

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus

Charakterisierung von orthodontischen Ketten und Einfluss von Form und Zusammensetzung

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

Vorgelegt von
Alexander Keller
aus Hamburg
2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Nicoleta Ilie Prof. Dr. Jan-Frederik Güth Prof. Dr. Daniel Edelhoff
Mitbetreuung durch die promovierten Mitarbeiter:	Dr. rer. nat. Sebastian Stapfner (Dipl.-Phys.) Dr. rer. nat. Uwe Baumert (Dipl.-Biol.)
Dekan:	Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel
Tag der mündlichen Prüfung:	25.07.2019

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
1.1 Orthodontische Ketten	1
1.1.1 Wirkungsweisen	3
1.1.2 Hersteller orthodontischer Ketten	4
1.1.3 Einteilung der Kunststoffe	4
1.1.4 Molekularchemie des Polyurethans	6
1.1.5 Thermoplastische orthodontische Ketten	8
1.1.6 Duroplastische orthodontische Ketten	12
1.2 Fragestellung	15
2 Material und Methoden	16
2.1 Materialien	16
2.1.1 Materialien und Medien der materialspezifischen Versuche	17
2.1.2 Materialien und Medien der klinischen Simulation	20
2.2 Methoden	23
2.2.1 Methodik der materialspezifischen Versuche	23
2.2.2 Methodik der klinischen Simulation	25
2.3 Statistik	28
3 Ergebnisse	30
3.1 Ergebnisse der materialspezifischen Versuche	30
3.1.1 Medium „künstlicher Speichel“	30
3.1.2 Medium „destilliertes Wasser“	33
3.1.3 Medium „Luft“	37
3.1.4 Vergleich Medien	40
3.1.5 Vergleich der Ketten in den wässrigen Medien untereinander	43
3.2 Ergebnisse der klinischen Simulation	44
3.2.1 Konfiguration 1 (B-O-B-O-B-O-B)	44
3.2.2 Konfiguration 2 (B-O-B-B-O-B)	46
3.2.3 Konfiguration 3 (B-B-O-B-B)	49
3.2.4 Konfiguration 4 (B-B-B-B)	51
3.2.5 Vergleich der Konfigurationen untereinander	53
3.2.6 Vergleich der Anbieter	56
4 Diskussion	59
4.1 Diskussion der Ergebnisse der materialspezifischen Versuche	59
4.2 Diskussion der Ergebnisse der klinischen Simulation	62
5 Schlussfolgerungen	65
6 Empfehlung der Kettenauswahl beim Lückenschluss	67
7 Zusammenfassung und Ausblick	69
8 Anhang	73
8.1 Materialspezifische Versuche	73
8.1.1 Deskriptive Statistik – Aufbewahrung in künstlichem Speichel bei 37 °C	73
8.1.2 Deskriptive Statistik – Aufbewahrung in destilliertem Wasser bei 37 °C	75
8.1.3 Deskriptive Statistik – Aufbewahrung in Luft bei 37 °C	77
8.1.4 Deskriptive Statistik – Vordehnungen zusammengefasst	79
8.1.5 Deskriptive Statistik – Wässrige Medien	82
8.2 Klinische Simulation	83
8.2.1 Deskriptive Statistik – Konfiguration 1 (B-O-B-O-B-O-B)	83
8.2.2 Deskriptive Statistik – Konfiguration 2 (B-O-B-B-O-B)	84
8.2.3 Deskriptive Statistik – Konfiguration 3 (B-B-O-B-B)	85
8.2.4 Deskriptive Statistik – Konfiguration 4 (B-B-B-B)	86
9 Literaturverzeichnis	87
10 Danksagung	90

1 Einleitung

Orthodontische Ketten sind wichtige Bestandteile der täglichen Behandlung in der Kieferorthopädie mittels festsitzender vestibulärer oder lingualer Apparaturen. Sie haben eine Vielzahl an verschiedenen Indikationen (Weissheimer et al. 2013), wodurch sie sehr variabel in der Therapie einsetzbar sind. Die Vorteile orthodontischer Ketten sind, dass diese in der Herstellung preisgünstig sind (Balhoff et al. 2011; Eliades et al. 2005) und keine Patientenkooperation hinsichtlich der Compliance benötigen. Des Weiteren wird die unproblematische Arbeitsweise von Buchmann et al. (2012) erwähnt. Überdies ist der angenehme Tragekomfort der orthodontischen Ketten für die Patienten nicht zu vernachlässigen (Baty et al. 1994; Weissheimer et al. 2013).

Als Schwächen orthodontischer Ketten ist die schlechte Hygienefähigkeit infolge weiterer Schmutznischen und Plaqueanlagerungsstellen zu nennen, welche die Reinigbarkeit zusätzlich zur Multibandapparatur weiter beeinträchtigt. Zusätzlich beschreiben Dittmer et. al. die schwer regulier- und abschätzbaren Kräfte der elastomerischen Ketten (Dittmer et al. 2010). Als größten Schwachpunkt orthodontischer Ketten ist jedoch die Unzulänglichkeit zu nennen, initial applizierte Kräfte über längere Zeit konstant aufrecht zu erhalten (Baratieri et al. 2012; De Genova et al. 1985; Huget et al. 1990; Lu et al. 1993). Dieser Kraftverlust elastischer Ketten wird im Laufe der Diskussion an einer anderen Stelle ausführlich diskutiert.

1.1 Orthodontische Ketten

Die Einsatzgebiete orthodontischer Ketten sind sehr breit gefächert, weshalb sie in der Kieferorthopädie einen großen Stellenwert besitzen und tagtäglich verwendet werden.

Eine Hauptindikation ist der Lückenschluss von Zähnen (Larrabee et al. 2012), speziell in der Extraktionstherapie, zum Beispiel nach einer

Extraktion des ersten Prämolaren auf Grund von Engständen. Wichelhaus (2013) beschreibt den Vorgang des Lückenschlusses mittels orthodontischer Ketten in der Kontraktionsphase im Rahmen der Straight-Wire-Technik. Biomechanisch wird dabei die orthodontische Kette koronal des Widerstandszentrums an den Brackets appliziert und dient als zentrale Kraftquelle für den Lückenschluss. Um eine Kippung um das Rotationszentrum bei exzentrischer Krafteinleitung zu vermeiden wird die Multibandapparatur zusätzlich mit einer Biegung erster und dritter Ordnung ergänzt, um eine gewünschte Translationsbewegung zu erreichen (Wichelhaus 2013).

Eine weitere Indikation orthodontischer Ketten ist die Derotation der Zähne (Masoud et al. 2014). Hier werden die Ketten vor allem bei stark rotierten Zähnen eingesetzt. Durch das Anbringen von gegenläufigen Ketten mesial und distal des Zahnes entsteht ein Kräftepaar, welches die Kräfte F_1 und F_2 erzeugen. Infolgedessen entsteht ein Drehmoment, das den Zahn in die gewünschte Position rotieren lässt. Überdies illustrierten Wichelhaus (2013) die kippende Zahnbewegungen mittels orthodontischer Ketten. Hierbei liegt die eingeleitete Kraft koronal des Widerstandszentrums, was zu einem Drehmoment und schließlich zu einer Kippung des Zahnes nach distal oder mesial führt. Das Ausmaß der Kippung ist abhängig von der Größe des Drehmomentes. Folglich werden stärkere Zahnkippungen durch einen größeren Abstand des Kraftansatzpunktes zum Widerstandszentrum erreicht, aber ebenso durch stärkere Kräfte der orthodontischen Ketten (Wichelhaus 2013). Ferner wird in der Literatur der Gebrauch der elastischen Ketten beschrieben bei:

- Distalisation von Eckzähnen (Baty et al. 1994; De Genova et al. 1985; Mezomo et al. 2011; Nightingale und Jones 2003)
- Diastemaschließung (Balhoff et al. 2011; Suri und Utreja 2003)
- Mittelliniendiskrepanzen (Andreasen und Bishara 1971; Hershey und Reynolds 1975)

1.1.1 Wirkungsweisen

Um die Wirkungsweise der orthodontischen Ketten zu verstehen, muss man grundsätzlich zwei Arten unterscheiden, einerseits die Wirkung bei geringen applizierten Kräften, welche bei körperlicher Bewegung vorherrschen und andererseits bei starken applizierten Kräften, die in Verbindung mit kippenden Bewegungen stehen (Weltman et al. 2010).

Von geringen Kräften spricht man, wenn die orthodontischen Ketten mit einer moderaten Kraft eingesetzt werden, die sich unterhalb des systolischen Blutdrucks befindet. Hierbei laufen die knöchernen Umbauprozesse als direkte Resorption ab, was bedeutet, dass diese vom parodontalem Ligament (PDL) ausgehen (Dittmer et al. 2010; Reitan 1960).

Die direkte Resorption zeichnet sich dadurch aus, dass bei Kompression die Blutzirkulation nicht unterbrochen wird und die Zellaktivität des PDL erhalten bleibt (Reitan 1960; Wichelhaus 2013). Im Falle einer starken Spannung der orthodontischen Kette werden Kräfte erzeugt, die sich oberhalb des systolischen Blutdrucks befinden. Hierbei wird das PDL so stark komprimiert, dass eine Zellaktivität nicht mehr gegeben ist, wodurch sich eine Ischämie entwickelt. Als Folge entstehen hyalinisierte Zonen (Melsen 2001; Reitan 1960) und indirekte Resorptionen. Charakteristikum der indirekten Resorption ist, dass diese vom Knochen selbst ausgeht (Wichelhaus 2013). Aus diesem Grund ist die Gefahr der Wurzelresorption signifikant erhöht und zugleich ergeben sich negative Auswirkungen auf die Zahnbewegung (Weltman et al. 2010).

Mehrere Studien konnten aufzeigen, dass bereits geringe Kräfte bei orthodontischen Ketten ausreichen, um den angestrebten Therapieerfolg zu erzielen. Dennoch machen Untersuchungen deutlich, dass die am Zahn angreifenden Kräfte oftmals über dem systolischen Blutdruck liegen (Cattaneo et al. 2005; Dittmer et al. 2010; Field et al. 2009; Ren et al. 2004).

1.1.2 Hersteller orthodontischer Ketten

Orthodontische Ketten werden in der Regel von jedem orthodontischen Hersteller angeboten. Sie lassen sich nach Form und chemischer Zusammensetzung unterscheiden. Jeder Kettentyp besitzt einen andersartigen molekularchemischen Aufbau und folglich andere Materialeigenschaften (Billmeyer 1984; Buchmann et al. 2012; Eliades et al. 1999).

In dieser Arbeit werden primär diejenigen Ketten verwendet, welche sich in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgesetzt haben. Es handelt sich um orthodontische Ketten aus dem Kunststoff Polyurethan, spezifischer um thermoplastisches oder duroplastisches Polyurethan.

1.1.3 Einteilung der Kunststoffe

Im Folgenden werden die Ausgangsstoffe orthodontischer Ketten zusätzlich zu ihrem chemischen Gerüst in Form von Strukturen verdeutlicht.

Polymere sind chemische Verbindungen aus verzweigten Molekülen, welche aus gleichen Einheiten bestehen. Wörtlich bedeutet Polymer „Viele Teile“. Um die entsprechenden Kunststoffe genauer charakterisieren zu können, klassifiziert man sie anhand ihrer Eigenschaften in drei Hauptgruppen: Thermoplaste, Elastomere und Duroplaste.

Thermoplaste oder auch Plastomere genannt, sind Kunststoffe, die räumlich nicht miteinander vernetzt sind. Sie liegen entweder in einem amorphen Knäuelzustand vor, wo die Polymere eine diffuse Anordnung ohne geordnete Strukturen einnehmen, oder in einem teilkristallinen Zustand. Hierbei erkennt man einen Wechsel zwischen amorphen und kristallinen Bereichen, in denen die Polymere eine geordnete Kristallstruktur besitzen. Die chemische Struktur der Thermoplaste ist sehr temperaturinstabil (Koltzenburg et al. 2013). Sie besitzen nicht die Fähigkeit, ihre räumliche Struktur bei hohen Temperaturen aufrecht zu erhalten, sondern sind

beliebig oft erweich- und schmelzbar. Sie sind sehr leicht löslich und quellen in Flüssigkeiten (Domininghaus et al. 2012). Thermoplaste haben aufgrund der nicht vorhandenen strukturellen Vernetzung nur eine geringe Zugfestigkeit und folglich eine schwache Reißdehnung. Besonders wegen dieser Eigenschaften werden thermoplastische orthodontische Ketten bevorzugt dann eingesetzt, wenn die kieferorthopädische Behandlung schwächere Krafteinwirkung vorsieht.

Elastomere sind gummiartige Kunststoffe, die aber im Gegensatz zu Thermoplasten schon schwach vernetzt sind (Domininghaus et al. 2012). Die Gitterstruktur der Elastomere ist weitmaschig, besitzt insofern zudem Freiräume, welche charakteristisch für die Materialeigenschaften sind. Nach der Vernetzung sind diese Kunststoffe nicht mehr löslich und schmelzbar, besitzen dennoch quellbare Eigenschaften. Polymere dieser Stoffklasse haben eine geringe Zugfestigkeit und eine große Reißdehnung verbunden mit einer großen Rückfederung (Domininghaus et al. 2012). Häufig spricht man von einer Gummielastizität, die die Elastomere zutreffend beschreibt. Diese Materialeigenschaften machen Elastomere zu einem mustergültigen Werkstoff für orthodontische Ketten.

