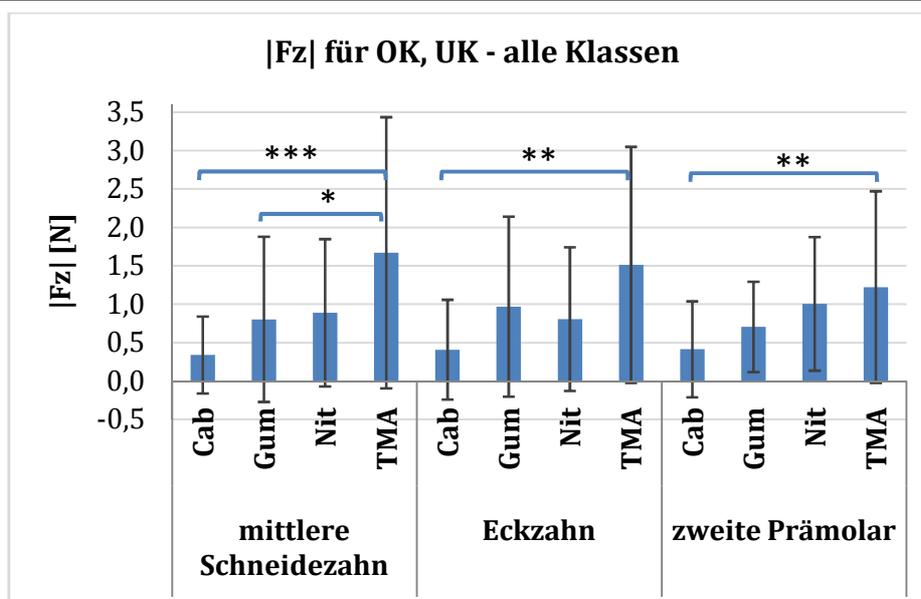


Abb. 56: Differenzierung von $|F_z|$ nach dem Zahn

M , SD und signifikante Unterschiede für $|F_z|$ [N] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Zahn. Mittlere Schneidezahn: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,032$). Eckzahn: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,003$). Zweite Prämolar: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,003$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen. Mittlere Schneidezahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 28$, TMA: $n = 30$; Eckzahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 25$, TMA: $n = 21$; zweite Prämolar: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 30$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

4.6.2 Drehmomente

Tabelle 47 gibt die M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|M_x|$ wieder.

Tabelle 47: Deskriptive Statistik von $|M_x|$ differenziert nach dem Zahn

| Drehmoment | Zahn | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|-----------------------|-------|-------|-------|-------|--------|-----|
| $ M_x $ | mittlere Schneidezahn | Cab | 0,801 | 0,668 | 0,001 | 2,624 | 30 |
| | | Gum | 1,875 | 2,344 | 0,031 | 8,360 | 29 |
| | | Nit | 2,434 | 3,020 | 0,011 | 12,583 | 28 |
| | | TMA | 3,446 | 3,797 | 0,000 | 14,636 | 30 |
| | Eckzahn | Cab | 1,357 | 1,464 | 0,066 | 5,580 | 30 |
| | | Gum | 3,070 | 3,130 | 0,034 | 12,748 | 28 |
| | | Nit | 3,306 | 3,613 | 0,070 | 13,938 | 25 |
| | | TMA | 4,485 | 3,337 | 0,100 | 11,776 | 21 |

| | | | | | | | |
|--|------------------------|------------|-------|-------|-------|--------|----|
| | zweite Prämolar | Cab | 0,937 | 0,667 | 0,228 | 2,547 | 30 |
| | | Gum | 1,610 | 1,337 | 0,048 | 5,285 | 30 |
| | | Nit | 2,385 | 2,297 | 0,250 | 9,975 | 30 |
| | | TMA | 3,007 | 3,513 | 0,085 | 14,974 | 30 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_x|$ [Nmm] differenziert nach dem Zahn und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen.

Die M von $|M_x|$, $|M_y|$ und $|M_z|$ liegen zwischen $0,660 \text{ Nmm} \pm 0,585 \text{ Nmm}$ ($|M_y|$ - zweite Prämolar - Cab) (Tabelle 48) und $4,485 \text{ Nmm} \pm 3,337 \text{ Nmm}$ ($|M_x|$ - Eckzahn - TMA) (Tabelle 47). Die statistische Auswertung ergibt für keinen der drei Drehmomente $|M_x|$, $|M_y|$ und $|M_z|$ signifikante Unterschiede zwischen den Zahngruppen.

Die signifikanten Unterschiede der Drehmomente der Bögen zwischen den Zahngruppen sind in den Abb. 57 bis 59 dargestellt.

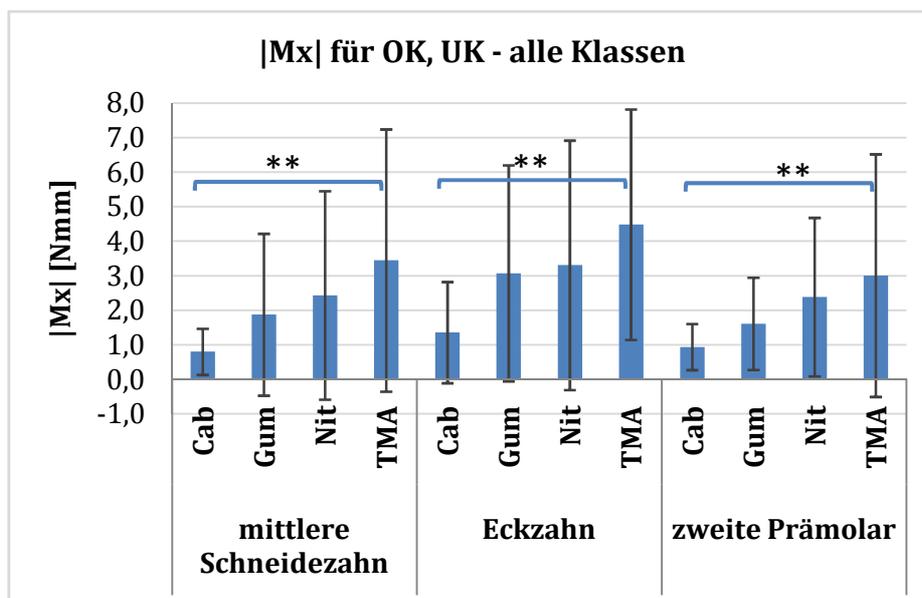


Abb. 57: Differenzierung von $|M_x|$ nach dem Zahn

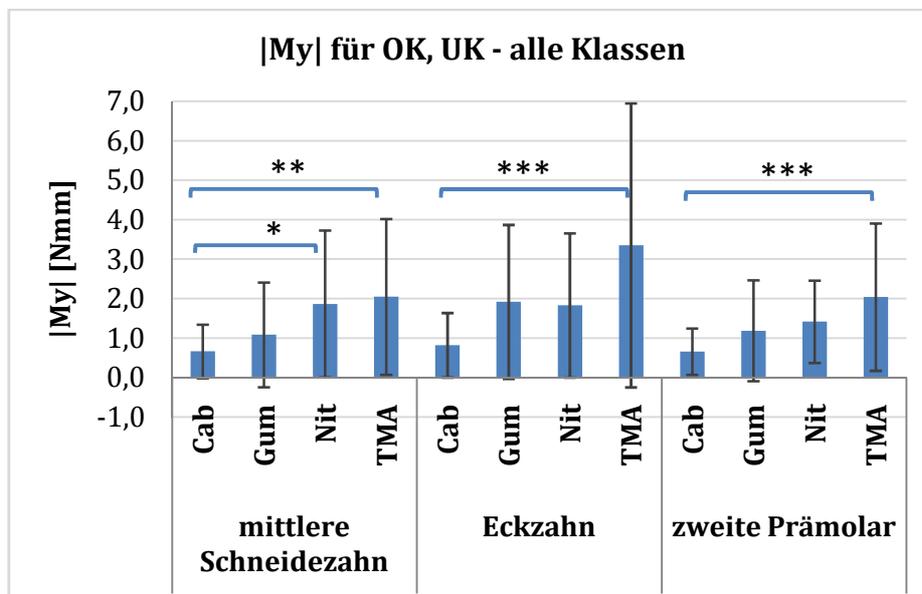
M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_x|$ [Nmm] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Zahn. Mittlere Schneidezahn: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,002$). Eckzahn: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,002$). Zweite Prämolar: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,003$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen. Mittlere Schneidezahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 28$, TMA: $n = 30$; Eckzahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 25$, TMA: $n = 21$; zweite Prämolar: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 30$. ** = hoch signifikanter Unterschied.

Tabelle 48 gibt M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|M_y|$ wieder.

Tabelle 48: Deskriptive Statistik von $|M_y|$ differenziert nach dem Zahn

| Drehmoment | Zahn | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------------|-----------------------|-------|-------|-------|-------|--------|----|
| $ M_y $ | mittlere Schneidezahn | Cab | 0,665 | 0,678 | 0,013 | 2,692 | 30 |
| | | Gum | 1,083 | 1,327 | 0,001 | 5,329 | 29 |
| | | Nit | 1,867 | 1,859 | 0,034 | 7,094 | 28 |
| | | TMA | 2,047 | 1,973 | 0,049 | 7,916 | 30 |
| Eckzahn | Cab | Cab | 0,821 | 0,816 | 0,007 | 3,191 | 30 |
| | | Gum | 1,918 | 1,950 | 0,035 | 9,675 | 28 |
| | | Nit | 1,827 | 1,825 | 0,031 | 6,706 | 25 |
| | | TMA | 3,349 | 3,596 | 0,111 | 11,515 | 21 |
| zweite Prämolare | Cab | Cab | 0,660 | 0,585 | 0,000 | 2,664 | 30 |
| | | Gum | 1,187 | 1,276 | 0,020 | 5,964 | 30 |
| | | Nit | 1,416 | 1,043 | 0,029 | 3,495 | 30 |
| | | TMA | 2,039 | 1,865 | 0,021 | 8,956 | 30 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_y|$ [Nmm] differenziert nach dem Zahn und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen.

Abb. 58: Differenzierung von $|M_y|$ nach dem Zahn

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_y|$ [Nmm] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Zahn. Mittlere Schneidezahn: Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,022$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,004$). Eckzahn: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$). Zweite Prämolare: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen. Mittlere Schneidezahn: Cab: $n = 30$, Gum:

n = 29, Nit: n = 28, TMA: n = 30; Eckzahn: Cab: n = 30, Gum: n = 28, Nit: n = 25, TMA: n = 21; zweite Prämolare: Cab: n = 30, Gum: n = 30, Nit: n = 30, TMA: n = 30. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

Tabelle 49 gibt M mit den SD , die Min. und Max. sowie die Stichprobengröße n für $|M_z|$ wieder.