Die Einteilung der Kunststoffe wird durch die Duroplaste vervollständigt. Oft verwendete Synonyme sind Duromere, jedoch auch Thermodule. Polymere dieser Stoffklasse zeichnen sich durch eine stark vernetzte Struktur aus, welche ein engmaschiges Netzwerk bilden. Jene noch vorhandenen Freiräume zwischen den Gitterstrukturen, wie bei den Elastomeren, sind bei Duroplasten nicht anzutreffen. Ihr robuster Strukturaufbau spiegelt sich auch in den Eigenschaften wieder: Duromere sind weder schmelzbar, noch löslich, aber auch nicht quellbar. Stattdessen besitzen sie eine hohe Zugfestigkeit und große Reißdehnung (Koltzenburg et al. 2013) (Tabelle 1.1).

Tabelle 1.1: Chemische und physikalische Eigenschaften von Kunststoffen (Domininghaus et al. 2012)

Eigenschaft	Thermoplaste	Elastomere	Duroplaste
Vernetzung	Amorphe oder teilkristalline Struktur	Schwach vernetzt	Stark vernetzt
Löslichkeit	Löslich	Nicht löslich	Nicht löslich
Zugfestigkeit	Gering	Gering	Hoch
Reißdehnung	Gering	Mittel	Hoch
Temperatur	Geringfügig temperaturstabil	Geringfügig temperaturstabil	Wärmebeständig

1.1.4 Molekularchemie des Polyurethans

Zentraler chemischer Ausgangsstoff orthodontischer Ketten ist der Kunststoff Polyurethan (Abb.1.1). Polyurethan entsteht aus einer chemischen Reaktion zwischen Diisocyanat und Polyolen (Billmeyer 1984; Wong 1976). Ein Edukt ist Isocyanat, ein Ester der Isocyanensäure. Es ist eine hochreaktive Verbindung mit einem zentralen Kohlenstoffatom, welches zwei Doppelbindungen zu einem Stickstoffatom und einem Sauerstoffatom besitzt. Polyole sind mehrwertige Alkohole, die mehrere Hydroxygruppen enthalten. Das Sauerstoffatom der Hydroxygruppe führt nun einen nukleophilen Angriff auf das durch die beiden Doppelbindungen instabile Kohlenstoffatom der Isocyanatgruppe durch. Kurzfristig entsteht am angreifenden Sauerstoffatom eine partielle negative Ladung, am Kohlenstoffatom eine partielle positive Ladung. Gleichzeitig bindet das freie Elektronenpaar des Stickstoffatoms das Wasserstoffatom der Hydroxygruppe.

Da das Stickstoffatom eine höhere Elektronennegativität als das Kohlenstoffatom besitzt, zieht es eine Bindung komplett zu sich. Die Urethanreaktion ist abgeschlossen.

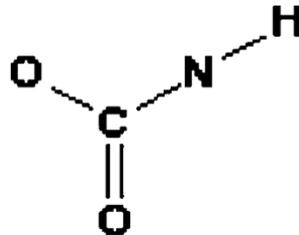


Abbildung 1.1: Urethangruppe

Beim Umsetzen dieser beiden Edukte läuft eine Polyaddition ab (Koltzenburg et al. 2013). Merkmal dieses Mechanismus ist, dass einzelne, voneinander unabhängige Reaktionen ablaufen. Moleküle reagieren

miteinander und addieren sich, wodurch eine Stufenwachstumsreaktion und allmählich ein Polymer entsteht. Im Gegensatz zu einem Kondensationspolymerisat gibt es bei einem Polyaddukt keine Wasserabspaltung, was bedeutet, dass alle Atome vollständig im Endprodukt enthalten sind (Domininghaus et al. 2012).

Polyurethane, wie sie in orthodontischen Ketten vorkommen, lassen sich in die Stoffklasse der Thermoplaste, Elastomere und Duroplaste einordnen, je nachdem wie stark der Vernetzungsgrad ist. Orthodontische Ketten aus Thermoplaste/Elastomere haben eher elastische Eigenschaften, wohingegen duroplastische Ketten starrer und fester sind. Die chemische Molekularstruktur der orthodontischer Ketten bestimmt ihre Eigenschaften (Eliades et al. 2004; Mayberry et al. 1996).

1.1.5 Thermoplastische orthodontische Ketten

Molekularchemisch liegt bei thermoplastischen Polyurethan (TPU) eine Besonderheit vor: Es vereint sowohl die Stoffklassen der Thermoplaste als auch die der Elastomere, man spricht gleichsam von einem Hybrid (Tabelle 1.2). Bei Raumtemperatur ist Thermoplastisches Polyurethan vergleichbar mit Elastomeren, hier steht die große Elastizität dieses Materials im Vordergrund. Jedoch ist es unter Wärmezufuhr plastisch verformbar, was seine Zuordnung zu den Thermoplasten rechtfertigt. Gemäß Dominghaus et al. (2012) verbindet thermoplastisches Polyurethan die Verarbeitungstechnik der Thermoplaste mit den Werkstoffeigenschaften der Elastomere.

Als Vorteil der TPU gegenüber Thermoplaste sind die Materialeigenschaften zu erwähnen: Thermoplastische Polyurethane besitzen ein verbessertes Rückstellvermögen auf Grund ihrer gesteigerten Elastizität. Sie besitzen eine erhöhte Kälteflexibilität und sind frei von Weichmachern. Viele andere Kunststoffe wie beispielsweise Polyvinylchlorid (PVC) enthalten jene Stoffe. Sie dienen als Zusatz zur Erhöhung der Biegsamkeit und der Flexibilität. Die Weichmacher gehen jedoch keine chemische Reaktion mit dem Polymer ein, sondern verändern dieses nur physikalisch. Da Weichmacher potenziell gesundheitsgefährdend sind, ist ein Verzicht auf Weichmacherzusatz wünschenswert und zu jedem Zeitpunkt das Ziel eines dentalen Werkstoffes, da es die Biokompatibilität aufwertet. Die Überlegenheit thermoplastischer Polyurethane im Vergleich zu Elastomeren ist auch wirtschaftlich begründbar. Bei der Produktion von TPU fallen niedrigere Verarbeitungskosten an und die Energiekosten können ebenfalls gesenkt werden. Aus diesen Gründen sind diese Produkte sehr preiswert wie auch effizient.

Der Aufbau von thermoplastischem Polyurethan gliedert sich in Hartsegmente und Weichsegmente. Das Hartsegment besteht aus einem Diisocyanatmolekül und einem Kettenverlängerer, die sich zu Diphenylmethan-4,4`-diisocyanat (MDI) verbinden (Abb.1.2)

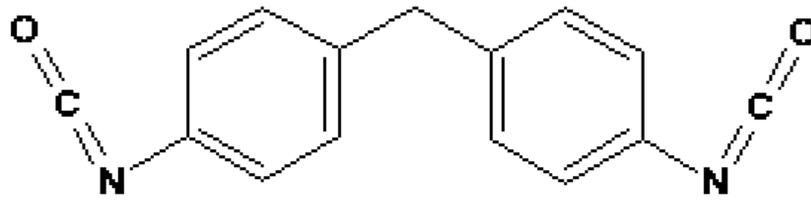


Abbildung 1.2: Diphenylmethan-4,4'-diisocyanat

Entscheidend für die Reaktivität des Moleküls ist die Position der beiden Isocyanatgruppen. Im Falle von MDI sind beide an der 4. Stelle der Phenylringe lokalisiert, wodurch die Reaktivität sehr stark ist. Andere Moleküle, in denen die Isocyanatgruppen an der 2. Stelle positioniert sind, haben eine deutlich geringere Reaktivität (Domininghaus et al. 2012).

Das Weichsegment besteht aus kurzkettigen Diolen, überwiegend 1,4-Butandiol (Abb.1.3).

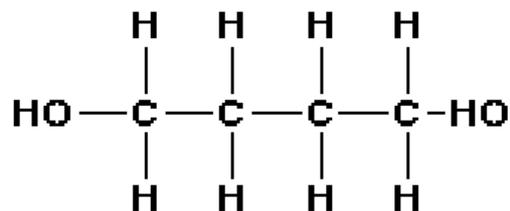


Abbildung 1.3: 1,4- Butandiol

Dieses Butandiol wird anschließend noch mit Adipinsäure zu einem langkettigen Polyesterpolyol synthetisiert zum Zwecke einer Kettenverlängerung. Diese Reaktion läuft nach dem Mechanismus der nukleophilen Substitution ab. Als Weichsegment liegt dann vorwiegend Butandiol-1,4-polyadipat vor, ein Salz der Adipinsäure. Signifikant für die Bildung von Polyurethan ist aber nur das Butandiol. Aufgrund der beiden Hydroxygruppen an 1. und 4. Stelle des Butanmoleküls ist es nun möglich an beiden Stellen eine Isocyanatgruppe in Form eines Hartsegmentes anzulagern, wodurch Urethangruppen (Abb.1.4) entstehen. Hierbei läuft der Mechanismus der Addition ab, wie er bereits in einem anderen Abschnitt erwähnt wurde. Ab einer Molmasse von ca. 10Kg/mol spricht man

schließlich von Polyurethan. Beispielhaft ist die Entstehung eines Urethanmoleküls aus jeweils einem Hartsegment und einem Weichsegment dargestellt.

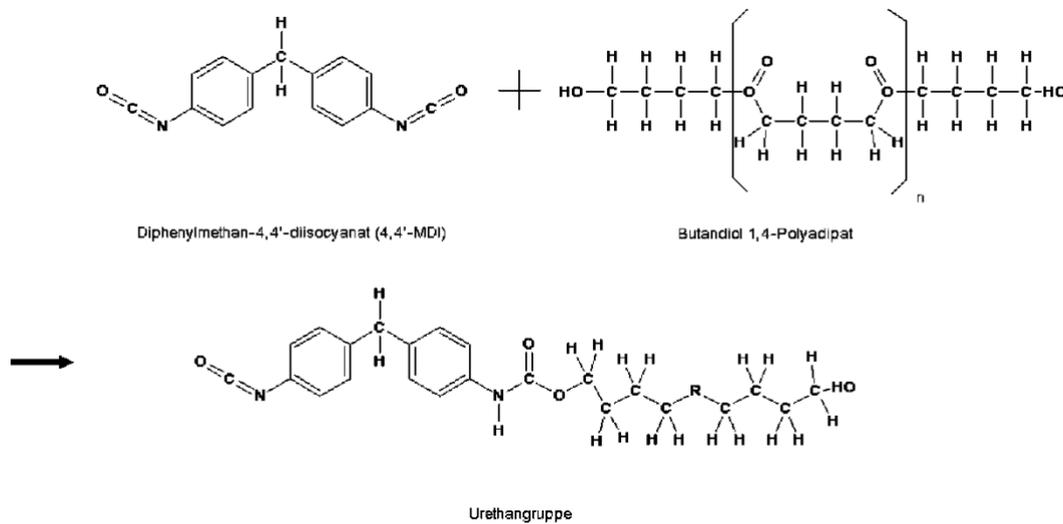


Abbildung 1.4: Urethansynthese (Domininghaus et al. 2012)

Durch Strukturveränderungen werden die Eigenschaften von Polyurethan maßgeblich beeinflusst. Das Verhältnis der beiden Edukte Isocyanat/Diol modifiziert die Verarbeitung sowie die Sekundärstruktur des Polymers. Produkte ohne Isocyanatüberschüsse sind linear vernetzt, jedoch führen Isocyanatüberschüsse zu einer weitmaschigen Vernetzung mit Hilfe von

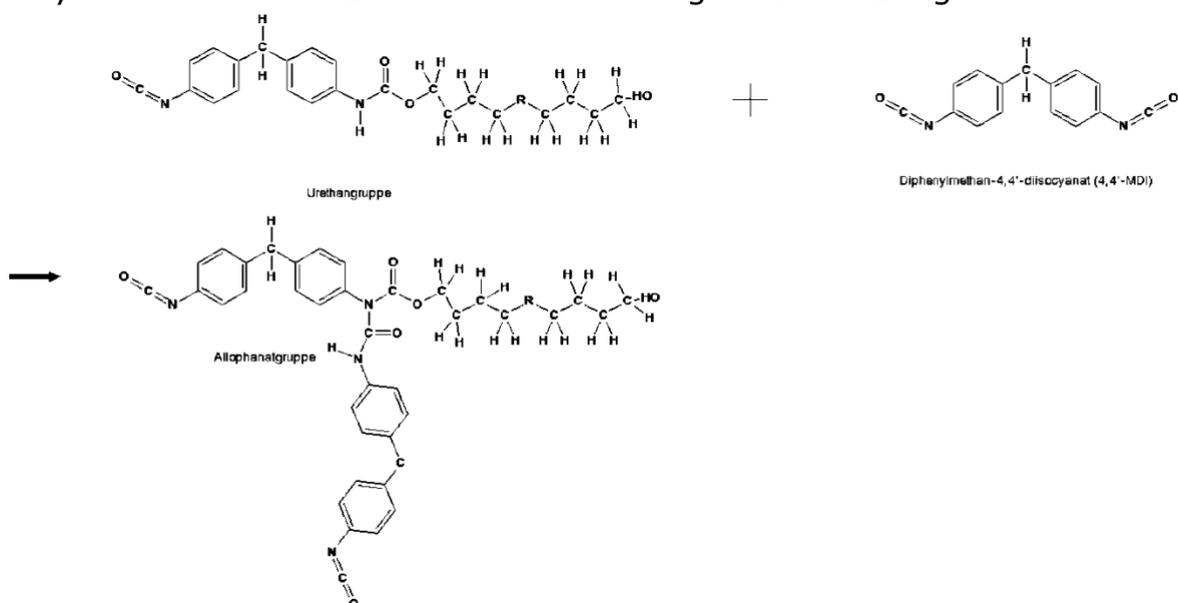


Abbildung 1.5: Allophanatreaktion (Domininghaus et al. 2012)

Allophanatbindungen (Domininghaus et al. 2012). Bei der Allophanatreaktion addieren sich überschüssige Hartsegmente an schon bestehende Urethangruppen. Dabei greift das Stickstoffatom des Urethanmoleküls das Kohlenstoffatom der Isocyanatgruppe des Hartsegmentes neutrophil an und stellt eine Bindung her. Abschließend wird das Wasserstoffatom wie schon bei der Urethanreaktion umgelagert (Abb.1.5).

Nach vielen Urethan- und Allophanatreaktionen erhält man schließlich Polyurethan. Vorausgesetzt die Edukte sind so ausgewählt wie vorausgehend beschrieben, entsteht thermoplastisches Polyurethan.

Abbildung 1.6 zeigt eine mögliche Strukturformel einer orthodontischen Kette aus thermoplastischem Polyurethan mit allen Charakteristika dieser Stoffklasse. Durch die weitmaschig vernetzen Moleküle entsteht ein elastisches Produkt, welches ein starkes Rückstellvermögen aufweist.

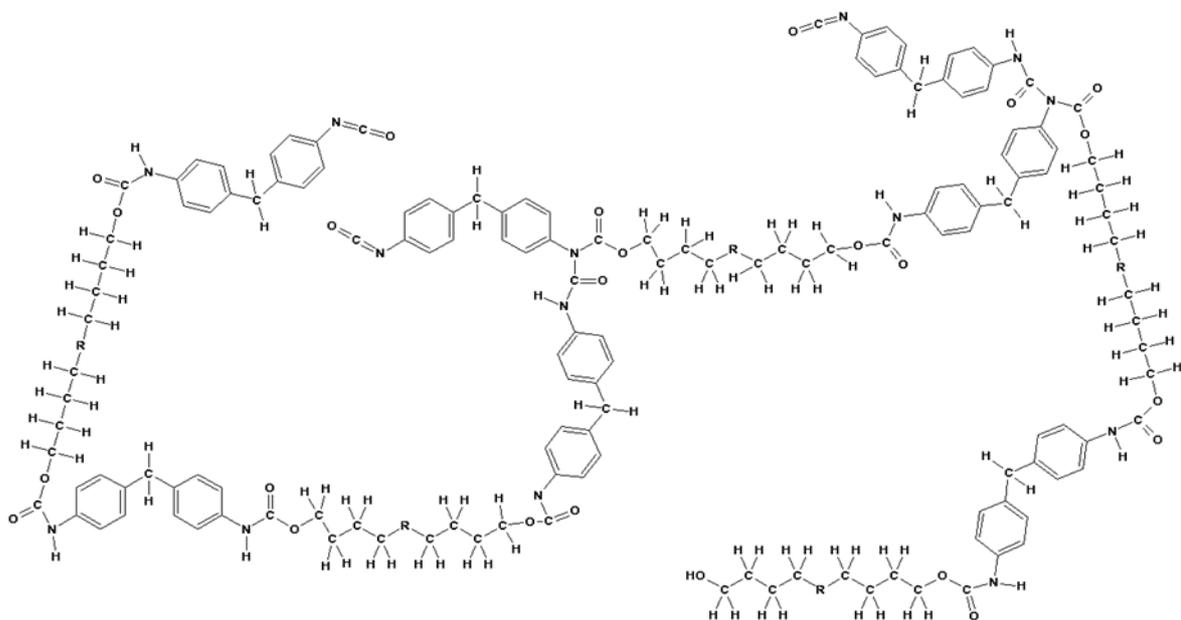


Abbildung 1.6: Thermoplastisches Polyurethan (Domininghaus et al. 2012)

1.1.6 Duroplastische orthodontische Ketten

Orthodontische Ketten aus duroplastischem Polyurethan werden in der Multibandtherapie für die Zahnbewegung eingesetzt. Mit dem Ziel, dass Zähne bewegt werden sollen, gibt es klare Werkstoffanforderungen an diese orthodontischen Ketten. Sie müssen starrer sein als passive Ketten und sollten ebenfalls noch nach einiger Zeit eine entsprechende Kraft auf die Zähne ausüben. Aus diesem Grunde sind thermoplastische Ketten für aktive Therapien ungeeignet, bedingt durch den hohen Kraftverlust (Josell et al. 1997).

Duroplastische orthodontische Ketten sind stark verzweigte Polymere, welche engmaschig miteinander verknüpft sind (Tabelle 1.2). Masoud et al. (2014) sprechen in ihrer Veröffentlichung von starken kovalenten Bindungen zwischen den einzelnen Atomen, wodurch sich die hohe Zugfestigkeit erklären lässt.

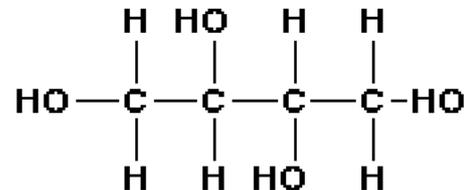


Abbildung 1.7: 1,2,3,4 -Butantetraol

Der Aufbau von duroplastischem Polyurethan differiert von dem des thermoplastischen Polyurethan. Das Hartsegment ist analog zu TPU. Isocyanatmoleküle werden ebenfalls in Form von Diphenylmethan-4,4`-diisocyanat (MDI) verwendet. Das Weichsegment besteht aus kurzkettigen Polyolen, welche hingegen zusätzliche funktionelle Gruppen in Form von Hydroxygruppen enthalten (Domininghaus et al. 2012). Als Beispiel wurde 1,2,3,4 -Butantetraol gewählt (Abb.1.7).

Butantetraol wird gleicherweise mit dem Kettenverlängerer Adipinsäure zu einem langkettigen Polyesterpolyol synthetisiert. Im Unterschied zu thermoplastischem Polyurethan besitzt das Weichsegment vier

Hydroxygruppen, an denen sich Hartsegmente anlagern und Urethane bilden können. Dadurch entsteht ein Makromolekül mit einer engmaschigen Sekundär- und Tertiärstruktur (Abb.1.8)

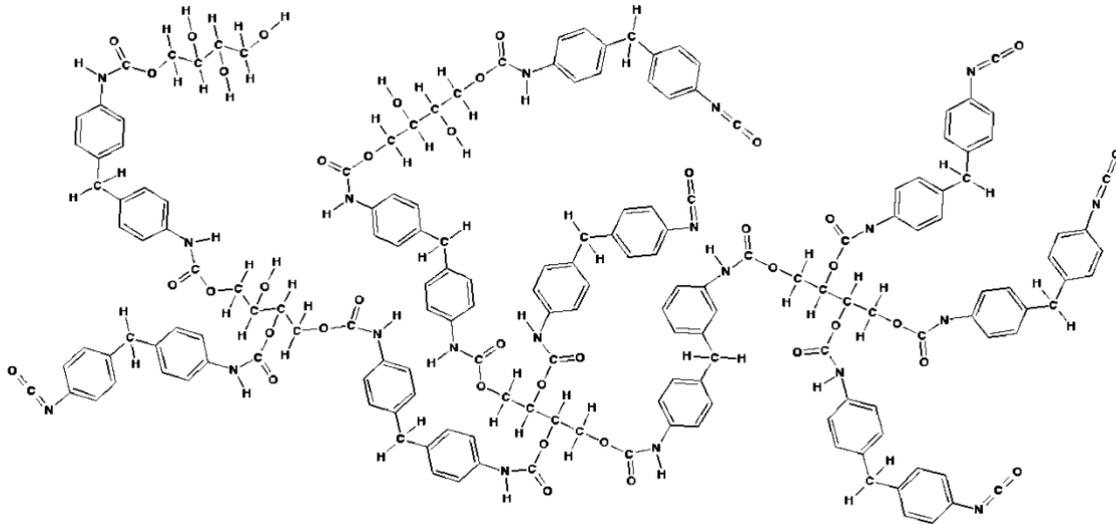


Abbildung 1.8: Duroplastisches Polyurethan (Domininghaus et al. 2012)

Diese Abbildung zeigt einen möglichen Ausschnitt aus der Strukturformel einer orthodontischen Kette aus Duroplastischem Polyurethan. Auffällig sind die geringen Freiräume zwischen den Molekülen, welches kennzeichnend für Duroplaste ist. Diesbezüglich steigt die Härte der orthodontischen Ketten in gleicher Weise wie die Fähigkeit, die abzugebende Kraft an die Zähne über einen längeren Zeitraum aufrecht zu erhalten (Masoud et al. 2014).

Tabelle 1.2: Chemische und physikalische Eigenschaften von thermoplastischem und duroplastischem Polyurethan.

Eigenschaften	Thermoplastisches Polyurethan	Duroplastisches Polyurethan
Stoffklasse	Hybrid aus Thermoplast und Elastomer	Duroplast
Vernetzung	Schwach vernetzt	Engmaschig vernetzt
Kraftverhalten	Hoher Kraftverlust	Geringer Kraftverlust

Tabelle 1.3: Übersicht über die Stoffklassen von einer Auswahl an orthodontischer Ketten

Hersteller	Produkt	Stoffklasse
American Orthodontics	Memory Chain	Duroplastisches Polyurethan
	Plastic Chain	Thermoplastisches Polyurethan
Forestadent	Elastic Power Chain	Thermoplastisches Polyurethan
Rocky Mountain Orthodontics	Energy Chain	Duroplastisches Polyurethan
Ormco	Power Chain Generation II	Duroplastisches Polyurethan
Dentsply GAC	Sili Chain	Thermoplastisches Polyurethan
	Sunburst Chain	Thermoplastisches Polyurethan

1.2 Fragestellung

Aufgrund der verschiedenen Stoffklassen von Ketten unterschiedlicher Anbieter und nur wenigen, existenten Studien über das physikalische Verhalten von orthodontischen Ketten, war Ziel dieser Arbeit ihre physikalischen Eigenschaften *in vitro* zu untersuchen.

Ketten werden in der orthodontischen Gleitbogenmechanik zum Lückenschluss eingesetzt. Über die relative Kraft ist jedoch nur wenig bekannt. In einem zweiten Teil dieser Arbeit sollten speziell die Kräfte orthodontischer Ketten mit verschiedenen Kettenkonfigurationen bei einem simulierten Lückenschluss nach Extraktionstherapie eines Oberkiefer-Prämolaren (Zahn 14) simuliert werden.

2 Material und Methoden

2.1 Materialien

Die experimentelle Studie kann in eine Charakterisierung der Materialeigenschaften und in eine experimentelle Studie einer Simulation eines orthodontischen Behandlungsablaufes gegliedert werden. In beiden Versuchsreihen wurden die in Tabelle 2.1 aufgeführten orthodontische Ketten verwendet (Abb.2.1).

Tabelle 2.1: Verwendete orthodontischen Ketten.

Hersteller	Kettenname	Chemische Struktur	Referenznummer	Lot-Nummer
American Orthodontics	Plastic Chain	Thermoplastisches Polyurethan	854-212	C67298
Forestadent	Elastic Power Chain	Thermoplastisches Polyurethan	655-0001	32303684
Rocky Mountain Orthodontics	Energy Chain	Duroplastisches Polyurethan	ECM0693	05103
Ormco	Power Chain Generation II	Duroplastisches Polyurethan	639-0004	15H46



Abbildung 2.1: Verwendete orthodontische Ketten

2.1.1 Materialien und Medien der materialspezifischen Versuche

Um die Ketten unter verschiedenen Bedingungen zu inkubieren, wurden sechs Acrylplatten mit den Maßen $19 \times 14 \times 1$ cm angefertigt. In den Acrylplatten wurde mit einer Fräse 24 Bohrlöcher gefräst, um 12 orthodontische Ketten aufzuspannen (Abb. 2.2). Diese Bohrlöcher waren jeweils paarweise angeordnet und hatten einen Abstand von 13 cm zueinander. In jedes Bohrloch wurde ein korrosionsbeständiger Edelstahlpin eingebracht, auf dem man eine orthodontische Kette aufspannen konnte.