Tabelle 49: Deskriptive Statistik von $|M_z|$ differenziert nach dem Zahn

| Drehmoment | Zahn | Bogen | M | SD | Min. | Max. | n |
|------------|-----------------------|-------|-------|-------|-------|--------|----|
| $ M_z $ | mittlere Schneidezahn | Cab | 1,303 | 1,027 | 0,018 | 3,970 | 30 |
| | | Gum | 2,334 | 1,512 | 0,144 | 5,165 | 29 |
| | | Nit | 2,630 | 2,038 | 0,150 | 9,363 | 28 |
| | | TMA | 4,013 | 2,533 | 0,069 | 12,740 | 30 |
| | Eckzahn | Cab | 1,625 | 1,366 | 0,194 | 4,811 | 30 |
| | | Gum | 3,433 | 2,180 | 0,052 | 7,610 | 28 |
| | | Nit | 3,186 | 2,064 | 0,034 | 6,471 | 25 |
| | | TMA | 4,063 | 2,813 | 0,174 | 8,780 | 21 |
| | zweite Prämolare | Cab | 1,663 | 1,392 | 0,034 | 5,282 | 30 |
| | | Gum | 2,533 | 1,589 | 0,160 | 6,362 | 30 |
| | | Nit | 2,452 | 1,598 | 0,156 | 5,980 | 30 |
| | | TMA | 3,218 | 2,025 | 0,074 | 6,758 | 30 |

M , SD , Min., Max. und n für $|M_z|$ [Nmm] differenziert nach dem Zahn und dem Bogen. Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen.

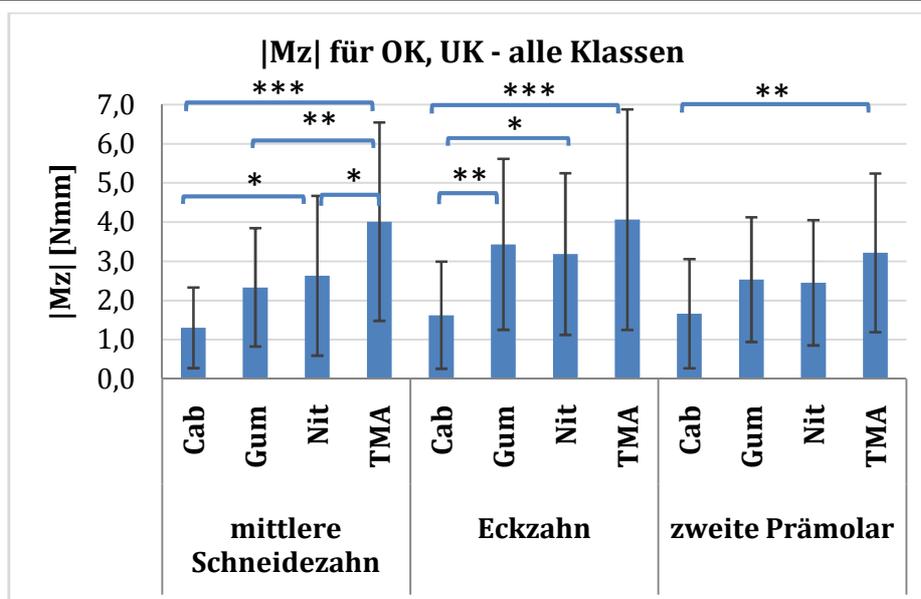


Abb. 59: Differenzierung von $|M_z|$ nach dem Zahn

M , SD und signifikante Unterschiede für $|M_z|$ [Nmm] von Cab, Gum, Nit und TMA differenziert nach dem Zahn. Mittlere Schneidezahn: Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,047$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,000$), Gum \leftrightarrow TMA ($p = 0,005$), Nit \leftrightarrow TMA ($p = 0,034$). Eckzahn: Cab \leftrightarrow Gum ($p = 0,009$), Cab \leftrightarrow Nit ($p = 0,044$), Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,001$). Zweite Prämolar: Cab \leftrightarrow TMA ($p = 0,003$). Die Stichprobengruppen umfassen beide Kiefer und alle drei Fehlstellungsklassen. Mittlere Schneidezahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 29$, Nit: $n = 28$, TMA: $n = 30$; Eckzahn: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 28$, Nit: $n = 25$, TMA: $n = 21$; zweite Prämolar: Cab: $n = 30$, Gum: $n = 30$, Nit: $n = 30$, TMA: $n = 30$. * = signifikanter Unterschied, ** = hoch signifikanter Unterschied, *** = höchst signifikanter Unterschied.

4.6.3 Zusammenfassung

Im Ganzen zeigen sich 2 von 28 möglichen signifikanten Unterschieden zwischen dem mittleren Schneidezahn und dem Eckzahn, sowie dem Eckzahn und dem zweiten Prämolaren. Außerdem gibt es 1 von 28 möglichen signifikanten Unterschieden zwischen dem mittleren Schneidezahn und dem zweiten Prämolaren.

In drei von fünf Fällen liegen signifikante Unterschiede bei Gum vor und jeweils in einem Fall bei Nit und bei TMA. Die p -Werte liegen zwischen 0,013 und 0,026.

Insgesamt ergibt sich in 5,95% der Messungen eine Korrelation zwischen der Zahngruppe und den orthodontischen Kraftsystemen. Dabei sind die Kraftsysteme beim zweiten Prämolaren am kleinsten und beim Eckzahn am größten.

4.7 Postexperimentelle makroskopische Expertise der Bögen

Die makroskopische Untersuchung der Bögen nach den Messungen auf plastische Verformung ergab ein heterogenes Bild. Die Cab-Bögen zeigten keinerlei bleibende Deformation bei allen 30 Modellen. Bei den Nit-Bögen blieben lediglich bei zwei Modellen gerade noch mit dem bloßen Auge sichtbare Deformationen, was 6,7% entspricht. Dagegen wiesen die Gum- und TMA-Bögen weitestgehend postexperimentelle plastische, z.T. gravierende Deformationen auf. Genauer gesagt waren 18 von 30 Gum-Bögen und 25 von 30 TMA-Bögen plastisch verformt, was 60,0% und 83,3% entspricht. Die Gum- und TMA-Bögen wiesen überwiegend gleich starke Verformungsgrade auf, wobei die stärksten Verformungen bei Modellen mit der Fehlstellungsklasse sev auftraten.

Die Abb. 60 und 61 zeigen das Modell Nr. 31 (UK - sev) in frontaler und okklusaler Ansicht. Darunter sind die vier getesteten Bögen in der postexperimentellen Phase dargestellt (Abb. 62 bis Abb. 65).



Abb. 60: Modell Nr. 31 (UK - sev), frontal



Abb. 61: Modell Nr. 31, (UK - sev), okkusal

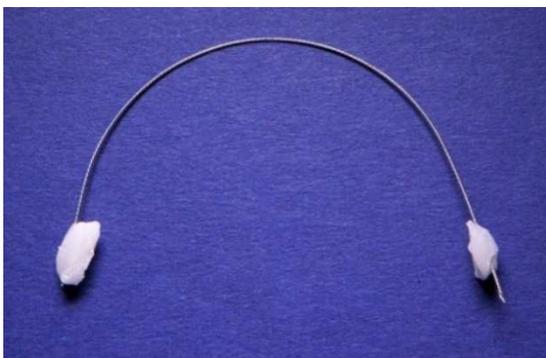


Abb. 62: Cab-Bogen 31, postexperimentell
keine plastische Deformation

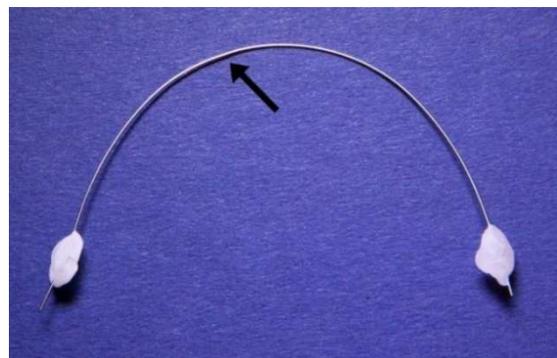


Abb. 63: Nit-Bogen 31, postexperimentell
leichte plastische Deformation (Pfeil)

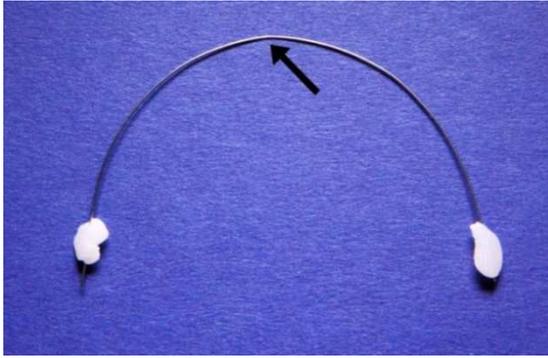


Abb. 64: Gum-Bogen 31, postexperimentell
leichte plastische Deformation (Pfeil)

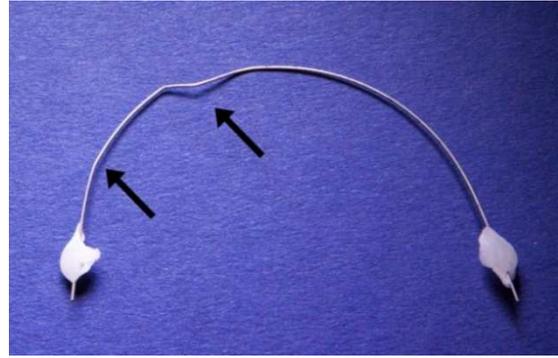


Abb. 65: TMA-Bogen 31, postexperimentell
starke plastische Deformation (Pfeile)

Der Cab-Bogen (Modell 31, UK - sev) weist keine (Abb. 62), der Nit-Bogen zeigt eine gerade noch sichtbare plastische Deformation auf (Abb. 63). Der Gum-Bogen zeigt einen leichten Knick (Abb. 64) und der TMA-Bogen ist deutlich plastisch verformt (Abb. 65).

Die Abb. 66 und 67 zeigen das Modell Nr. 18 (OK - mod) von frontal und okklusal. Die Bögen Cab und Nit weisen nach den Messungen keine sichtbare plastische Deformation auf. Die plastische Deformation von Gum und TMA ist in den Abb. 68 und 69 dargestellt.



Abb. 66: Modell Nr. 18 (Ok - mod), frontal



Abb. 67: Modell Nr. 18 (Ok - mod), okklusal

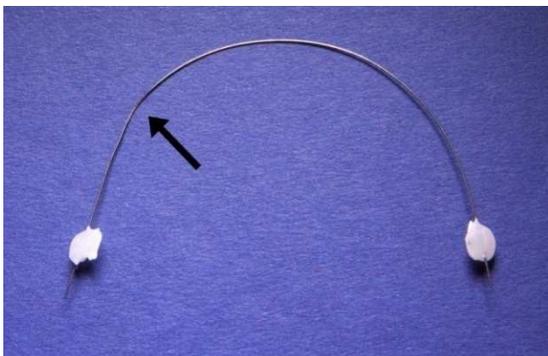


Abb. 68: Gum-Bogen 18, postexperimentell
leichte plastische Deformation (Pfeil)

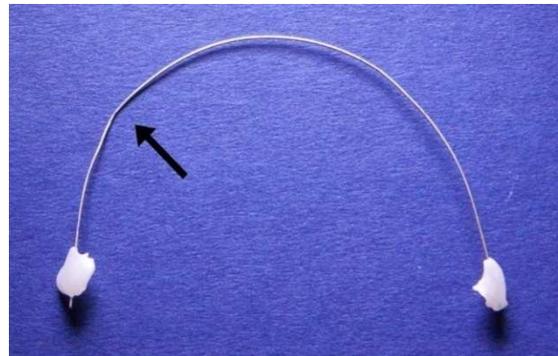


Abb. 69: TMA-Bogen 18, postexperimentell
leichte plastische Deformation (Pfeil)

In Abb. 70 und Abb. 71 ist das Modell Nr. 36 (OK - sev) von frontal und okklusal dargestellt. Auch hier weisen die Bögen Cab und Nit keinerlei sichtbare plastische Deformation nach den Messungen auf. Die plastische Deformation von Gum und TMA ist in den Abb. 72 und 73 dargestellt.



Abb. 70: Modell Nr. 36 (OK - sev), frontal



Abb. 71: Modell Nr. 36 (OK - sev), okklusal

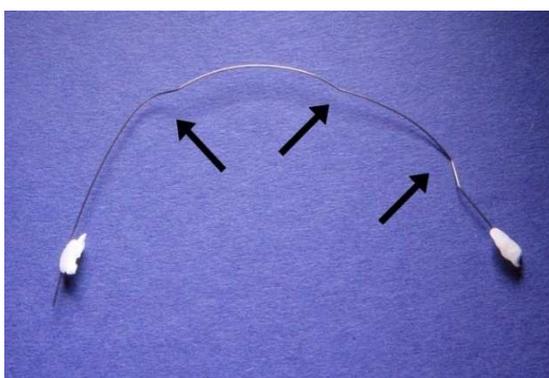


Abb. 72: Gum-Bogen 36, postexperimentell
starke plastische Deformation (Pfeile)

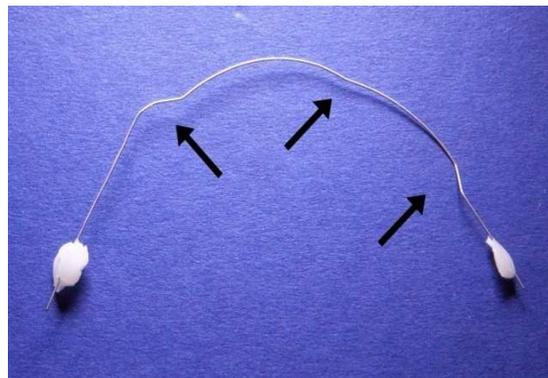


Abb. 73: TMA-Bogen 36, postexperimentell
starke plastische Deformation (Pfeile)

5 Diskussion und Schlussfolgerung

5.1 Diskussion

Das Ziel dieser Studie war es, die neuartige β -Titan-Legierung Gummetal (14er *Gummetal*[®] *Archwire*, *Rocky Mountain Morita Corporation*), auf die initialen Kraftsysteme während der Nivellierungsphase einer orthodontischen Behandlung zu untersuchen. Dieses wurde konventionellen Nivellierungsbögen, darunter einem Einzelstrang-NiTi-Bogen (14er *Nitinol Classic*, *OrthoForm III Ovoid*, *3m Unitek*[™]), einem siebenfach verseilten „superelastischen“ NiTi-Bogen (16er *Supercable*, *Speed System*[™] *Orthodontics*) und einem TMA-Bogen (16er *TMA*[®], *Broad Arch*, *Ormco*) gegenübergestellt. In diesem Abschnitt sollen die Bögen kritisch beurteilt werden, ob die von ihnen generierten Kraftsysteme im biologisch akzeptablen Bereich liegen und die Bögen für die Nivellierungsphase der orthodontischen Therapie geeignet sind. Ebenfalls soll dem Kieferorthopäden und dem kieferorthopädisch tätigen Zahnarzt die Möglichkeit zur Einschätzung des Indikationsspektrums von Gummetal gegeben werden.

Der Versuchsaufbau erlaubte die lokale drei-dimensionale Erfassung der Kräfte und Drehmomente an einem Zahn, wobei der Bogen an allen Zähnen des Kiefers einligiert war. Diese wurden auf signifikante Unterschiede zwischen den vier Bögen untersucht und es konnte eine Rangfolge der Bögen nach aufsteigender Kraft- resp. Drehmomentabgabe aufgestellt werden. Es hat sich gezeigt, dass das Gummetal die zweitkleinsten Kraftsysteme innerhalb der untersuchten Nivellierungsbögen initiierte. Für den verseilten NiTi-Bogen *Supercable* konnten die niedrigsten Kraftsysteme gemessen werden, somit belegte dieser den ersten Rang. Der solide NiTi-Bogen belegte den dritten und TMA den vierten Rang.

Darüber hinaus wurden weitere Faktoren untersucht, die sich auf die Kraft- und Drehmomentabgabe auswirken könnten. So wurden die Messdaten in die Kategorien Fehlstellungsgrad des Kiefers (min, mod, sev), Kiefer (OK, UK) und Zahn (mittlere Schneidezahn, Eckzahn, zweite Prämolare) eingeteilt und auf signifikante Unterschiede untersucht.

Im Folgenden werden die Methodik, die Ergebnisse und die klinische Relevanz dieser Studie diskutiert.

5.1.1 Diskussion der Methode

Mit 30 ausgesuchten Gipskiefermodellen von Patienten ist die Untersuchungsgruppe ausreichend groß gewesen, sodass eine Differenzierung nach den Fehlstellungsklassen nach Little⁹⁴ vorgenommen werden konnte.

Im Gegensatz zu den Messapparaturen aus vorhergehenden Studien, die ein Zwei-Zahn-Modell³⁵ oder ein Drei-Zahn-Modell^{15,23,169} betrachten, wurden in dieser Studie die lokalen Kraftsysteme an einem vollständig einligierten Bogen vermessen. Bei dem häufig genutzten vereinfachten Zwei-Zahn- bzw. Drei-Zahn-Modell wird lediglich der Einfluss der Nachbarzähne betrachtet.

Die isotherme Erwärmung des gesamten Versuchsaufbaus und der Materialien auf 37 °C näherte das Modell der klinischen Situation an. Allerdings müssen die trockenen Verhältnisse des Versuchsaufbaus an dieser Stelle kritisch beurteilt werden. Denn zum einen fungiert der Speichel als natürliches Schmiermittel für den Bogen im Bracket-Ligaturen-Komplex, zum anderen bewirkt er Korrosionsprozesse des Bogenmaterials^{16,78,110}.

Jedem Zahn wurde ein eigenes Koordinatensystem zugeordnet, wobei der Nullpunkt sich im Slotbodenmittelpunkt befand. Die vom Rechner dargestellten Werte können daher direkt miteinander verglichen werden.

Die Ermittlung der einzelnen Kraft- und Drehmomentkomponenten ermöglicht eine differenzierte Betrachtung und Bewertung des Messwerte. Damit kann ein direkter Vergleich mit den in der Literatur empfohlenen Maximalkräften erfolgen. Denn wie bereits Schwarz¹³⁸ und Reitan¹¹⁹ beschrieben, reagiert das orthodontische Zielgewebe am sensibelsten auf vertikal angreifende Kräfte, die eine Extrusion bzw. eine Intrusion des Zahnes bewirken. Die Höchstwerte für diese orthodontische Kraft sollten bei 0,1-0,3 N liegen. Horizontale Bewegungen in vestibulo-oraler und mesio-distaler Richtung können mit durchaus größeren Kräften durchgeführt werden. Hier liegen die maximal empfohlenen Werte bei bis zu 2 N^{73,82,95,119,120,122,138}.

Eine kritische Betrachtung verdient die Positionierung des Zahnes und des Sensors mit Hilfe des Messkreuzes und des Millimeterpapiers. Bei dieser Einstellungsmethode konnten Parallaxenfehler nicht ausgeschlossen werden, die jedoch bei allen Messungen glei-

chermaßen zum Tragen kommen konnten. Da sich bei der statistischen Auswertung mit wenigen Ausnahmen stets die gleiche Tendenz der Kraftsysteme der Bögen aufzeigen ließ, kann daraus geschlussfolgert werden, dass der Versuchsaufbau trotz dieser unvermeidbaren Fehlerquelle eine valide Aussage erlaubt.

Im Gegensatz zur klinischen Situation wurde an den ersten Molaren kein Band mit Bracket oder Tube angebracht, sondern der Bogen dort direkt adhäsiv an den Gipszähnen befestigt. Die Höhe der Bogenposition war markiert, allerdings konnte die vestibulo-orale Position des Bogens variieren. Somit beinhalten die Messungen am zweiten Prämolaren diese potentielle Fehlerquelle, die unter anderem zu Schwankungen zwischen den Messwerten unterschiedlicher Bögen führen kann.

Wie bei allen *in-vitro*-Versuchen, so fehlten auch hier die anatomischen, physiologischen und funktionellen Einflüsse, die klinisch von Bedeutung sind. So wurden bei dieser Studie die Attachmentverhältnisse und die Wurzellänge sowie die physiologische Eigenbeweglichkeit der Zähne nicht berücksichtigt, die sich auf das Ausmaß und die Art der initialen orthodontischen Zahnbewegung auswirken^{41,88,144,154}.

Der Versuchsaufbau dient dazu, die initial erzeugten Kraftsysteme der einzelnen Bögen abhängig von der Zahnfehlstellung, dem Kiefer und dem Zahn zu ermitteln und einander gegenüber zu stellen. Damit erfüllt er die Anforderungen zur Beantwortung der Fragestellungen dieser Studie.

5.1.2 Diskussion der Statistik

Die gemessenen Rohdaten wurden zunächst in Beträge der Messwerte umgewandelt, da in dieser Studie nicht die Krafrichtung, sondern die Kraftgröße und die Kraftebene von Belang sind. Dadurch wurden die Ergebnisse überschaubarer.

Aus den horizontalen Kräften F_x und F_y wurde eine resultierende horizontale Kraft F_{res} berechnet und der vertikalen Kraft F_z gegenübergestellt. Diese Anschauung ermöglicht es, die beiden Kräfte mit Ergebnissen aus vorhergehenden Studien zu vergleichen.

Trotz des relativ großen Anteils an normalverteilten Daten (vgl. Kapitel 4.1, S. 56) wurde auf nichtparametrische Tests zurückgegriffen. Damit ließ sich eine homogene statistische Auswertung aller Fragestellungen bewerkstelligen.

In Fragestellung 1 wurden die Messwerte nach dem Bogenmaterial und der Kraft- bzw. Drehmomentkomponente differenziert und einander gegenübergestellt.

Die Fragestellung 2 beschäftigte sich mit signifikanten Unterschieden zwischen den Bögen innerhalb der Entitätsgruppen (z.B. OK - min - Zahn 11). Daraus ergab sich die Rangliste der Bögen nach aufsteigenden Kraftsystemen in der Fragestellung 3.

In den Fragestellungen 4, 5 und 6 wurden die Messwerte nach weiteren Einflussfaktoren wie der Fehlstellungsklasse, dem Kiefer und dem Zahn differenziert. Denn wie bereits in der Literatur beschrieben, übt sich das Ausmaß der Fehlstellung sowie die Zahngruppe auf die eingeleiteten orthodontischen Kräfte aus^{22,56,134,165}.