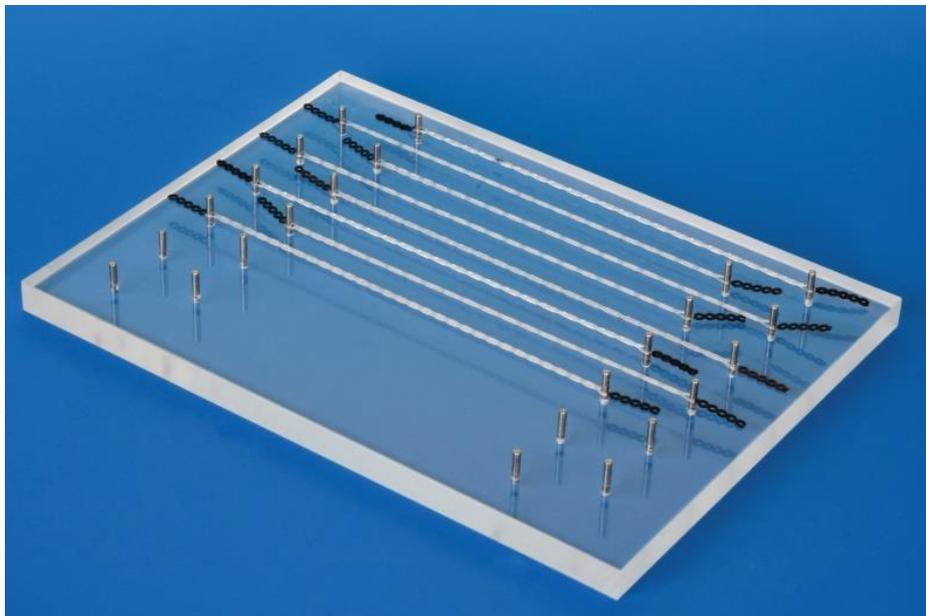


Abbildung 2.2: Acrylplatte der materialspezifischen Versuche mit aufgespannten Ketten

Für den Versuchsaufbau wurden zwei unterschiedliche Dehnungen untersucht: Die orthodontischen Ketten wurden jeweils mit 50% Vordehnung und 100% Vordehnung auf die Metallpins aufgespannt. Insgesamt wurden für die Charakterisierung der Materialeigenschaften 120 orthodontische Ketten untersucht.

Es wurden jeweils zwei Ketten für 50% und 100% Vordehnung für jeden Kettenhersteller getestet (Tabelle 2.2). Die getesteten Ketten hatten keinen intermodularen Steg.

Das Kraftverhalten der Ketten wurde in drei verschiedenen Medien untersucht: Eine Lösung enthielt künstlichen Speichel (NRF 7.5), eine andere Lösung bestand aus destilliertem Wasser und das dritte Medium war Luft. Auf jeder Acrylplatte befanden sich jeweils acht Ketten. Die Acrylplatten wurden eingeteilt nach den drei Medien und den zwei verschiedenen Vordehnungen (Abb. 2.3).

An beiden Enden einer orthodontischen Kette wurden zwei zusätzliche Ringe belassen, welche mit schwarzer, wasserunlöslicher Farbe markiert wurden. Dieses hatte den Zweck, dass man die Ketten leichter und schneller von den Pins lösen und nach dem Zugversuch wieder repositionieren konnte. Außerdem wurden vermutlich dadurch die eigentlichen Kettenendglieder, welche auf den Pins positioniert wurden, mechanisch nicht belastet, sondern die farblich markierten Ringe.

Tabelle 2.2: Maße der orthodontischen Ketten, die in den materialspezifischen Versuchen verwendet wurden.

Kettenanbieter	Typ	Dehnung [%]	Kettenlänge [mm]	Ringe	Breite [mm]	Dicke [mm]
American Orthodontics	Plastic Chain	50	86	30	2,4	0,7
		100	65	23	2,4	0,7
Forestadent	Elastic	50	86	29	2,5	0,6
	Power Chain	100	65	221	2,5	0,6
Ormco	Power Chain Gen. II	50	86	31	2,6	0,5
		100	65	23	2,6	0,5
Rocky Mountain Orthodontics	Energy Chain	50	86	30	2,5	0,6
		100	65	23	2,56	0,6

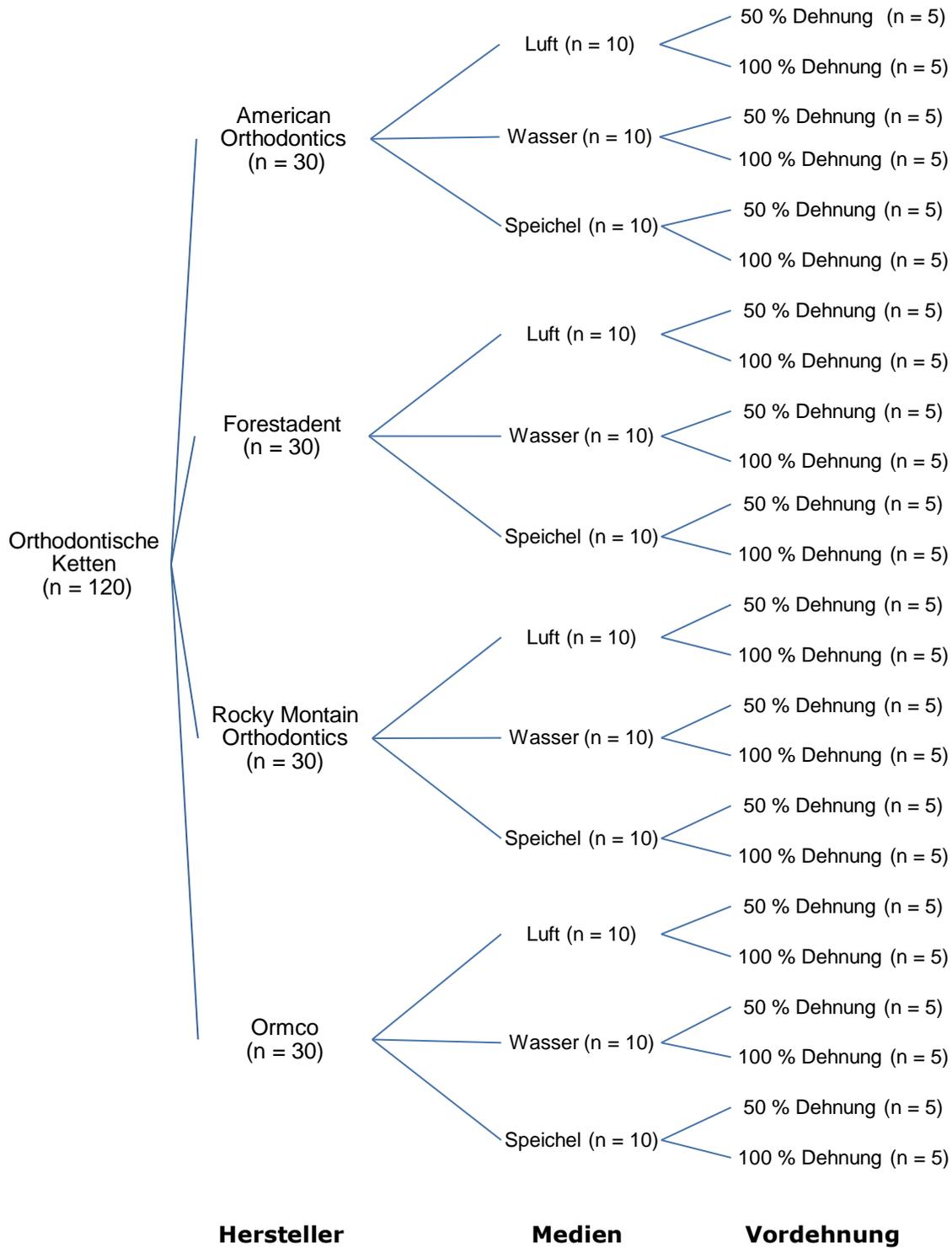


Abb.2.3: Anzahl der verwendeten Ketten ausgehend von einer Gesamtanzahl von 120 orthodontischen Ketten.

2.1.2 Materialien und Medien der klinischen Simulation

Der Versuchsaufbau wurde anhand der Auswertung der materialspezifischen Versuche gestaltet. Aus den Ergebnissen wurde deutlich, dass nur noch ein Testmedium nötig war; daher wurde zur Vereinfachung destilliertes Wasser gewählt.

In den Versuchen wurde die klinische Situation der Extraktionstherapie simuliert. Es wurden die elastischen Rückstellkräfte der orthodontischen Ketten in vier verschiedenen Konfigurationen (Tabelle 2.3) untersucht. Dafür wurden 64 selbstlegierende Brackets „Inovation R“ (Fa. GAC) der Zähne 12, 13, 15 und 16 auf zwei Aluminiumträger mit Epoxykleber (Fa. Uhu, Bühl) geklebt. Der Abstand der einzelnen Bracketränder betrug 5 mm, was einer klinischen Situation mit morphologischen und anatomischen Approximalkontakt der Zähne entspricht. Da die Brackets 12 und 13 und die Brackets 15 und 16 auf jeweils verschiedene Aluminiumplatten geklebt wurden, welche sich beweglich auf einer Acrylplatte befanden, war es möglich, den Abstand zwischen Bracket 13 und 15 zu variieren. Dies ermöglichte die klinische Simulation einer Extraktionslücke des Zahnes 14. Somit konnte ein Interbracketabstand von 13 mm simuliert werden (Abb. 2.4).

Um die Versuche nicht durch ein frühzeitiges Einreißen eines endständigen Kettengliedes zu gefährden, wurde jeweils am ersten und am letzten Bracket ein zusätzliches Kettenglied als Schutzmaßnahme angehängt, welches keinen Einfluss auf die Kraftentwicklung hatte.

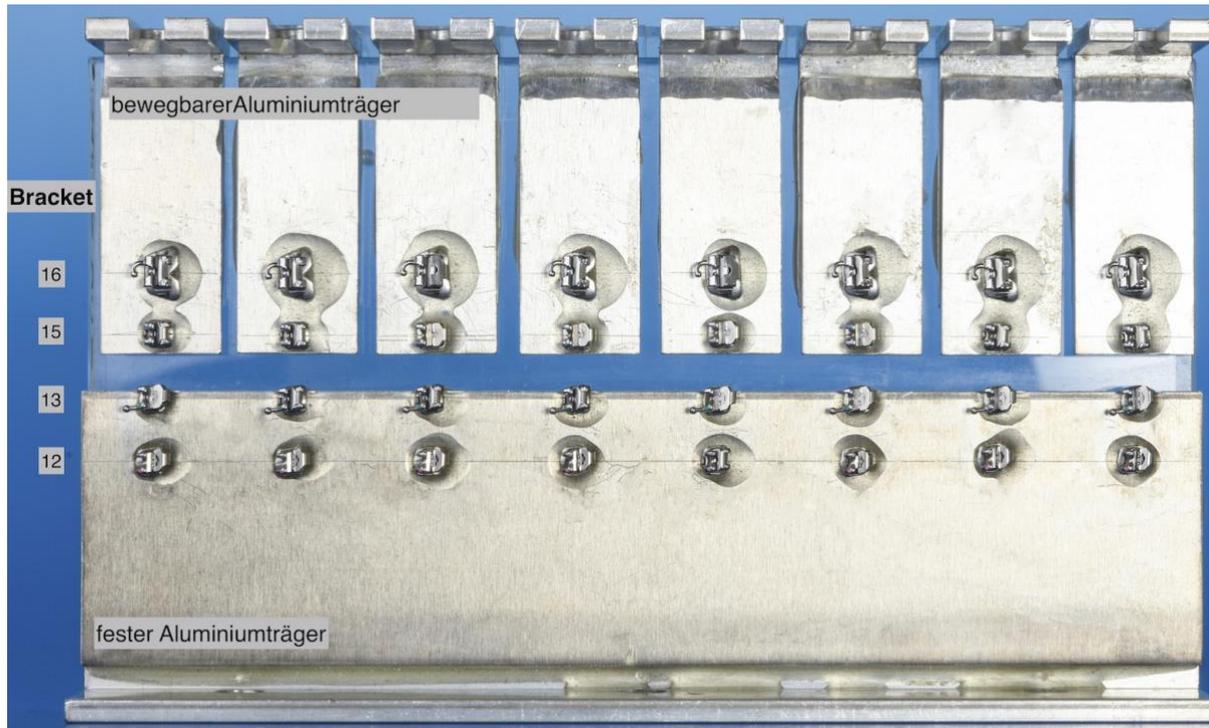
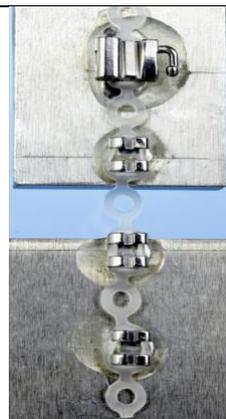
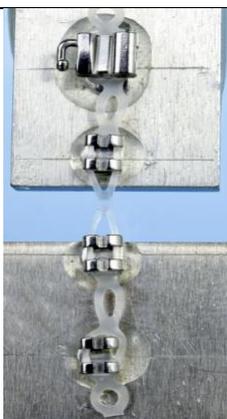
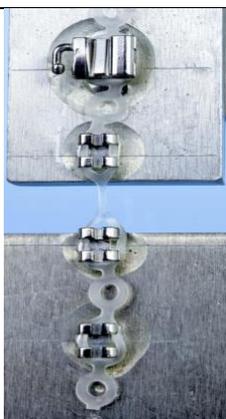
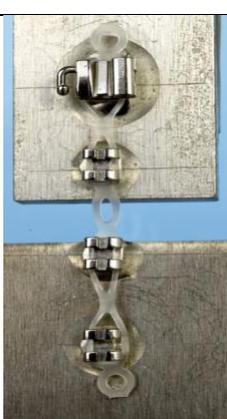
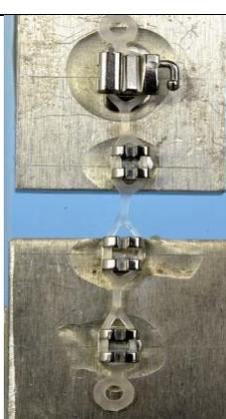
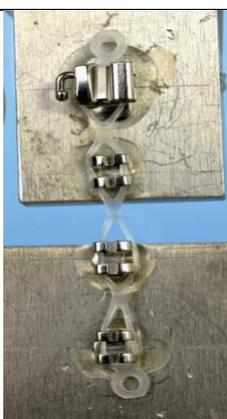
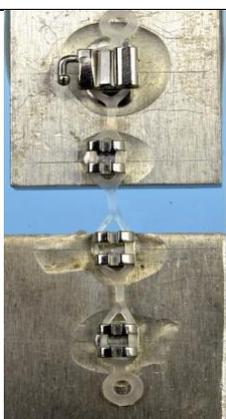


Abbildung 2.4: Probenaufbau der klinischen Versuche. Für die Simulation wurden selbststegierende Brackets 12, 13, 15 und 16 (Inovation R, Fa. GAC) verwendet.