5.1.3 Diskussion der verwendeten Materialien

Der ausgesuchte konventionelle NiTi-Bogen, der „superelastische“ verseilte NiTi-Bogen und der β -Titan-Bogen TMA sind typische Repräsentanten von konventionellen Nivellierungsbögen. Das neuartige Gummetal, ebenfalls eine β -Titan-Legierung, wurde den ersten drei Genannten gegenüber gestellt. Alle Bögen wiesen einen runden Querschnitt auf, was der nötigen Kraftreduktion in der Nivellierungsphase zugutekommt¹⁶⁵. Zwei der Bögen hatten einen Durchmesser von 0,014 inch (Nitinol Classic und Gummetal), die anderen beiden Bögen hatten einen Durchmesser von 0,016 inch (TMA und Supercable). Dieser Unterschied der Radien wirkt sich zwangsläufig auf die Höhe der initiierten Kraftsysteme aus und muss bei der Betrachtung der Ergebnisse kritisch beurteilt werden.

Zwei Bögen sollen laut Hersteller „superelastische“ Eigenschaften aufweisen (Supercable, Gummetal)^{21,127}. Der E-Modul von etwa 80 GPa ist für TMA am höchsten^{34,93,131}, Nitinol und Gummetal haben einen in etwa gleich großen E-Modul von etwa 40 GPa^{67,93,128,131}, für Supercable ließ sich in der Literatur keine Angabe für den E-Modul finden, dieser kann aber als niedrig eingeschätzt werden und liegt unter den E-Moduln von Gummetal und Nitinol.

Die Steifigkeit von Supercable, Nitinol und Gummetal ist im Vergleich zu Edelstahl niedrig^{33,76}, die von TMA moderat^{33,76,93}. Mit Ausnahme von Gummetal weisen alle Bögen eine raue Oberfläche auf^{79,128,131,133}.

Bezüglich der Friktionswerte der Bögen herrscht in der Literatur vermehrt Einigkeit: Stahlbögen weisen die geringsten Friktionswerte auf, gefolgt von Kobalt-Chrom-, NiTi- und schließlich von TMA-Bögen^{3,12,43,75,76,79,89,90,108,112,131,156,163}. Nur Bazakidou et al. stellen in ihren Untersuchungen bei NiTi-Bögen eine höhere Friktion als bei TMA-Bögen fest¹⁷. Die Friktion von Gummetal beträgt die Hälfte der Friktion von TMA⁶⁷. Zur Friktion von Supercable findet man keine konkreten Angaben in der Literatur, allerdings ermittelten Schumacher et al. für alle verseilten Bögen „unerwartet niedrige“ Friktionswerte¹³³.

Die Formbarkeit der beiden NiTi-Bögen ist schwach ausgeprägt^{76,131}, während sie bei β -Titan-Bögen stark ausgeprägt ist^{57,76}.

In Tabelle 50 sind die für die Kraftsysteme relevanten Eigenschaften der vier untersuchten Bögen einander gegenübergestellt.

Tabelle 50: Zusammenfassung der Eigenschaften von Cab, Nit, TMA und Gum

| | Supercable | Nitinol | TMA | Gummetal |
|--|---|--|--------------------------------------|--|
| Legierung | Ni-Ti | Ni-Ti | β -Ti-Mb-Zr-Sn ⁹⁰ | β -Ti-Nb-Ta-Zr |
| Geometrie | rund, siebenfach koaxial verseilt | rund, solide | rund, solide | rund, solide |
| Dimension | 0,016 inch | 0,014 inch | 0,016 inch | 0,014 inch |
| Pseudo- elastizität | ja ^{20,24,146} | nein ¹ | nein ^{34,57} | ja ⁶⁷ |
| E-Modul | keine Angaben, eher niedrig ^{33,76} | 30-60 GPa ^{93,131} | 65-90 GPa ^{34,93,131} | 40-45 GPa ^{67,128} |
| Oberflächen- beschaffenheit | rau wie Edel- stahlbögen ¹³³ | rauer als Edel- stahlbögen ¹³¹ | rau ⁷⁹ | glatt, gut polier- bar ¹²⁸ |
| Friktion | niedrig ¹³³ | moderat ^{76,131} | hoch ^{76,79,90,163} | etwa die Hälfte von TMA ⁶⁷ |
| Formbarkeit | schwach ausgeprägt ⁷⁶ | schwach ausgeprägt ^{76,131} | stark ausgeprägt ^{57,76} | stark ausgeprägt |

Wie man der Literatur entnehmen kann, sind für den „superelastischen“ verseilten Bogen stets die geringsten Kraftsysteme ermittelt worden^{21,22,54,56,111,124,139}. Die Kraftsysteme von Nitinol sollten zwischen Supercable und TMA liegen^{33,44,76,92,93}. Nach den oben genannten Eigenschaften von Gummetal sollten dessen Kraftsysteme vergleichbar mit Nitinol sein.

Die Eigenschaften von Bracket und Ligatur wirken sich ebenfalls auf die Friktion aus, die wiederum Einfluss auf die Höhe der Kraftreduktion hat^{18,25,45,48,133,134}.

Die Messreihe wurde mit Edelstahlbrackets (*discovery® Brackets, System Roth 18*, H x T = 0,46 x 0,76 mm/18 x 30, *Dentaurum*) und elastischen Ligaturen durchgeführt. Edelstahlbrackets und elastische Ligaturen finden weite Verbreitung im klinischen Alltag.

Edelstahlbrackets weisen geringere Friktionswerte als Keramikbrackets auf^{12,18,108,136}. Im Vergleich zu Kompositbrackets und Titanbrackets herrscht keine Einigkeit der Autoren über die Rangfolge dieser bezüglich der Friktionswerte^{17,26,37,104,160}.

Elastische Ligaturen sind die Alternative zu Stahlligaturen bzw. zu SLB. In der Literatur überwiegt die Meinung, dass elastische Ligaturen höhere Friktionswerte als „entschärfte“, d.h. um 90-180° zurückgedrehte, Stahlligaturen aufweisen^{18,55,64,133}.

In dieser Studie kompensieren sich die niedrige Friktion der Edelstahlbrackets und die hohe Friktion der elastischen Ligaturen. Somit kann die Friktion des Bracket-Ligaturen-Komplexes als moderat eingestuft werden.

Die Gesamtfriktion des Bracket-Ligaturen-Bogen-Komplexes von Nitinol ist etwas höher einzustufen, als die von Gummetal (Tabelle 50), denn Nitinol besitzt eine raue Oberfläche¹³¹ und Gummetal soll laut Saito et al. glatt und gut polierbar sein¹²⁸. Bei Supercable-Bögen kann von einer niedrigen Friktion ausgegangen werden¹³³. Nach Hasegawa beträgt die Friktion von Gummetal etwa die Hälfte von TMA⁶⁷. Die höchste Friktion muss beim TMA-Bogen überwunden werden^{3,43,75,89,108,112,156,162}, was zu einer starken Reduktion der eingesetzten orthodontischen Kraft führt^{4,48,89,99,106,133,134,162}.

Somit ist es anzunehmen, dass die auf den Zahn tatsächlich wirkende Kraft niedriger als die gemessene Kraft ist. Wie hoch diese friktionsbedingte Kraftreduktion ist, kann anhand der unterschiedlichen Literaturangaben nur grob abgeschätzt werden. So beschreiben Montasser et al., abhängig von der Bracketwahl, 35-47% Kraftverlust bei Edelstahlbögen, 36-64% bei NiTi-Bögen und bis zu 74% bei TMA-Bögen¹⁰⁶. Drescher et al. beschreiben für Edelstahlbögen einen Kraftverlust von 50% und für TMA-Bögen von bis zu 80%^{45,48,134}.

Die Aussagekraft der Ergebnisse reduziert sich auf die Kombination der verwendeten Brackets mit elastischen Ligaturen und den vier vermessenen Bögen. Die ausgesuchten Materialien finden allerdings weite Verbreitung im klinischen Alltag. Damit genügt die Aussagekraft dieser Studie, um dem praktizierenden Kieferorthopäden und Zahnarzt eine Orientierung in der angebotenen Produktvielfalt zu geben.

5.1.4 Diskussion der Ergebnisse

5.1.4.1 Diskussion der gemessenen Kraftsysteme

Bei der Gegenüberstellung der ermittelten Kraftsysteme von *Nitinol Classic* (14er Ortho-Form III Ovoid, 3m Unitek™), *TMA*® (16er Broad Arch, Ormco), *Supercable* (16er Speed System™ Orthodontics) und *Gummetal*® Archwire (14er Rocky Mountain Morita Corporation) sind für Supercable stets die niedrigsten *M* der Kräfte und Drehmomente zu verzeichnen. Für Gummetal wurden die zweitkleinsten Kraftsysteme gemessen. Nitinol liegt mit den *M* der Kräfte und Drehmomente zumeist oberhalb von Gummetal und TMA initiiert die größten Kraftsysteme.

Signifikante Unterschiede zwischen den Bögen für eine Kraft oder ein Drehmoment wurden innerhalb der Entitätsklassen (vgl. Kapitel 4.2) untersucht und sind in Tabelle 51 zusammengefasst.

Tabelle 51: Zusammenfassung der signifikanten bis höchst signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Bögen bei Betrachtung der 18 Entitätsklassen

| Bogen A | Bogen B | Prozentueller Anteil der signifikanten bis höchst signifikanten Unterschiede |
|------------|------------|--|
| Cab | Gum | 0% |
| | Nit | 10% |
| | TMA | 100% |
| Gum | Cab | 0% |
| | Nit | 10% |
| | TMA | 50% |
| Nit | Cab | 10% |
| | Gum | 10% |
| | TMA | 20% |
| TMA | Cab | 100% |
| | Gum | 50% |
| | Nit | 20% |

Diese Angaben beziehen sich auf die 18 Entitätsklassen in Kapitel 4.2. Bei einer weniger differenzierten Betrachtung (vgl. Kapitel 4.1) ergeben sich auch signifikante bis höchst signifikante Unterschiede zwischen Cab und Gum (vgl. Abb. 26 und Abb. 27).

Diese Ergebnisse korrelieren mit der oben aufgestellten Rangliste der Bögen nach den generierten Kraftsystemen. Bei Betrachtung der kraftbeeinflussenden Bogeneigenschaften der vier Bögen, die in Tabelle 50 auf S. 113 zusammengefasst sind, entsprechen diese Ergebnisse den physikalischen Gesetzmäßigkeiten und den Erwartungen.

Die durchschnittliche horizontale Kraft F_{res} von Supercable liegt bei $0,574 \text{ N} \pm 0,495 \text{ N}$, die vertikale Kraft $|F_z|$ bei $0,386 \text{ N} \pm 0,589 \text{ N}$ (s. Tabelle 5, S. 57). Für Gummetal wurden für die horizontale Kraft F_{res} ein Mittelwert von $0,948 \text{ N} \pm 0,808 \text{ N}$ und für die vertikale Kraft $|F_z|$ ein Mittelwert von $0,821 \text{ N} \pm 0,968 \text{ N}$ ermittelt. Für Nitinol liegt die horizontale Kraft F_{res} bei $0,983 \text{ N} \pm 0,767 \text{ N}$ und die vertikale Kraft $|F_z|$ bei $0,906 \text{ N} \pm 0,913 \text{ N}$. Die horizontale Kraft F_{res} von TMA beträgt im Mittel $1,251 \text{ N} \pm 0,852 \text{ N}$ und die vertikale Kraft $|F_z|$ $1,463 \text{ N} \pm 1,525 \text{ N}$. Die SD sind sehr hoch. Das ist darauf zurückzuführen, dass die untersuchten Modelle sich trotz der Kategorisierung nach Little⁹⁴ sehr stark in der Zahnbogengeometrie unterscheiden, was zu dieser breiten Streuung der Messwerte führt.

Die Differenzierung nach der Zahngruppe erfolgte in Fragestellung 6 und kann für die Kräfte folgendermaßen zusammengefasst werden (Tabelle 52, vgl. Tabelle 45 und Tabelle 46, S. 98-100):

Tabelle 52: Arithmetische Mittelwerte der horizontalen Kraft F_{res} und vertikalen Kraft $|F_z|$ [N]

| | Schneidezahn | | Eckzahn | | Prämolar | |
|-------------------|--------------|---------|-----------|---------|-----------|---------|
| | F_{res} | $ F_z $ | F_{res} | $ F_z $ | F_{res} | $ F_z $ |
| Supercable | 0,554 | 0,339 | 0,688 | 0,408 | 0,479 | 0,413 |
| Gummetal | 0,749 | 0,802 | 1,330 | 0,967 | 0,784 | 0,704 |
| Nitinol | 0,856 | 0,888 | 1,288 | 0,806 | 0,847 | 1,005 |
| TMA | 1,265 | 1,669 | 1,402 | 1,512 | 1,132 | 1,223 |

Die Differenzierung erfolgte nach dem Bogen und dem Zahn. SD und n sind hier der besseren Übersichtlichkeit halber nicht aufgeführt und können den Tabellen 45 und 46 entnommen werden.

Die maximalen empfohlenen orthodontischen Extrusions- und Intrusionskräfte liegen bei $0,15\text{-}0,3 \text{ N}$ ⁹⁵. Diese betragen bei Gummetal und Nitinol etwa das Dreifache und bei TMA etwa das Fünffache des empfohlenen Werts. Die empfohlenen horizontalen Kräfte liegen für Schneidezähne und Prämolaren bei $0,2\text{-}0,5 \text{ N}$ und für Eckzähne und Molaren bei $0,5\text{-}$

2,5 N⁹⁵. In Tabelle 53 sind die empfohlenen orthodontischen Kräfte und Drehmomente aufgeführt.

Tabelle 53: Empfohlene orthodontische Kräfte und Drehmomente differenziert nach Zahn und Bewegung

| | Zahnbewegung | Schneidezähne, Prämolaren | Eckzähne, Molaren |
|--------------------------------------|---|------------------------------|----------------------|
| Kräfte⁹⁵ | Kippung | 0,2-0,3 N | 0,5-0,75 N |
| | Körperliche Translation | 0,4-0,5 N | 1,5-2,5 N |
| | Extrusion, Intrusion | 0,15-0,3 N | 0,15-0,3 N |
| Drehmomente^{114,123} | Angulation, Torque, Rotation | < 5 Nmm | < 10 Nmm |

Aus Ludwig B., Glasl B.: Selbstligierende Brackets: Konzepte und Behandlung; Georg Thieme Verlag; 2009⁹⁵, Proffit W., Fields H.: Contemporary Orthodontics; Elsevier Health Sciences; 2014¹¹⁴, Ricketts R., Bench R.: Bioprogressive Therapy; Rocky Mountain Orthodontics; 1979¹²³. N = Newton, Nmm = Newtonmillimeter.

Die ermittelten horizontalen Kräfte von Gummetal, Nitinol und TMA übersteigen die Empfehlungen für Schneidezähne und Prämolaren. Für Eckzähne können die gemessenen Werte der horizontalen Kräfte aller vier Bögen als biologisch akzeptabel eingestuft werden. Supercable generiert bei allen drei Zähnen horizontalen Kräfte, die im Rahmen des biologisch akzeptablen Bereiches liegen (Tabelle 52).

Bei den ermittelten Werten für die vertikalen Kräfte liegt nur Supercable knapp über den empfohlenen Kraftmaxima. Die anderen drei Bögen Nit, Gum und TMA überschreiten die Kraftempfehlungen bei Weitem (Tabelle 52).

Die *M* der Drehmomente der Bögen, differenziert nach der Zahngruppe, sind in Tabelle 54 zusammengefasst.

Tabelle 54: Arithmetische Mittelwerte der Drehmomente $|M_x|$, $|M_y|$ und $|M_z|$ [Nmm]

| | Schneidezahn | | | Eckzahn | | | Prämolar | | |
|-------------------|--------------|---------|---------|---------|---------|---------|----------|---------|---------|
| | $ M_x $ | $ M_y $ | $ M_z $ | $ M_x $ | $ M_y $ | $ M_z $ | $ M_x $ | $ M_y $ | $ M_z $ |
| Supercable | 0,801 | 0,665 | 1,303 | 1,357 | 0,821 | 1,625 | 0,937 | 0,660 | 1,663 |
| Gummetal | 1,875 | 1,083 | 2,334 | 3,070 | 1,918 | 3,433 | 1,610 | 1,187 | 2,533 |
| Nitinol | 2,434 | 1,867 | 2,630 | 3,306 | 1,827 | 3,186 | 2,385 | 1,416 | 2,452 |
| TMA | 3,446 | 2,047 | 4,013 | 4,485 | 3,349 | 4,063 | 3,007 | 2,039 | 3,218 |

Die Differenzierung erfolgte nach dem Bogen und dem Zahn. *SD* und *n* sind hier der besseren Übersichtlichkeit halber nicht aufgeführt und können den Tabellen 47 bis 49 entnommen werden.

Die Durchschnittswerte der Drehmomente liegen zwischen 0,660 Nmm \pm 0,585 Nmm (Cab - Prämolar - $|M_y|$) und 4,485 Nmm \pm 3,337 Nmm (TMA - Eckzahn - $|M_x|$), wobei sich die bereits oben beschriebene Rangfolge der Drehmomentgröße der Bögen zeigt. Diese Werte können als biologisch akzeptabel erachtet werden^{114,123}. Die gemessenen Drehmomente liegen zwischen 0 Nmm ($|M_y|$, Cab, Nit; $|M_x|$, TMA) und 14,974 Nmm ($|M_x|$, TMA), wobei die Maxima den biologisch akzeptablen Bereich weit überschreiten.

Anhand dieser Ergebnisse kann lediglich für Supercable eine Empfehlung für eine klinische Anwendung in der Nivellierungsphase gegeben werden. Gummetal, Nitinol und TMA überschreiten bei Weitem die empfohlenen orthodontischen Kräfte^{74,84,97,121,122,124,139}. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch Fuck und Drescher⁵⁴, Gabersek⁵⁶, Grimm⁶⁰ und Mayadali¹⁰⁰.

An dieser Stelle muss auf die nähere Betrachtung der tatsächlich auf den Zahn übertragenen Kraftsysteme eingegangen werden. Denn wie Schumacher et al.^{134,135}, Bourauel et al.²⁵ und Drescher et al.^{45,47,48} bereits beschrieben haben, wird die Kraft durch die Friktion im Bogen-Bracket-Ligaturen-Komplex um bis zu 50-80% reduziert. Wie hoch der Anteil dieser Kraftreduktion tatsächlich ist, konnte in dieser Studie nicht gemessen werden. Man kann anhand der Materialkombination und der Literaturangaben eine annähernde Einschätzung geben, wie hoch die Friktion war und wie stark diese die auf den Zahn übertragene Kraft reduzierte. Die bereits weiter oben erläuterten Friktionsverhältnisse der Bögen erlauben folgende Aussagen: TMA hat die größten Friktionswerte, Nitinol und Gummetal haben geringere Friktionswerte als TMA, Supercable dürfte als verseilter Bogen ebenfalls niedrige Friktionswerte aufweisen¹³³.

In der vorliegenden Studie sind die Kraftsysteme von TMA stets am größten, sodass man diesen Bogen in der verwendeten Dimension (0,016 inch) nicht für die Nivellierungsphase empfehlen kann. Bedenkt man allerdings die potentielle Kraftreduktion durch die Friktion, so müssten die auf den Zahn orthodontisch wirksamen Kräfte kleiner sein als die am Bracket applizierten Kräfte.

Nun bleibt noch zu beurteilen, wie hoch der Anteil der Friktion in der Nivellierungsphase, in der die bogengeführte Zahnbewegung in mesio-distaler Richtung nur geringfügig stattfindet, tatsächlich ist.

Die Kraft $|F_y|$ liegt bei allen Messungen stets deutlich unterhalb der Kraftbeträge von $|F_x|$ und $|F_z|$. Vermutlich ist das darauf zurück zu führen, dass während der Nivellierungsphase die Mesialisierung und Distalisierung nur von geringer Bedeutung sind. Hauptsächlich findet hier die Nivellierung der Zähne in der bucco-oralen und vertikalen Richtung statt. Desweiteren werden Derotationen und Kippungen durchgeführt. Die bogengeführte Zahnbewegung in der mesio-distalen Richtung findet dagegen vor allem in der Kontraktions- und der Führungsphase statt.

Es ist davon auszugehen, dass die friktionsbedingte Kraftreduktion in der Nivellierungsphase stattfindet, aber im Vergleich zur Kontraktion- und Führungsphase wesentlich kleiner ausfällt.

Ein weiterer wesentlicher Aspekt, der sich kraftmindernd auswirkt, ist die nach dem Auslagieren der Bögen beobachtete plastische Verformung. 60% der Gummetal-Bögen und 83% der TMA-Bögen wiesen eine plastische Deformation auf. Nitinol zeigte nur bei zwei Bögen (6,7%) eine leichte plastische Verformung auf. Cab verformte sich rein elastisch.

Sobald die Elastizitätsgrenze des Bogens überschritten ist, geht die Resilienz, d.h. die gespeicherte Energie des Bogens und damit das Potential Arbeit zu verrichten, in die Zähigkeit des Bogens über. Der Bogen wird partiell plastisch verformt und kann sich nur um den Betrag der elastischen Verformung zurückstellen und auch nur so viel orthodontisch wirksame Kraft ausüben. Je niedriger die Elastizitätsgrenze eines Bogens liegt, desto kleiner ist der maximale Aktivierungsbereich eines Bogens, in dem noch vollständig reversible Verformung möglich ist, und damit Arbeit verrichtet werden kann.

Für die hier gemachten Beobachtungen bedeutet dies, dass Gummetal und TMA sich relativ schnell außerhalb des elastischen Bereiches befinden und damit nur noch partiell Arbeit verrichten können, sobald die Elastizitätsgrenze überschritten ist. Somit wirkt sich die

plastische Deformation der Bögen ebenfalls kraftmindernd aus, sie ist allerdings in der Weise nicht erwünscht.