Diese vier Konfigurationen wurden mit orthodontischen Ketten aller vier Hersteller jeweils mit und ohne intermodularem Steg auf dem Bracket getestet. Von jedem Kettentyp wurden vier Stichproben getestet. Insgesamt wurden somit die Kraftgrößen an 256 orthodontische Ketten gemessen.

Tabelle 2.3: Konfigurationen der orthodontischen Ketten in den klinischen Versuchen. B = Bracket, O = Kettenglied.

<p>Konfiguration 1 B-O-B-O-B-O-B</p>	<p>Über jedes Bracket wurde ein Kettenglied gezogen und zwischen jedem Bracket ein Kettenglied zusätzlich als Verbindung belassen.</p>		
<p>Konfiguration 2 B-O-B-B-O-B</p>	<p>Über jedes Bracket wurde ein Kettenglied gezogen und zwischen den beiden äußeren der vier Brackets (zwischen Bracket 12&13 und 15&16) ein Kettenglied zusätzlich belassen. Zwischen den mittleren Brackets (13&15) gab es kein Kettenglied als Verbindung.</p>		
<p>Konfiguration 3 B-B-O-B-B</p>	<p>Über jedes Bracket wurde ein Kettenglied gezogen und zwischen den mittleren Brackets (13&15) ein Kettenglied zusätzlich als Verbindung belassen. Zwischen den beiden äußeren der vier Brackets (12&13 und 15&16) gab es kein Kettenglied als Verbindung.</p>		
<p>Konfiguration 4 B-B-B-B</p>	<p>Über jedes Bracket wurde ein Kettenglied gezogen und zwischen den Brackets kein Kettenglied als Verbindung gelassen.</p>		

2.2 Methoden

2.2.1 Methodik der materialspezifischen Versuche

Der Prüfversuch wurde mit einer Universalprüfungsmaschine (Modell 4444, Instron Corp., Norwood, MA, USA) und der Kraftmessdose 2530-427 (Instron Corp. Norwood, MA, USA) durchgeführt. Die Genauigkeit betrug $\pm 0,25\%$ und der Messbereich $\pm 100\text{ N}$.

Mit dem modifizierten Zugversuch wurden die elastischen Rückstellkräfte ermittelt. Hierzu wurden an der Universalprüfmaschine zwei Haken angebracht, an denen die orthodontischen Ketten aufgespannt wurden (Abb. 2.5). Die Haken hatten einen Abstand von 13 cm, also genau den gleichen Abstand wie die Metallpins der Acrylplatten, auf denen die Ketten aufgebracht waren. Jedes Mal, wenn eine orthodontische Kette von den Pins für eine Messung abgenommen und in die Messvorrichtung eingespannt wurde, wurde überprüft, dass die Grundlänge von 13 cm nicht verändert wurde. Die Universalprüfmaschine führte nun bei eingehängter Kette eine initiale Kraftmessung bei 13 cm Dehnung durch. Anschließend fuhr das Messgerät mit 2,5 mm pro Sekunde auf 50% der Einspannlänge (13 cm), also auf 6,5 cm. Zuletzt fuhr die Messmaschine wieder in die Ausgangslänge zurück, ebenfalls mit 2,5 mm pro Sekunde. Während der Prüfung kam es zu einer Entlastung der orthodontischen Kette, anschließend war die Kette wieder gespannt. Hierbei wurden alle 2 Millisekunden ein Kraft-Weg-Wertepaar erstellt. Abschließend wurde die orthodontische Kette von den Haken der Universalprüfmaschine genommen und wieder auf die Metallpins der Acrylplatte aufgespannt. Nach der entsprechenden Messung aller acht Ketten einer Acrylplatte wurde diese wieder in der Box im dazugehörigen Medium (Luft, Wasser, Speichel) bei $37 \pm 1\text{ °C}$ im Inkubator (Modell APT.line BB E2; Binder, Tuttlingen) gelagert. Diese Temperatur entspricht derjenigen in der Mundhöhle.

Die Kraft der orthodontischen Ketten wurde zu verschiedenen Zeiten gemessen: Am Anfang wurde die Initialkraft bestimmt, nachdem die Ketten auf die Pins gezogen wurden (Stunde 0). Anschließend wurde nach einer Stunde, zwei Stunden, vier Stunden, acht Stunden, 24 Stunden, einer Woche und nach drei Wochen gemessen. Zwischen den Messzeitpunkten befanden sich die Acrylplatten in den jeweiligen Medien im Inkubator.



Abbildung 2.5: Modifizierter Zugversuch zur Bestimmung der physikalischen Eigenschaften von orthodontischen Ketten.

Die Verarbeitung der Messdaten erfolgte mit dem Programm Bluehill 3 (Version 3.63.3617; Instron Corp., Norwood, MA, USA). Der oberste Wert, bei 130 mm Kettenlänge, wurde dabei aus dem Datensatz extrahiert und für die Ergebnisse verwendet, da dieser Wert die Kraft ohne mechanische Deformation reproduzierbar wiedergibt (Abb. 2.6).

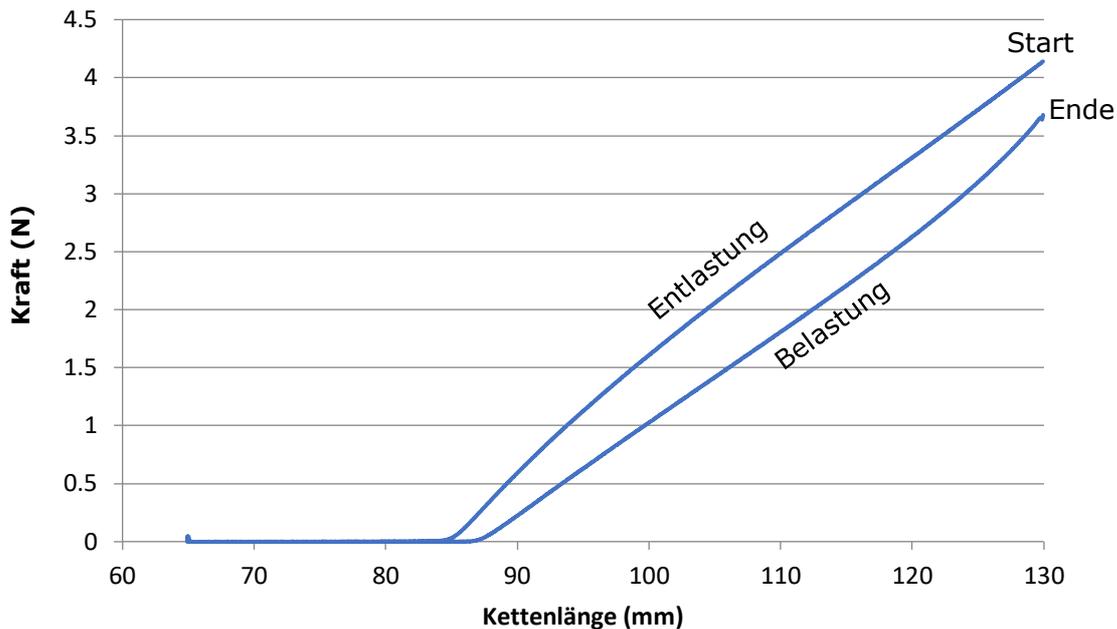


Abbildung 2.6: Beispielhafte Messkurve einer orthodontischen Ketten (material-spezifische Versuche).

2.2.2 Methodik der klinischen Simulation

Der Prüfversuch wurde mit einer Universalprüfungsmaschine (Modell 5542, Instron Corp., Norwood, MA, USA) und der Kraftmessdose 2530-416 (Instron Corp. Norwood, MA, USA) durchgeführt. Die Genauigkeit betrug $\pm 0,25\%$ und der Messbereich ± 500 N.

Anders als bei den materialspezifischen Versuchen, bei denen es mehrere Messzeitpunkte gab, wurden hier nur die Kräfte zum initialen Messzeitpunkt bestimmt. Die Testplatten wurden vor dem Messen ca. 1 Minute in Boxen gelagert, welche mit $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ warmen, destillierten Wasser befüllt waren, damit die orthodontischen Ketten mit Flüssigkeit benetzt wurden.

Mit der Universalprüfmaschine wurden die elastischen Rückstellkräfte der orthodontischen Ketten in einem modifizierten Zugversuch ermittelt. Hierzu wurden die Testplatten am unteren Ende an der Universalprüfmaschine

befestigt. Die oberen beweglichen Aluminiumplatten (mit den Brackets 15 und 16) hatten einen Anschlag am Rand der Acrylplatte. Ein Schlitz ermöglichte passgenaues Einschwenken einer Schwenkkopfschraube am Ende des Messkopfes. Somit wurde die Zugkraft der Kette axial auf die Messdose der Prüfmaschine übertragen.

Bei eingehängtem Messkopf wurde der Abstand der Brackets der Zähne 13 und 15 von 5 mm auf 13 mm vergrößert und wieder auf 5 mm verlagert. Dabei wurde das entsprechende Aluminiumsegment über eine Strecke von 8 mm bewegt, was einer Prämolarenbreite entspricht. So wurden die Kräfte gemessen, die während des vollständigen Lückenschlusses über 8 mm auf die Brackets einwirken. Dabei wurde die Kette gedehnt und entlastet (Abb. 2.7). Die Geschwindigkeit betrug 2,5 mm/s. Hierbei wurden alle 20 ms die Zugkraft der orthodontischen Ketten zu der jeweils entsprechenden Auslenkung gemessen.

Für den klinischen Bezug bedeutet dies, dass die Zugkraft der Ketten zu Beginn der Extraktionstherapie des Zahnes 14 bei 13 mm Interbracketabstand der Zähne 13 und 15 gemessen wurde, also bei einer 8 mm großen Zahnücke. Anschließend wurde die Zugkraft während dem simulierten Lückenschluss über die kontinuierlich immer enger werdende Lücke bis zum vollständigen Lückenschluss gemessen.

Bei geschlossener Lücke beträgt der Interbracketabstand der Zähne 13 und 15 nur noch 5 mm. Nachdem der Messzyklus einer Kette beendet war, wurde der Messkopf der Instron vorsichtig von der Aluminiumplatte gelöst, die Acrylplatte um einen Platz weitergeschoben und der Messkopf an der nächsten Kette angebracht.

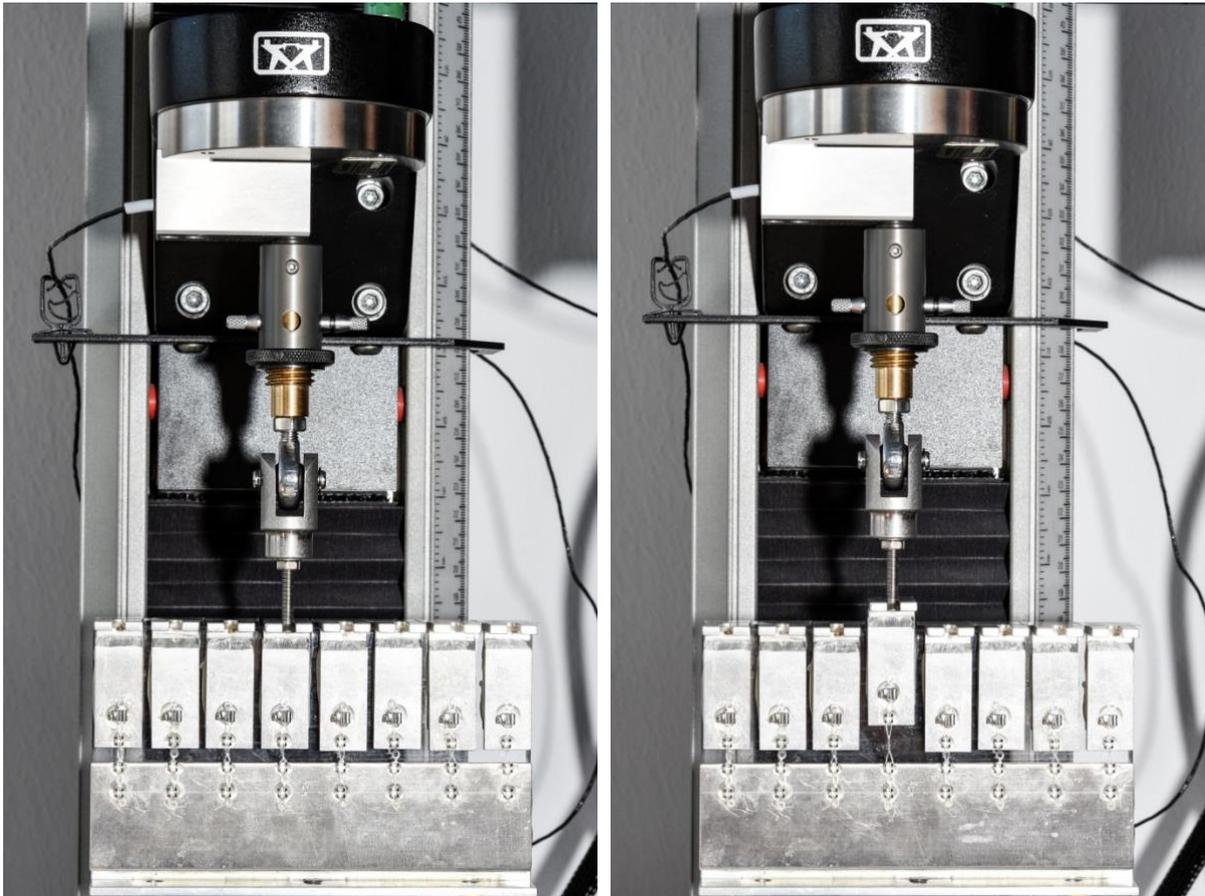
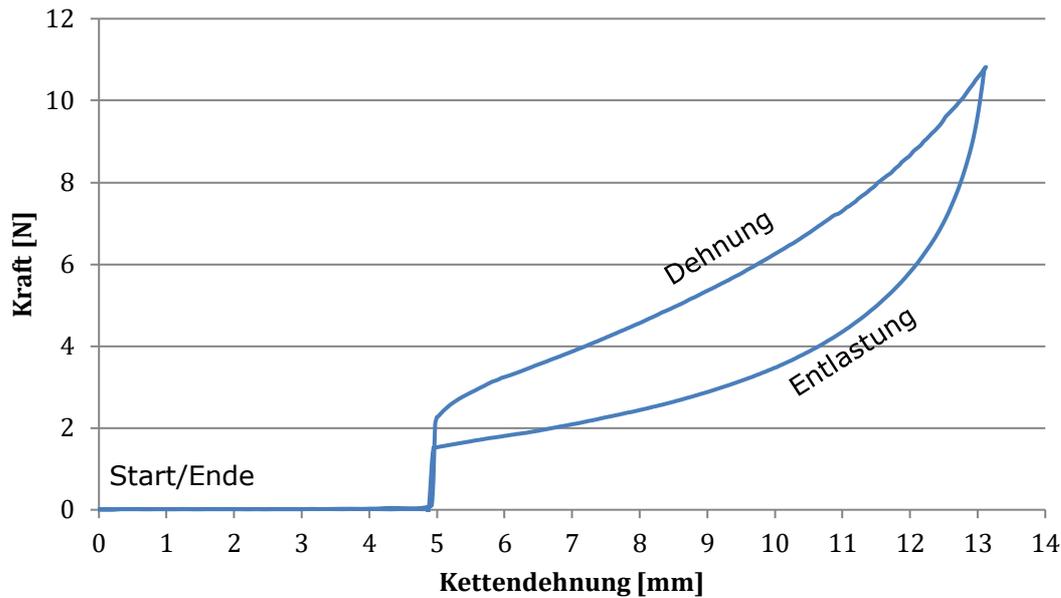


Abbildung 2.7 Universalprüfmaschine mit eingespannter Versuchsplatte der klinischen Versuche bei Lückenschluss (links) und bei einer 8mm simulierten Zahnücke (rechts).

Die Verarbeitung der Messdaten erfolgte mit dem Programm Bluehill 3 (Instron Corp. Norwood, MA, USA). Für die Auswertung wurden die Kräfte der Aktivierungs- oder Dehnungskurve in 2-mm-Intervallen bis zum annähernd vollständigen Lückenschluss (8 mm; 6 mm; 4 mm; 2 mm; 0,5 mm) bestimmt (Abb. 2.9).



Abbildungen 2.9: Beispielhafte Messkurve von 4 orthodontischen Ketten bei den klinischen Versuchen. X= gemessener Punkt.

2.3 Statistik

Die Rohdaten wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel dokumentiert. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm IBM SPSS Statistics Version 25 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Neben der deskriptiven Statistik (Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum und Median) wurden paarweise Vergleiche mit dem Mann-Whitney U-Test durchgeführt. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ angenommen. Bei Mehrfachvergleichen wurde der Kruskal-Wallis-Test angewandt. Post-Hoc-Tests wurden bei signifikantem Ergebnis berechnet und die Signifikanzwerte für multiples Testen korrigiert.

Bei den materialspezifischen Versuchen wurden die Ergebnisse größtenteils als relative Kräfte, mit Bezug auf den Initialwert der jeweiligen absoluten Kraft dargestellt. Hier wurden drei Hypothesen untersucht. Die Nullhypothesen wurden folgendermaßen definiert:

- 1.) Die Verteilung der relativen Kräfte (%) zu den jeweiligen Messzeitpunkten (h) ist über die Kategorien der Kettendehnung (%) identisch.
- 2.) Die Verteilung der relativen Kräfte (%) zu den jeweiligen Messzeitpunkten (h) ist über die Kategorien der Lagerungsmedium identisch.
- 3.) Die Verteilung der relativen Kräfte zu den jeweiligen Messzeitpunkten (h) ist über die Kategorien der Kettenanbieter identisch.

Bei den klinischen Versuchen wurden ebenfalls drei Hypothesen untersucht. Die Nullhypothesen wurden folgendermaßen festgelegt:

- 1.) Die Verteilung der absoluten Kraft (N) zu der jeweiligen Zahnlückengröße (mm) ist über die Kategorien Ketten mit oder ohne Steg identisch.
- 2.) Die Verteilung der absoluten Kraft (N) zu der jeweiligen Zahnlückengröße (mm) ist über die Kategorien der Kettenkonfiguration identisch.
- 3.) Die Verteilung der absoluten Kraft (N) zu der jeweiligen Zahnlückengröße (mm) ist über die Kategorien der Kettenanbieter identisch.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der materialspezifischen Versuche

3.1.1 Medium „künstlicher Speichel“

Die Ergebnisse der Versuchsreihe zeigen, dass die Zugkräfte initial bei 50% Vordehnung bei AO 3,7 N, bei Forestadent 2,3 N, bei Ormco 3,01 N und bei RMO 2,65 N betragen. Bei 100% Vordehnung betragen initial die Zugkräfte bei AO 4,11 N, bei Forestadent 3,04 N, bei Ormco 3,24 N und bei RMO 3,03 N. Dies entspricht jeweils 100% relative Kraft (Tab. 3.1, Abb. 3.1, Anhang 8.1.1).

Nach einer Stunde beträgt bei 50 % Vordehnung bei der Kette von AO 63 % der relativen Kraft, bei Forestadent 66 %, bei Ormco 84 % und bei RMO 84 % (Tab. 3.1, Abb. 3.1). Der relative Kraftverlust ist bei den Ketten von Ormco und RMO signifikant geringer als bei den Ketten von AO und Forestadent ($p < 0,001$). Die relative Kraft beträgt nach 21 Tagen bei den Ketten von AO und Forestadent nur 35 %, während die relative Kraft bei Ormco und RMO noch 70 % beträgt ($p < 0,001$) (Tab. 3.1, Abb. 3.1). Über 21 Tage Inkubation in künstlichem Speichel führte dies bei den Ketten von AO und Forestadent zu einer Reduktion der relativen Kraft um 29 % und bei den Ketten von Ormco und RMO um 14 %. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$).

Nach einer Stunde beträgt bei 100 % Vordehnung bei der Kette von AO 65 % der relativen Kraft, bei Forestadent 58 %, bei Ormco 88 % und bei RMO 87 % (Tab. 3.1; Abb. 3.1). Der relative Kraftverlust ist bei den Ketten von Ormco und bei denen von RMO deutlich geringer als bei den Ketten von AO und Forestadent ($p < 0,001$). Die relative Kraft beträgt nach 21 Tagen bei den Ketten von AO und Forestadent nur 36 %, während die relative Kraft bei Ormco und RMO noch 75 % beträgt ($p < 0,001$) (Tab. 3.1; Abb. 3.1). Über 21 Tage Inkubation in künstlichem Speichel führte dies bei den Ketten von AO und Forestadent zu einer Reduktion der relativen Kraft um

26 % und bei den Ketten von Ormco und RMO um 13 %. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$).

Die Standardabweichung der relativen Kräfte lag im Bereich von 0,1 - 3,03% über alle Werte.

Tabelle 3.1 Vergleich der Kettenanbieter nach Inkubation von 1 h bzw. 21 Tagen in künstlichem Speichel bei 50 % bzw. 100 % Vordehnung. a) Mittlere relative Kräfte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Ketten aller vier Anbieter. Anbietervergleich mittels Kruskal-Wallis-Test. b) Ergebnisse des multiplen Vergleichs: Signifikanzen (p) und adjustierte Signifikanzen ($p_{adj.}$) nach Bonferroni-Korrektur für multiples Testen. Unterhalb der Diagonale sind die 1-Stunden-Vergleiche dargestellt, oberhalb der Diagonalen diejenigen der 21-Tage-Vergleiche. Signifikante Ergebnisse ($p < 0,05$) sind kursiv ausgezeichnet.

a)

Vordehnung [%]	Inkubationsdauer	Kettenanbieter	N	Relative Kraft [%]		Signifikanz Kruskal-Wallis
				MW	SD	
50	1h	American Orthodontics	5	63,33	1,84	<i>0,001</i>
		Forestadent	5	65,52	1,93	
		Ormco	5	83,74	1,00	
		Rocky Montain Orthodontics	5	84,46	0,68	
	21d	American Orthodontics	5	34,50	0,85	<i>0,001</i>
		Forestadent	5	36,38	0,50	
		Ormco	5	69,74	1,14	
		Rocky Montain Orthodontics	5	70,45	1,46	
100	1h	American Orthodontics	5	65,68	2,06	<i>0,001</i>
		Forestadent	5	58,40	2,00	
		Ormco	5	87,89	1,48	
		Rocky Montain Orthodontics	5	87,28	2,22	
	21d	American Orthodontics	5	36,10	1,19	<i>0,002</i>
		Forestadent	5	35,09	1,00	
		Ormco	5	75,42	2,17	
		Rocky Montain Orthodontics	5	74,46	1,40	

b)

Vordehnung			21 d →			
			AO	Forestadent	Ormco	RMO
50 %	1 h ↓	AO	p ($p_{adj.}$)	0,219 (1,000)	<i>0,003</i> (<i>0,020</i>)	<i><0,001</i> (<i>0,002</i>)
		Forestadent	0,423 (1,000)		0,087 (<i>0,523</i>)	0,016 (0,097)
		Ormco	<i>0,006</i> (<i>0,038</i>)	0,054 (0,326)		0,487 (1,000)
		RMO	<i>0,001</i> (<i>0,004</i>)	0,009 (0,053)	0,487 (1,000)	
100 %	1 h ↓	AO		0,557 (1,000)	<i>0,009</i> (<i>0,053</i>)	<i>0,033</i> (<i>0,195</i>)
		Forestadent	0,181 (1,000)		0,001 (<i>0,008</i>)	0,006 (0,038)
		Ormco	<i>0,033</i> (<i>0,195</i>)	0,001 (<i>0,003</i>)		0,630 (1,000)
		RMO	0,061 (<i>0,368</i>)	0,001 (<i>0,008</i>)	0,789 (1,000)	

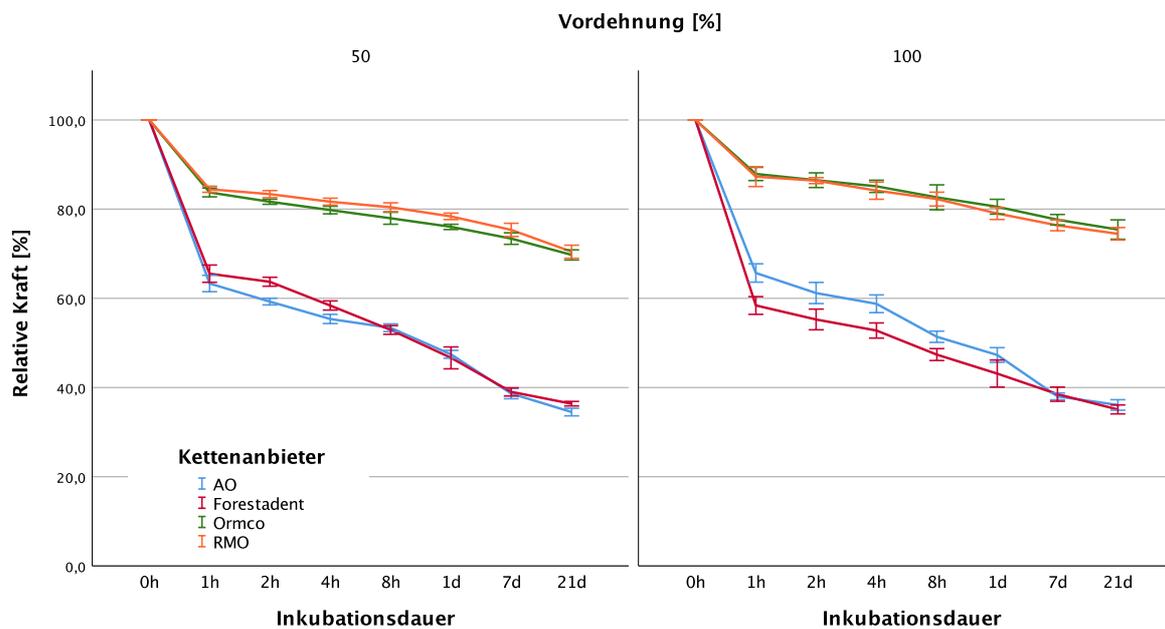


Abbildung 3.1 Relative Kraftabnahme der orthodontischen Ketten aller vier Hersteller im Vergleich über die Zeit in einer künstlichen Speichellösung bei 50 % (links) bzw. 100 % (rechts) Kettenvordehnung. AO, American Orthodontics; RMO, Rocky Mountain Orthodontics.