Die hier diskutierte Kraftminderung durch plastische Verformung des Bogens stellt eine unerwünschte Reduzierung des Arbeitsbereiches eines Bogens dar und ist nicht zu verwechseln mit der erwünschten Kraftreduzierung von Nivellierungsbögen durch vorteilhaft gewählte Eigenschaften des Materials.

In der Literatur werden sowohl das Nitinol als auch das Gummetal als pseudoelastisch beschrieben. Die maximale elastische Verformung der Nitinols liegt bei 8%^{46,49,147,148}, die des Gummetals bei 2,5%^{67,127}. Diese Größenordnungen werden auch in dieser Studie wiedergespiegelt. Sollte das Gummetal tatsächlich über eine Pseudoelastizität verfügen, so ist diese sehr viel geringer ausgeprägt als beim Nitinol. Die kraftmindernde plastische Verformung muss bei der Betrachtung der aufgestellten Rangliste der Bögen nach aufsteigenden Kraftsystemen berücksichtigt werden.

Es ist anzunehmen, dass beim Gummetal lediglich auf Grund der plastischen Deformation niedrigere Kraftsysteme als beim Nitinol gemessen wurden.

5.1.4.2 Diskussion der Einflussfaktoren

In den Fragestellungen 4, 5 und 6 wurden die gemessenen Kraftsysteme nach dem Fehlstellungsgrad, Kiefer und der Zahngruppe differenziert.

Die Abhängigkeit der Kraftsysteme vom Fehlstellungsgrad der Zähne lässt sich bei Betrachtung der ermittelten Werte vermuten. Allerdings lassen sich nur bei 7,14% der Kraftsysteme signifikante Unterschiede ($0,014 < p\text{-Wert} < 0,029$) zwischen den Fehlstellungsgraden nachweisen. Dies spricht für eine eher schwache positive Korrelation zwischen dem Fehlstellungsgrad und der Größe der Kraftsysteme. Das Ergebnis widerspricht der Feststellung von Gabersek, die in über 70% hoch bis höchst signifikante Unterschiede zwischen den Engstandsklassen nachweisen konnte⁵⁶. Dieser Unterschied lässt sich durch die unterschiedlich strenge statistische Auswertung begründen. Gabersek wandte nur den Mann-Whitney-U-Test an. In dieser Studie folgten auf den K-W-Test der M-W-U-Test und eine Bonferroni-Korrektur, was die Häufigkeit der signifikanten Unterschiede deutlich reduzierte.

Die Differenzierung der Messwerte nach dem Kiefer (OK, UK) ergibt in 14,29% signifikante Unterschiede ($0,013 \leq p\text{-Wert} \leq 0,041$). Dabei sind die M im OK stets etwas kleiner als im UK. Dies ist vermutlich auf die stärkere Engstandsausprägung in Kombination mit dem kleineren Interbracketabstand im UK zurückzuführen. Das konnte auch Winkel in seiner Studie feststellen¹⁶⁹.

Den geringsten Einfluss auf die Höhe der Kraftsysteme zeigte die Zahngruppe. In nur 5,95% können signifikante Unterschiede ($0,013 \leq p\text{-Wert} \leq 0,026$) zwischen den Zahngruppen und der Höhe der Kraftsysteme nachgewiesen werden. Dabei sind die Kraftsysteme des mittleren Schneidezahns mit denen des Prämolaren vergleichbar. Die Kraftsysteme des Eckzahnes liegen zumeist oberhalb der Kraftsysteme der oben genannten Zahngruppen. Dies ist durch den häufigen klinischen Eckzahnaußenstand zu begründen.

5.2 Klinische Relevanz

Für die kieferorthopädische Behandlung steht den Kieferorthopäden und Zahnärzten eine immense und stets wachsende Auswahl an Materialien zur Verfügung. Das Versprechen der Neuerungen auf dem Markt ist eine effektivere und schonendere Behandlung. Die vom Hersteller angeworbenen Eigenschaften und Möglichkeiten der Materialien sind dabei stets kritisch zu beurteilen. Dabei kann sich der Behandler auf Studien und auf seine klinische Erfahrung stützen. So soll diese Studie dazu dienen, das Potenzial, das Indikationsfeld sowie die Limitationen von Gummetal im Hinblick auf die initiierten Kraftsysteme in der Nivellierungsphase aufzuzeigen.

Für eine schonende Behandlung sind kleine und konstante Kräfte von großer Bedeutung^{118–121,138}. Für die effektive Behandlung ist der frühe Einsatz slotfüllender, friktionsarmer Bögen von Vorteil. Da die Steigerung des Bogendurchmessers bzw. das Zurückgreifen auf vier- und rechteckige slotfüllende Bögen erwiesenermaßen zu einer Kraftsteigerung führt, muss in erster Linie der E-Modul, der sich wiederum auf die Festigkeit und damit auf die Kraft auswirkt, vorteilhaft gewählt werden. Gummetal weist einen vergleichbaren niedrigen E-Modul wie Nitinol auf und wird von Hasegawa⁶⁷ als „Universalbogen“ angepriesen, der die Anzahl der Bogenwechsel während der Behandlung reduzieren, die Behandlungszeit verkürzen und durch seine „Superelastizität“ und seinen niedrigen E-Modul eine schonende Behandlung ermöglichen soll. Zudem soll die nickelfreie Legierung gut bioverträglich sein^{66,127,128}.

Die Ergebnisse dieser Studie können folgende Rückschlüsse für die Klinik zulassen:

Gummetal initiiert Kraftsysteme, die sich für die Nivellierungsphase als zu hoch erweisen. Diese Kraftsysteme sind etwas niedriger als die des Nitinols. Allerdings wiesen die Gummetal-Bögen nach dem Ausligieren in 60% eine plastische Verformung auf, die sich zwar kraftmindernd auswirkt, aber so nicht erwünscht ist. Damit stellen die ausgeprägte plastische Verformung und die trotzdem zu hohen initiierten Kraftsysteme Kontraindikationen für die Verwendung des Gummetals in der Nivellierungsphase dar.

Eine Tendenz der Kraftsteigerung, abhängig vom Fehlstellungsgrad der Zähne, ist bei allen Bögen zu beobachten. Ebenfalls wurden tendenziell größere Kraftsysteme in der Unterkieferfront und am Eckzahn in beiden Kiefern ermittelt. Allerdings lassen sich nur in wenigen Fällen signifikante Unterschiede der Kraftsysteme nachweisen.

Basierend auf den am Bracket vermessen Kraftsystemen können der Gummetal-, der klassische NiTi- und der TMA-Bogen nicht für die Nivellierungsphase empfohlen werden. Wobei man den kraftreduzierenden Einfluss der Friktion und der plastischen Deformation nicht unterschätzen sollte. Dies könnte u.a. eine Erklärung für die weit verbreitete klinische Anwendung des Nitinols als Nivellierungsbogen sein. Supercable sollte für eine schonende Behandlung in der Nivellierungsphase vorgezogen werden. Da in dieser Studie der Einfluss der Friktion auf die Kraftsysteme nur theoretisch geschätzt werden konnte, sind in der Zukunft weitere Studien notwendig, die eine Kraft- und Drehmomentmessung mit einer Friktionsmessung vereinen. Außerdem sollten die Bögen nur bis zur Elastizitätsgrenze aktiviert werden, die bei Gummetal- und TMA-Bögen leicht überschritten wird.

Aktuell lassen sich nur wenige Studien zur kieferorthopädischen Verwendung von Gummetal in der Literatur finden. Nichtsdestotrotz stellt das Gummetal mit Eigenschaften wie dem niedrigen E-Modul, der niedrigen Friktion sowie der „Superelastizität“ und der ausgeprägten Plastizität eine für die Kieferorthopädie beachtenswerte Legierung dar. In der Zukunft sind weitere *in-vitro*- und *in-vivo*-Studien notwendig, die die Verwendung von Gummetal in den anschließenden Behandlungsschritten wie der Führungs-, der Kontraktions- und der Justierungsphase erproben und analysieren. Desweiteren wäre ein Vergleich von Gummetal mit weiteren NiTi-Bögen wünschenswert.

5.3 Schlussfolgerung

1. Die ermittelten Kraftsysteme von Gummetal-, NiTi- und TMA-Bögen überschritten die empfohlenen orthodontischen Kräfte. Somit können diese drei Bögen nicht für die Verwendung als Nivellierungsbogen empfohlen werden.
2. Supercable initiierte Kraftsysteme, die im biologisch akzeptablen Bereich liegen und kann somit uneingeschränkt als Nivellierungsbogen empfohlen werden.
3. Die Rangfolge der Bögen nach aufsteigenden generierten Kraftsystemen lautet:
 1. Supercable, 2. Gummetal, 3. Nitinol Classic, 4. TMA, wobei Gummetal und TMA in 60% bzw. in 83% eine plastische Deformation nach dem Ausligieren aufwiesen. Nitinol verformte sich in 7% plastisch und Cab ging keine plastische Deformation ein.
4. Gummetal und Nitinol generierten annähernd gleich große Kraftsysteme.
5. Die relativ hohen Kraftsysteme der Gummetalbögen sowie die plastische Deformation der einligierten Bögen sind Hinweise dafür, dass die Superelastizität des Gummetals nicht in dem gewünschten Ausmaß zum Tragen kam.
6. Die ermittelten Kraftsysteme aller vier Bögen stiegen tendenziell mit dem Fehlstellungsgrad des Kiefers an.
7. Eine schwache Korrelation ließ sich zwischen dem Kiefer und der Höhe der Kraftsysteme nachweisen, wobei im Unterkiefer tendenziell höhere Kraftsysteme ermittelt wurden.
8. An Eckzähnen konnten tendenziell höhere Kraftsysteme nachgewiesen werden. Die Kraftsysteme von mittleren Schneidezähnen und zweiten Prämolaren waren in etwa gleich groß.

6 Literatur- und Quellenverzeichnis

1. 3M Deutschland GmbH, *Nitinol Bögen*, in: Internetseite NiTi Bögen - 3M Unitek, 2017,
URL:http://solutions.3mdeutschland.de/wps/portal/3M/de_DE/orthodontics_EU/Unitek/SolutionsCategory/ArchwireSystems/Nitinol/, Abruf am 28.07.17.
2. Alobeid A, Hasan M, Al-Suleiman M, El-Bialy T. Mechanical properties of cobalt-chromium wires compared to stainless steel and β -titanium wires. *J Orthod Sci*. 2014;3:137–141.
3. AlSubie M, Talic N. Variables affecting the frictional resistance to sliding in orthodontic brackets. *Dent Oral Craniofacial Res*. 2016;2:271–275.
4. AlSubie M, Talic N, Khawatmi S, Alobeid A, Bourauel C, El-Bialy T. Study of force loss due to friction comparing two ceramic brackets during sliding tooth movement. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 2016;77:334–340.
5. Andreasen GF, Barrett RD. An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. *Am J Orthod*. 1973;63:462–470.
6. Andreasen GF, Brady PA. A Use Hypothesis for 55 Nitinol Wire for Orthodontics. *Angle Orthod*. 1972;42:172–177.
7. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc*. 1971;82:1373–1375.
8. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod*. 1978;73:142–151.
9. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*. 1972;62:296–309.
10. Angle EH. Orthodontia -The ribbon-arch mechanism and some new auxiliary instruments. *Dent Cosm*. 1920;62:1157–1176.
11. Angle EH. *Treatment of malocclusion of the teeth. Angle's system. 7th ed*. Philadelphia; 1907.
12. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990 Dec;98:499–506.
13. Articulo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115:39–51.
14. Bachmann J. Neue therapeutische Möglichkeiten in der Kieferorthopädie bei Patienten mit Nickelallergie. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 1987;48:492–503.