In einem Vergleich der relativen Kräfte zwischen 50 % und 100 % Vordehnung zeigten nur die Ketten der Firma Ormco einen signifikanten Unterschied ($p = 0,003$). Bei allen anderen Herstellern unterschieden sich die relativen Kräfte der Ketten bei 50 % und 100 % Vordehnung nicht (Tab. 3.2, Abb. 3.2). Daher werden in der weiteren Auswertung die Messungen bei 50 % und 100 % Vordehnung der Ketten von AO, Forestadent und RMO jeweils zusammengefasst. Dies ist bei den Ketten von Ormco im Medium „künstlicher Speichel“ nicht möglich; sie werden daher weiterhin separat betrachtet.

Tabelle 3.2 Paarweise Vergleiche der relativen Rückstellkräfte bei 50% und 100% Vordehnung der Ketten je Anbieter im Medium „künstlicher Speichel“, gemittelt über die Inkubationszeit (n = 80). Die P-Werte wurden mit dem U-Test nach Mann-Whitney berechnet (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Kettenanbieter	N	Relative Kraft [%]				P
		50 % Vordehnung		100 % Vordehnung		
		MW	SD	MW	SD	
American Orthodontics	80	56,49	19,11	57,31	19,23	0,696
Forestadent	80	57,82	19,10	53,82	19,35	0,115
Ormco	80	80,29	8,70	84,46	7,37	0,003 *
Rocky Mountain Orthodontics	80	81,76	8,25	83,74	7,70	0,129

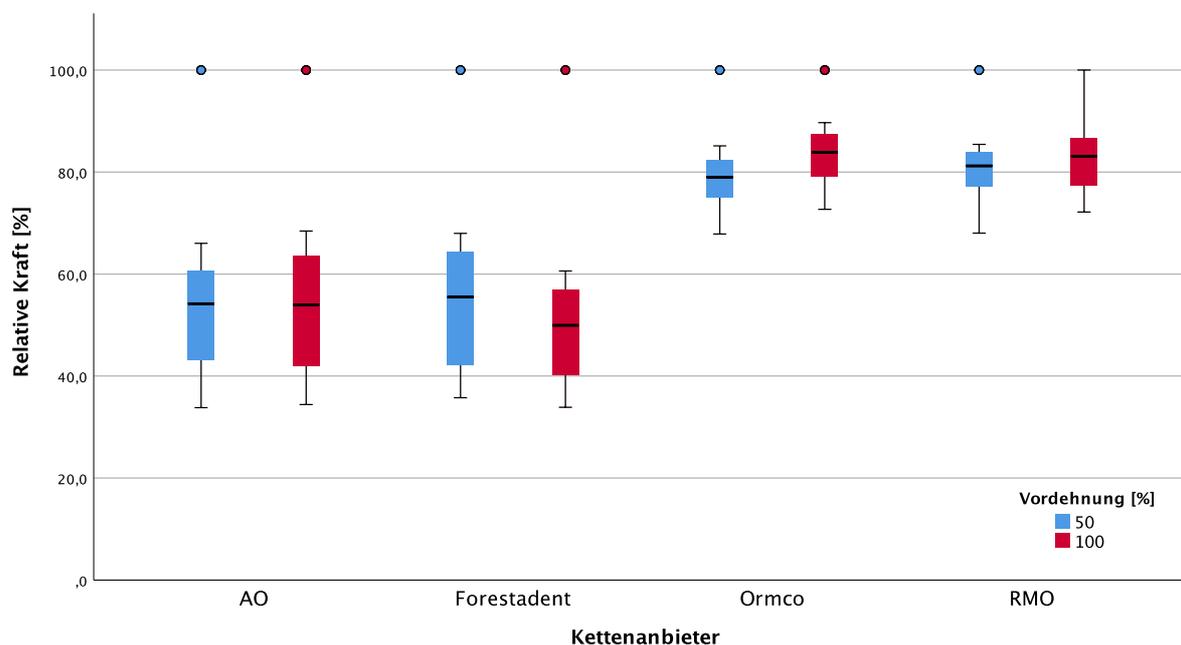


Abbildung 3.2 Relative Kraftabnahme der orthodontischen Ketten aller vier Hersteller im Vergleich zwischen 50 % und 100 % Kettenvordehnung, gemittelt über die Inkubationszeit (N = 80). AO, American Orthodontics; RMO, Rocky Mountain Orthodontics.

3.1.2 Medium „destilliertes Wasser“

Die Ergebnisse der Versuchsreihe zeigen, dass die Zugkräfte initial bei 50% Vordehnung bei AO 3,7 N, bei Forestadent 2,28 N, bei Ormco 2,9 N und bei RMO 2,6 N betragen. Bei 100% Vordehnung betragen initial die Zugkräfte bei AO 4,11 N, bei Forestadent 3,02 N, bei Ormco 3,37 N und bei RMO 3,02 N. Dies entspricht jeweils 100% relative Kraft (Tab. 3.3, Abb. 3.3, Anhang 8.1.2).

Nach einer Stunde beträgt bei 50 % Vordehnung bei der Kette von AO 65 % der relativen Kraft, bei Forestadent 66 %, bei Ormco 85 % und bei RMO

86 % (Tab. 3.3; Abb. 3.3). Der relative Kraftverlust ist bei den Ketten von Ormco und RMO deutlich geringer als bei den Ketten von AO und Forestadent ($p < 0,001$). Die relative Kraft beträgt nach 21 Tagen bei den Ketten von AO und Forestadent nur noch 33 % bzw. 36 %, während die relative Kraft bei Ormco und RMO noch 71 % beträgt ($p < 0,001$) (Tab. 3.3, Abb. 3.3). Über 21 Tage Inkubation in destilliertem Wasse führte dies bei den Ketten von AO und Forestadent zu einer Reduktion der relativen Kraft um 31 % und bei den Ketten von Ormco und RMO um 15 %. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$).

Nach einer Stunde beträgt bei 100 % Vordehnung bei der Kette von AO 63 % der relativen Kraft, bei Forestadent 57 %, bei Ormco 83 % und bei RMO 85 % (Tab. 3.3, Abb. 3.3). Der relative Kraftverlust ist bei den Ketten von Ormco und bei denen von RMO deutlich geringer als bei den Ketten von AO und Forestadent ($p < 0,001$). Die relative Kraft beträgt nach 21 Tagen bei den Ketten von AO und Forestadent nur noch 34 %, während die relative Kraft bei Ormco und RMO noch 74 % beträgt ($p < 0,001$) (Tab. 3.3, Abb. 3.3). Über 21 Tage Inkubation in destilliertem Wasser führte dies bei den Ketten von AO und Forestadent zu einer Reduktion der relativen Kraft um 29 % und bei den Ketten von Ormco und RMO um 14 %. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$).

In allen Fällen lag die Standardabweichung der relativen Kräfte im Bereich von 0,1 – 4,5 %.

Tabelle 3.3 Vergleich der Kettenanbieter nach Inkubation von 1 h bzw. 21 Tagen in destilliertem Wasser bei 50 % bzw. 100 % Vordehnung. a) Mittlere relative Kräfte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Ketten aller vier Anbieter. Anbietervergleich mittels Kruskal-Wallis-Test. b) Ergebnisse des multiplen Vergleichs: Signifikanzen (p) und adjustierte Signifikanzen ($p_{adj.}$) nach Bonferroni-Korrektur für multiples Testen. Unterhalb der Diagonale sind die 1-Stunden-Vergleiche dargestellt, oberhalb der Diagonalen diejenigen der 21-Tage-Vergleiche. Signifikante Ergebnisse ($p < 0,05$) sind kursiv ausgezeichnet.

a)

Vordehnung [%]	Inkubationsdauer	Kettenanbieter	N	Relative Kraft [%]		Signifikanzen Kruskal-Wallis
				MW	SD	
50	1h	American Orthodontics	5	65,25	2,97	<i>0,002</i>
		Forestadent	5	66,07	2,40	
		Ormco	5	85,46	1,55	
		Rocky Mountain Orthodontics	5	86,42	2,09	
	21d	American Orthodontics	5	33,46	1,20	<i>0,001</i>
		Forestadent	5	36,20	0,56	
		Ormco	5	70,77	1,70	
		Rocky Mountain Orthodontics	5	71,57	1,80	
100	1h	American Orthodontics	5	63,42	3,37	<i>0,001</i>
		Forestadent	5	56,86	0,86	
		Ormco	5	82,63	1,56	
		Rocky Mountain Orthodontics	5	85,34	1,91	
	21d	American Orthodontics	5	33,99	1,99	<i>0,002</i>
		Forestadent	5	34,73	0,58	
		Ormco	5	74,33	2,32	
		Rocky Mountain Orthodontics	5	74,49	1,63	

b)

Vordehnung			21 d →			
			AO	Forestadent	Ormco	RMO
50	1 h ↓	AO	p ($p_{adj.}$)	0,181 (1,000)	<i>0,002</i> (0,012)	< <i>0,001</i> (0,002)
		Forestadent	0,873 (1,000)		0,078 (0,466)	0,025 (0,149)
		Ormco	<i>0,014</i> (0,084)	0,022 (0,129)		0,630 (1,000)
		RMO	<i>0,002</i> (0,014)	<i>0,004</i> (0,023)	0,557 (1,000)	
100	1 h ↓	AO		0,789 (1,000)	<i>0,005</i> (0,028)	<i>0,005</i> (0,033)
		Forestadent	0,219 (1,000)		0,010 (0,062)	0,012 (0,072)
		Ormco	0,134 (0,807)	0,006 (0,038)		0,957 (1,000)
		RMO	<i>0,009</i> (0,053)	< <i>0,001</i> (0,001)	0,262 (1,000)	

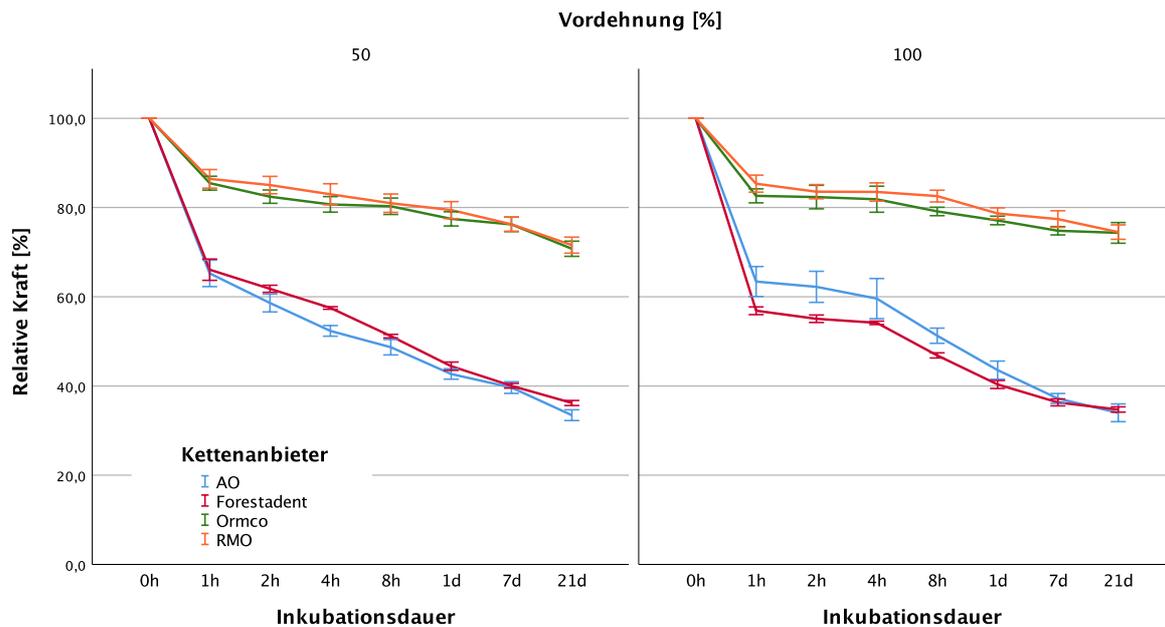


Abbildung 3.3 Relative Kraftabnahme der orthodontischen Ketten aller vier Hersteller über die Zeit in destilliertem Wasser bei 50% (links) bzw. 100% (rechts) Kettenvordehnung. AO, American Orthodontics; RMO, Rocky Mountain Orthodontics.