15. Bantleon ODH, Droschl H, Pfeiffer KP. Neue Drähte und deren Kraftabgabe-Konsequenzen für die kieferorthopädische Therapie. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 1989;50:243–255.
16. Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993;103:8–14.
17. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Sinha P, of Oklahoma FTU, others. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;112:138–144.
18. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991;100:513–522.
19. Begg PR, Kesling PC. *Begg Orthodontic Theory and Technique*. Saunders; 1977.
20. Berger JL. The SPEED System: An overview of the appliance and clinical performance. *Semin Orthod*. 2008;14:54–63.
21. Berger JL, Byloff FK, Waram T. Supercable and the SPEED system. *J Clin Orthod*. 1998;32:246–253.
22. Berger JL, Waram T. Force levels of nickel titanium initial archwires. *J Clin Orthod*. 2007;41:286–292.
23. Bertl M, Sleik P, Bantleon H-P. In-vitro-Vergleich von Gummetal und konventionellen Nivellierungsbögen zur „En bloc“-Molaren-aufrichtung. *Informationen Aus Orthod Kieferorthopädie*. 2013;45:73–76.
24. Blake M, Garvey MT. Use of SPEED Supercable with sectional mechanics [in pediatric orthodontics]. *Oral Health*. 1998;88:9.
25. Bourauel C, Husmann P, Höse N, Keilig L, Jäger A. Die Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung - Eine Übersicht. *Informationen Aus Orthod Kieferorthopädie*. 2007;39:18–26.
26. Bourauel C, Sernetz F, Drescher D. Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung unter Einsatz von Titan- und Stahl-Brackets. *Kieferorthopädie*. 1997;11:107–114.
27. Brezniak N, Wasserstein A. Root resorption after orthodontic treatment: Part 1. Literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993;103:62–66.
28. Brezniak N, Wasserstein A. Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993;103:138–146.
29. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys*. 1963;34:1475–1477.

30. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng.* 1967;1:105–120.
31. Burow J. Herstellung, Eigenschaften und Mikrostruktur von ultrafeinkörnigen NiTi-Formgedächtnislegierungen. [Bochum]: Ruhr-Universität Bochum; 2010.
32. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:442–447.
33. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod.* 1981;80:1–16.
34. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1980;77:121–132.
35. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod.* 1974;65:270–289.
36. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire - a new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1985;87:445–452.
37. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:395–402.
38. Calles W. Zugversuch nach DIN EN 10002 - Teil1, in: Internetseite Zugversuch nach DIN EN 10002 - Teil1, 2009, URL: <http://slideplayer.org/slide/644159/%20%20%20-%20Prof.%20Dr.-Ing.%20W.%20Calles%20-%20Hochschule%20f%C3%BCr%20Technik%20und%20Wirtschaft%20des%20Saarlandes%20-%20Fachbereich%20Maschinenbau%20Werkstofftechnik,%202009.03.16>, Abruf am 25.07.17.
39. Chen SS-H, Greenlee GM, Kim J-E, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137:726.e1-726.e18.
40. Choudhury P, Panigrahi RG, Maragathavalli, Panigrahi A, Patra PC. Vanishing roots: First case report of idiopathic multiple cervico-apical external root resorption. *J Clin Diagn Res.* 2015;9:17–19.
41. Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod.* 1969;55:353–369.
42. Cross TF. The Tweed philosophy: the Tweed years. *Tweed Philos.* 1996;2:231–236.
43. Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod.* 1994;21:349–357.
44. Drake SR, Wayne DM, Powers JM, Asgar K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am J Orthod.* 1982;82:206–210.

45. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 1990;51:99–105.
46. Drescher D, Bourauel C, Thier M. Materialtechnische Besonderheiten orthodontischer Nickel-Titan-Drähte. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 1990;51:320–326.
47. Drescher D. Mündliche Überlieferung in einer Vorlesung. 2011; Poliklinik für Kieferorthopädie. Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf.
48. Drescher D, Bourauel C, Schumacher H-A. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96:397–404.
49. Duerig TW, Pelton A, Stöckel D. An overview of nitinol medical applications. *Mater Sci Eng A*. 1999;273:149–160.
50. Fernandes LM, Øgaard B, Skoglund L. Pain and discomfort experienced after placement of a conventional or a superelastic NiTi aligning archwire. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 1998;59:331–339.
51. Field A. *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*. SAGE; 2013.
52. Fleming PS, Johal A. Self-ligating brackets in orthodontics: A systematic review. *Angle Orthod*. 2010;80:575–584.
53. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod*. 1980;78:593–609.
54. Fuck L-M, Drescher D. Force systems in the initial phase of orthodontic treatment - a comparison of different leveling archwires. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 2006;67:6–18.
55. Fuck L-M, Wilmes B, Gürler G, Hönscheid R, Drescher D. Friktionsverhalten selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme. *Informationen Aus Orthod Kieferorthopädie*. 2007;39:6–17.
56. Gabersek G. Kraftsysteme in Abhängigkeit von der Zahnfehlstellung-Nivellierungsbögen im Vergleich. [Düsseldorf]: Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf; 2007.
57. Goldberg J, Burstone CJ. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res*. 1979;58:593–599.
58. Gopikrishnan S, Melath A, Ajith VV, Mathews NB. A comparative study of bio degradation of various orthodontic arch wires: an in vitro study. *J Int Oral Health*. 2015;7:12.
59. Gordin DM, Ion R, Vasilescu C, Drob SI, Cimpean A, Gloriant T. Potentiality of the “Gum Metal” titanium-based alloy for biomedical applications. *Mater Sci Eng C*. 2014;44:362–370.

60. Grimm S. Vergleich der initialen orthodontischen Kraftsysteme eines lingualen und bukkalen Bracketsystems. [Düsseldorf]: Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf; 2008.
61. Grohmann U. *Kieferorthopädische Apparaturen: Bildatlas*. Springer-Verlag; 2005.
62. Gutkin MY, Ishizaki T, Kuramoto S, Ovid'ko IA. Nanodisturbances in deformed Gum Metal. *Acta Mater*. 2006;54:2489–2499.
63. Gutkin MY, Ishizaki T, Kuramoto S, Ovid'ko IA, Skiba NV. Giant faults in deformed Gum Metal. *Int J Plast*. 2008;24:1333–1359.
64. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;123:416–422.
65. Harder OE, Roberts DA. Alloy having high elastic strengths. 2.524.661, 1950.
66. Hasegawa S. Ein Konzept zur „En bloc“-Bewegung von Zähnen mithilfe von Drähten aus „GUMMETAL“. *Informationen Aus Orthod Kieferorthopädie*. 2013;45:77–91.
67. Hasegawa S. *A concept of "en bloc" movement of teeth using Gum metal wire*. Vol. 1. Beaverton, United States: Ringgold Inc; 2014.
68. Hauptmeyer F. Über die Verwendung von rostfreiem Stahl in der Zahnheilkunde. *Dtsch Monatsschrift Für Zahnheilkd*. 1920;38.
69. Hensten-Pettersen A, Gjerdet NR, Kvam E, Lyberg T. Nikkelallergi og Kjeveortopsdisk Behandling (Nickel allergy and orthodontic treatment). *Den Nor Tann*. 1984;94:567–572.
70. Holtmann S. Nivellierungseffektivität und initiale Kraftsysteme verschiedener Bracket/Drahtbogen-Kombinationen bei kombinierter Zahnfehlstellung. [Bonn]: Universitäts- und Landesbibliothek Bonn; 2012.
71. Jarabak JR. Biomechanik der Jarabak-Technik. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 1983;44:43–47.
72. Jones M, Chan C. The pain and discomfort experienced during orthodontic treatment: A randomized controlled clinical trial of two initial aligning arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992;102:373–381.
73. Kahl-Nieke B. *Einführung in die Kieferorthopädie: Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2009.
74. Kanungo M, Khandelwal V, Nayak UA, Nayak PA. Multiple idiopathic apical root resorption. *BMJ Case Rep*. 2013;2013:bcr2013009696.
75. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;98:117–126.

76. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96:100–109.
77. Kappert HF, Eichner K. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 1. Grundlagen und Verarbeitung.* Georg Thieme Verlag; 2005.
78. Kerosuo H, Moe G, Kleven E. In vitro release of nickel and chromium from different types of simulated orthodontic appliances. *Angle Orthod.* 1995;65:111–116.
79. Krishnan V, Kumar KJ. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod.* 2004;74:825–831.
80. Kuramoto S, Furuta T, Hwang J, Nishino K, Saito T. Elastic properties of Gum Metal. *Mater Sci Eng A.* 2006;442:454–457.
81. Kuroda S, Watanabe H, Nakajima A, Shimizu N, Tanaka E. Evaluation of torque moment in a novel elastic bendable orthodontic wire. *Dent Mater J.* 2014;33:363–367.
82. Kurol J, Owman-Moll P. Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents. *Angle Orthod.* 1998;68:161–166.
83. Kusy R. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod.* 1999;21:199–208.
84. Kusy RP. Orthodontic biomaterials: From the past to the present. *Angle Orthod.* 2002;72:501–512.
85. Kusy RP. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 1997;67:197–207.
86. Kusy RP, Mims L, Whitley JQ. Mechanical characteristics of various tempers of as-received cobalt-chromium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119:274–291.
87. Kusy RP, Stevens LE. Triple-stranded stainless steel wires. *Angle Orthod.* 1987;57:18–32.
88. Kusy RP, Tulloch JFC. Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90:127–131.
89. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Orthod Biomater.* 1997;3:166–177.
90. Kusy RP, Whitley JQ, Gurgel J de A. Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126:589–603.
91. Kusy RP, Dilley GJ. Elastic property ratios of a triple-stranded stainless steel arch wire. *Am J Orthod.* 1984;86:177–188.

92. Kusy RP, Greenberg AR. Comparison of the elastic properties of nickel-titanium and beta titanium arch wires. *Am J Orthod*. 1982;82:199–205.
93. Kusy RP, Stush AM. Geometric and material parameters of a nickel-titanium and a beta titanium orthodontic arch wire alloy. *Dent Mater*. 1987;3:207–217.
94. Little RM. The irregularity index: a quantitative score of mandibular anterior alignment. *Am J Orthod*. 1975;68:554–563.
95. Ludwig B, Glasl B. *Selbstligierende Brackets: Konzepte und Behandlung*. Stuttgart: Thieme; 2009.
96. Mah J, Baumann A. Sind preisgünstige NiTi-Bögen praxistauglich? *kn*. 7/8. 2009;8.
97. Marques ISV, Araújo AM, Gurgel JA, Normando D. Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthod*. 2010;80:521–527.
98. Marxkors R. *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. Dt. Zahnärzte-Verl., DÄV-Hanser; 2001.
99. Matarese G, Nucera R, Miliati A, et al. Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:708–715.
100. Mayadali E. Experimentelle Bestimmung der initialen Kraftsysteme und parodontalen Spannungsverhältnisse in der Anfangsphase der orthodontischen Therapie unter Anwendung von Nickel-Titan-Drähten. [Düsseldorf]: Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf; 2010.
101. McLaughlin RP, Bennett JC. Evolution of treatment mechanics and contemporary appliance design in orthodontics: A 40-year perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2015;147:654–662.
102. Melsen B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*. 1999;69:151–158.
103. Meyendriesch T. Kräftesysteme und parodontale Spannungsverteilung in der Initialphase der orthodontischen Therapie. [Düsseldorf]: Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf; 2004.
104. Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;118:662–674.
105. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986;90:1–10.
106. Montasser MA, El-Bialy T, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C. Force loss in archwire-guided tooth movement of conventional and self-ligating brackets. *Eur J Orthod*. 2014;36:31–38.

107. Nikolai RJ. Orthodontic wire: a continuing evolution. *Orthod Biomater.* 1997;3:157–165.
108. Nishio C, da Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125:56–64.
109. Ozturk Ortan Y, Yurdakuloglu Arslan T, Aydemir B. A comparative in vitro study of frictional resistance between lingual brackets and stainless steel archwires. *Eur J Orthod.* 2012;34:119–125.
110. Park HY, Shearer TR. In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances. *Am J Orthod.* 1983;84:156–159.
111. Pesce RE, Uribe F, Janakiraman N, Neace WP, Peterson DR, Nanda R. Evaluation of rotational control and forces generated during first-order archwire deflections: a comparison of self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod.* 2014;36:245–254.
112. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod.* 1998;20:283–291.
113. Popov VL. *Kontaktmechanik und Reibung: ein Lehr- und Anwendungsbuch von der Nanotribologie bis zur numerischen Simulation.* Springer Science & Business Media; 2009.
114. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics - E-Book.* Elsevier Health Sciences; 2014.
115. Ramanathan C, Hofman Z. Root resorption during orthodontic tooth movements. *Eur J Orthod.* 2009;31:578–583.
116. Ramazanzadeh BA, Ahrari F, Sabzevari B, Habibi S. Nickel ion release from three types of nickel-titanium-based orthodontic archwires in the as-received state and after oral simulation. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2014;8:71.
117. Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of “reduced-friction” brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:69–73.
118. Reitan K. Initial tissue behavior during apical root resorption. *Angle Orthod.* 1974;44:68–82.
119. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod.* 1957;43:32–45.
120. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1967;53:721–745.
121. Reitan K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod.* 1960;46:881–900.

122. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod.* 2003;73:86–92.
123. Ricketts RM, Bench R, Gugino C, Hilgers J, Schulhof R. *Bioprogressive Therapy*. Rocky Mountain/Orthodontics; 1979.
124. Rucker BK, Kusy RP. Elastic properties of alternative versus single-stranded leveling archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:528–541.
125. Rygh P. Ultrastructural changes in tension zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Am J Orthod.* 1976;70:269–281.
126. Rygh P, Bowling K, Hovlandsdal L, Williams S. Activation of the vascular system: A main mediator of periodontal fiber remodeling in orthodontic tooth movement. *Am J Orthod.* 1986;89:453–468.
127. Saito T, Furuta T, Hwang JH, et al. Multi functional titanium alloy “GUM METAL.” *Mater Sci Forum.* 2003;426–432:681–688.
128. Saito T, Nishino K, Furuta T. Introduction of Gummetal - Toyota Central R&D Labs., Inc., in: Internetseite Introduction of Gummetal, 2003, URL: http://www.nisseysabae.co.jp/past/pdf/eng_gummetal01.pdf, Abruf am 14.09.16.
129. Sakaguchi N, Niinomi M, Akahori T, Takeda J, Toda H. Relationships between tensile deformation behavior and microstructure in Ti–Nb–Ta–Zr system alloys. *Mater Sci Eng C.* 2005;25:363–369.
130. Schätzle M, Tanner SD, Bosshardt DD. Progressive, generalized, apical idiopathic root resorption and hypercementosis. *J Periodontol.* 2005;76:2002–2011.
131. Schopf P. *Curriculum Kieferorthopädie (Band 1+2)*. Berlin u.a.: Quintessenz Verlag; 2008.
132. Schulze M-C. Friktionsverhalten verschiedener selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme unter Einwirkung von Torque und Angulation. [Düsseldorf]: Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf; 2013.
133. Schumacher, C, Bourauel, Drescher D. Der Einfluß der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie.* 1990;51:106–116.
134. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Deaktivierungsverhalten und Effektivität verschiedener orthodontischer Nivellierungsbögen - eine dynamische Analyse der Kraftsysteme. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie.* 1992;53:273–285.
135. Schumacher H-A, Bourauel C, Drescher D. Bogengeführte Zahnbewegung - Dynamik, Effektivität und Nebenwirkungen. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie.* 1991;52:141–152.

136. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The friction behavior of the ceramic bracket in arch wire-guided tooth movement. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. 1990;51:259–265.
137. SCHUNK GmbH & Co. KG. SCHUNK Spann- und Greiftechnik: Montage- und Bedienungsanleitung für 6 Achsen Kraft-Momentensensor Type FTS, 02/1993, 1993.
138. Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod Oral Surg Radiogr*. 1932;18:331–352.
139. Sebastian B. Alignment efficiency of superelastic coaxial nickel-titanium vs superelastic single-stranded nickel-titanium in relieving mandibular anterior crowding. *Angle Orthod*. 2011;82:703–708.
140. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod*. 1995;17:395.
141. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106:472–480.
142. Shroff B, Lindauer SJ. Leveling and aligning: Challenges and solutions. *Semin Orthod*. 2001;7:16–25.
143. Sims APT, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod*. 1993;15:377–385.
144. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod*. 1984;85:294–307.
145. Soğur E, Soğur HD, Baksı (Akdeniz) BG, Şen BH. Idiopathic root resorption of the entire permanent dentition: systematic review and report of a case. *Dent Traumatol*. 2008;24:490–495.
146. SPEED System Orthodontics. SPEED Supercable, in: Internetseite SPEED System, 2017,
URL:http://speedsystem.com/HTML/clinician/wire_products/speed_supercable.html, Abruf am 28.07.17.
147. Stoeckel D. Superelastische Nickel-Titan-Legierungen - Eigenschaften und Anwendungen., in Internetseite nitinol.com 1993,
URL: <https://nitinol.com/media/reference-library/047.pdf>, Abruf am 23.09.2016.
148. Stoeckel D. Verbindungselemente aus Nickel-Titan-Formgedächtnislegierungen: Martensitplateau mit Zwillingen. *KEM - Konstr Elem Methoden*. 1987;22–24.
149. Stoeckel D, Hornbogen E, Ritter F, Tautzenberger P. *Legierungen mit Formgedächtnis*. Böblingen: Experft-Verlag; 1988.
150. Storey E. The nature of tooth movement. *Am J Orthod*. 1973;63:292–314.

151. Strang RHW. A study of the Angle edgewise arch mechanism. *Dent Cosm.* 1931;73:111–129.
152. Talling RJ, Dashwood RJ, Jackson M, Dye D. On the mechanism of superelasticity in Gum metal. *Acta Mater.* 2009;57:1188–1198.
153. Talling RJ, Dashwood RJ, Jackson M, Dye D. Compositional variability in gum metal. *Scr Mater.* 2009;60:1000–1003.
154. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100:66–71.
155. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod.* 1996;66:215–222.
156. Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Iorio D, D’Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod.* 2005;75:1041–1045.
157. Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33:297–310.
158. Tidy DC, Orth D. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96:249–254.
159. Toyota Central R&D Labs., Inc. Multifunctional Titanium Alloy “Gummetal”, in: Internetseite Toyota Central R&D Labs., Inc. Multifunctional Titanium Alloy “Gummetal”, 2016, URL:http://www.toyotsumaterial.co.jp/en/pdf_files/gummetal/gummetal_en.pdf, Abruf am 14.09.16.
160. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106:131–138.
161. Tweed CH. A philosophy of orthodontic treatment. *Am J Orthod Oral Surg.* 1945;31:74–103.
162. Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107:20–27.
163. Vijayalakshmi R, Nagachandran K, Kummi P, Jayakumar P. A comparative evaluation of metallurgical properties of stainless steel and TMA archwires with titanium and titanium niobium archwires - An in vitro study. *Indian J Dent Res.* 2009;20:448–452.
164. Wallerang L. Seit 100 Jahren ist Edelstahl weltweit auf Erfolgskurs., in: Internetseite [vdi-nachrichten.com](http://www.vdi-nachrichten.com). 2012, URL: <http://www.vdi-nachrichten.com/Technik-Wirtschaft/Seit-100-Jahren-Edelstahl-weltweit-Erfolgskurs>, Abruf am 08.02.17.

165. Waters NE, Houston WJB, Stephens CD. The characterization of arch wires for the initial alignment of irregular teeth. *Am J Orthod.* 1981;79:373–389.
166. Weltman B, Vig KWL, Fields HW, Shanker S, Kaizar EE. Root resorption associated with orthodontic tooth movement: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137:462–476.
167. Wever DJ, Veldhuizen AG, de Vries J, Busscher HJ, Uges DRA, van Horn JR. Electrochemical and surface characterization of a nickel-titanium alloy. *Biomaterials.* 1998;19:761–769.
168. Wieck F. Formgedächtnislegierungen. [Berlin]: Technische Universität Berlin; 2013.
169. Winkel T. Vergleich superelastischer kieferorthopädischer Nivellierungsbögen in Relation zur Bracketbreite. [Hamburg]: Universität Hamburg; 2000.

Danksagung

Zuerst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. D. Drescher für die Überlassung des Themas, die konstruktive Kritik sowie die freundliche Betreuung bedanken.

Ebenfalls bedanke ich mich bei Herrn Dr. Dipl.-Phys. R. Hönscheid für die Einweisung im Umgang mit der Messvorrichtung und seine Hilfe bei auftretenden Problemen im Labor.

Ich danke den Firmen 3M Unitek GmbH, Rocky Mountain Morita Corporation, Ormco Europe, SPEED System Orthodontics und Dentaurum für die freundliche Bereitstellung der Bögen und Brackets.

Mein Dank gilt außerdem Isabel K., meiner ehemaligen Kommilitonin und nun guten Freundin, die mir stets mit ihren Ratschlägen und motivierenden Worten beiseite stand.

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen meinen Freunden bedanken, die mir die Treue gehalten haben, obwohl ich für sie nur sehr wenig Zeit hatte.

Ein besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir das Studium der Zahnmedizin und das Anfertigen dieser Dissertation ermöglicht haben. Danke, dass Ihr mich stets bedingungslos in jeglicher Lebenslage unterstützt.

Ich danke meinem Mann und meinen Kindern sowie meinen Geschwistern und meiner Oma für die Motivation, das Verständnis und die Geduld. Ihr habt mir stets den Rücken frei gehalten und so viel Kraft, Rückhalt und Liebe gegeben! Danke!