In einem Vergleich der relativen Kräfte zwischen 50 % und 100 % Vordehnung zeigten sich bei keinem der Ketten signifikante Unterschiede (Tab. 3.4, Abb. 3.4). Daher werden in der weiteren Auswertung die Messungen bei 50 % und 100 % Vordehnung der Ketten von AO, Forestadent, Ormco und RMO jeweils zusammengefasst.

Tabelle 3.4 Paarweise Vergleiche der relativen Rückstellkräfte bei 50% und 100% Vordehnung der Ketten je Anbieter im Medium „destilliertes Wasser“, gemittelt über die Inkubationszeit (n = 80). Die P-Werte wurden mit dem U-Test nach Mann-Whitney berechnet (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Kettenanbieter	N	Relative Kraft [%]				P
		50 % Vordehnung		100 % Vordehnung		
		MW	SD	MW	SD	
American Orthodontics	80	55,09	19,80	56,41	19,94	0,620
Forestadent	80	57,15	19,19	53,04	19,75	0,095
Ormco	80	81,67	8,28	81,52	7,90	0,675
Rocky Mountain Orthodontics	80	82,83	8,16	83,19	7,45	0,904

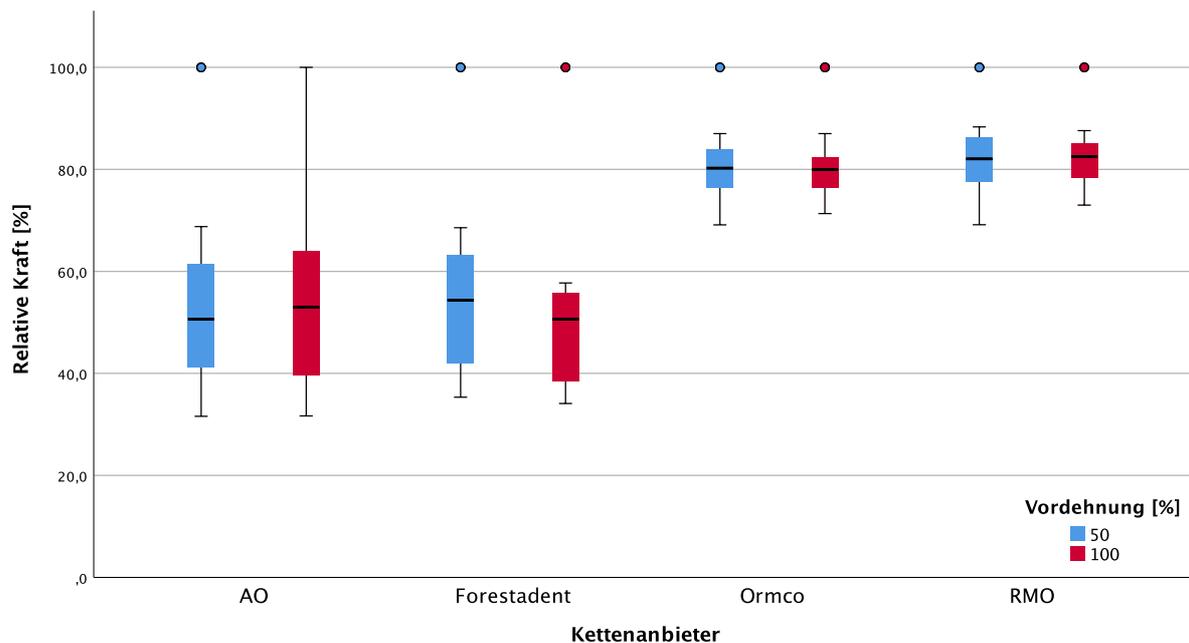


Abbildung 3.4 Relative Kraftabnahme der orthodontischen Ketten aller vier Hersteller im Vergleich zwischen 50 % und 100 % Kettenvordehnung, gemittelt über die Inkubationszeit (N = 80). AO, American Orthodontics; RMO, Rocky Mountain Orthodontics.

3.1.3 Medium „Luft“

Die Ergebnisse der Versuchsreihe zeigen, dass die Zugkräfte initial bei 50% Vordehnung bei AO 3,63 N, bei Forestadent 2,26 N, bei Ormco 2,89 N und bei RMO 2,54 N betragen. Bei 100% Vordehnung betragen initial die Zugkräfte bei AO 4,2 N, bei Forestadent 3,07 N, bei Ormco 3,38 N und bei RMO 3,08 N. Dies entspricht jeweils 100% relative Kraft (Tab. 3.5, Abb. 3.3, Anhang 8.1.3).

Nach einer Stunde beträgt bei 50 % Vordehnung bei der Kette von AO 79 % der relativen Kraft, bei Forestadent 82 %, bei Ormco 89 % und bei RMO 91 % (Tab. 3.5; Abb. 3.5). Der relative Kraftverlust ist bei den Ketten von Ormco und RMO deutlich geringer als bei den Ketten von AO und Forestadent ($p < 0,001$). Die relative Kraft beträgt nach 21 Tagen bei den Ketten von AO und Forestadent nur noch 49 % bzw. 46 %, während die relative Kraft bei Ormco und RMO noch 72 % bzw. 75 % beträgt ($p < 0,001$) (Tab. 3.5; Abb. 3.5). Über 21 Tage Inkubation in Luft führte dies bei den Ketten von AO und Forestadent zu einer Reduktion der relativen Kraft von

33 % und bei den Ketten von Ormco und RMO von 16 %. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$).

Nach einer Stunde beträgt bei 100 % Vordehnung bei der Kette von AO 82 % der relativen Kraft, bei Forestadent 76 %, bei Ormco 91 % und bei RMO 89 % (Tab. 3.5, Abb. 3.5). Der relative Kraftverlust ist bei den Ketten von Ormco und RMO deutlich geringer als bei den Ketten von AO und Forestadent ($p < 0,001$). Die relative Kraft beträgt nach 21 Tagen bei den Ketten von AO und Forestadent nur noch 48 % bzw. 44 %, während die relative Kraft bei Ormco und RMO noch 76 % beträgt ($p < 0,001$) (Tab. 3.5, Abb. 3.5). Über 21 Tage Inkubation in Luft führte dies bei den Ketten von AO und Forestadent zu einer Reduktion der relativen Kraft von 33 % und bei den Ketten von Ormco und RMO von 14 %. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,001$).

Die Standardabweichung der relativen Kräfte lag im Bereich von 0,1 - 3,05 % über alle Werte.

Tabelle 3.5 Vergleich der Kettenanbieter nach Inkubation von 1 h bzw. 21 Tagen in Luft bei 50 % bzw. 100 % Vordehnung. a) Mittlere relative Kräfte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Ketten aller vier Anbieter. Anbiertvergleich mittels Kruskal-Wallis-Test. b) Ergebnisse des multiplen Vergleichs: Signifikanzen (p) und adjustierte Signifikanzen ($p_{\text{adj.}}$) nach Bonferroni-Korrektur für multiples Testen. Unterhalb der Diagonale sind die 1-Stunden-Vergleiche dargestellt, oberhalb der Diagonalen diejenigen der 21-Tage-Vergleiche. Signifikante Ergebnisse ($p < 0,05$) sind kursiv ausgezeichnet.

a)

Vordehnung [%]	Inkubationsdauer	Kettenanbieter	N	Relative Kraft [%]		Signifikanzen Kruskal-Wallis
				MW	SD	
50	1h	American Orthodontics	5	79,11	2,73	<i>0,001</i>
		Forestadent	5	81,96	1,02	
		Ormco	5	89,13	1,45	
		Rocky Mountain Orthodontics	5	90,58	1,70	
	21d	American Orthodontics	5	49,08	0,74	<i>0,001</i>
		Forestadent	5	46,26	1,46	
		Ormco	5	72,04	1,23	
		Rocky Mountain Orthodontics	5	75,24	2,24	
100	1h	American Orthodontics	5	81,55	2,14	<i>0,001</i>
		Forestadent	5	76,32	1,06	
		Ormco	5	91,24	1,03	
		Rocky Mountain Orthodontics	5	89,30	0,73	
	21d	American Orthodontics	5	48,27	2,39	<i>0,001</i>
		Forestadent	5	44,11	1,07	
		Ormco	5	77,04	0,47	
		Rocky Mountain Orthodontics	5	75,91	0,79	

Tabelle 3.5 Fortsetzung

b)

Vordehnung			21 d →			
			AO	Forestadent	Ormco	RMO
50	1 h ↓	AO	p (p _{adj.})	0,181 (1,000)	0,149 (0,894)	0,010 (0,062)
		Forestadent	0,262 (1,000)		0,005 (0,033)	<0,001 (0,001)
		Ormco	0,004 (0,023)	0,078 (0,466)		0,262 (1,000)
		RMO	<0,001 (0,002)	0,014 (0,084)	0,487 (1,000)	
100	1 h ↓	AO		0,181 (1,000)	0,012 (0,072)	0,134 (0,807)
		Forestadent	0,181 (1,000)		<0,001 (0,001)	0,005 (0,028)
		Ormco	0,009 (0,053)	<0,001 (<0,001)		0,310 (1,000)
		RMO	0,165 (0,988)	0,006 (0,038)	0,219 (1,000)	

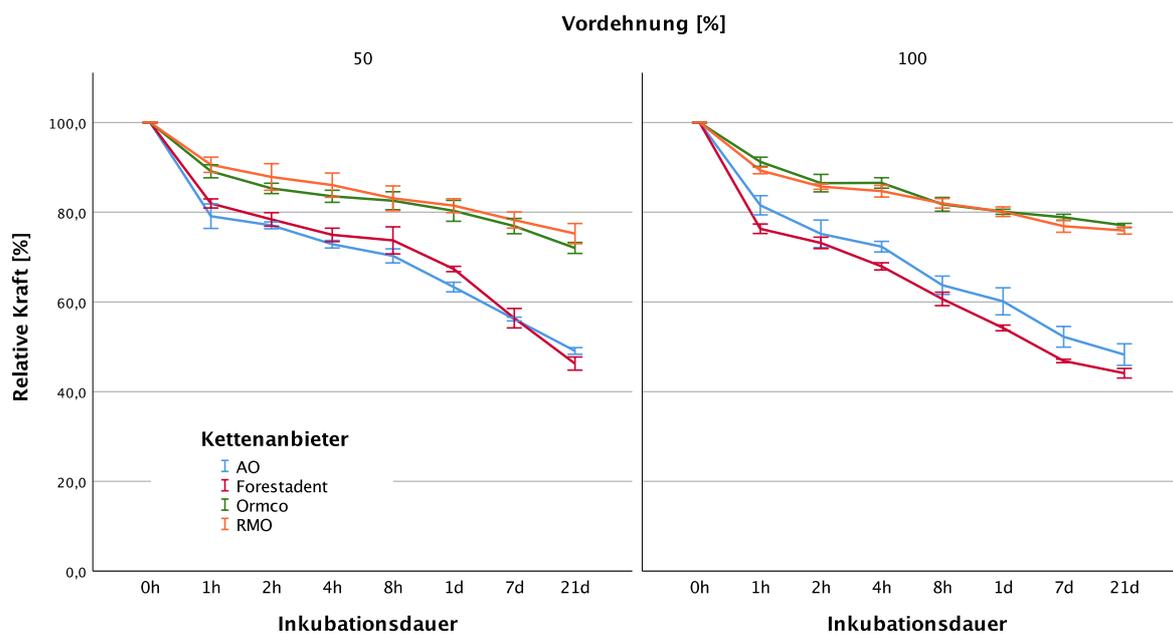


Abbildung 3.5 Relative Kraftabnahme der orthodontischen Ketten aller vier Hersteller über die Zeit im Medium Luft bei 50% (links) und 100% (rechts) Kettenvordehnung. AO, American Orthodontics; RMO, Rocky Mountain Orthodontics.

Bei einem Vergleich der relativen Kräfte zwischen 50 % und 100 % Vordehnung zeigten nur die Ketten der Firma Forestadent einen signifikanten Unterschied ($p = 0,021$). Bei allen anderen Herstellern unterschieden sich die relativen Kräfte der Ketten bei 50 % und 100 %

Vordehnung nicht (Tab. 3.6, Abb. 3.6). Daher werden in der weiteren Auswertung die Messungen bei 50 % und 100 % Vordehnung der Ketten von AO, Ormco und RMO jeweils zusammengefasst. Dies ist bei den Ketten von Forestadent im Medium „Luft“ nicht möglich; sie werden daher weiterhin separat betrachtet.

Tabelle 3.6 Paarweise Vergleiche der relativen Rückstellkräfte bei 50% und 100% Vordehnung der Ketten je Anbieter im Medium Luft (n = 80), gemittelt über die Inkubationszeit. Die P-Werte wurden mit dem U-Test nach Mann-Whitney berechnet; Signifikanzniveau $p < 0,05$.

Kettenanbieter	N	Relative Kraft [%]				P
		50 % Vordehnung		100 % Vordehnung		
		MW	SD	MW	SD	
American Orthodontics	80	70,99	14,84	69,18	16,08	0,547
Forestadent	80	72,38	15,52	65,41	17,30	0,021 *
Ormco	80	83,73	8,07	85,25	7,26	0,438
Rocky Mountain Orthodontics	80	85,31	7,61	84,33	7,41	0,479

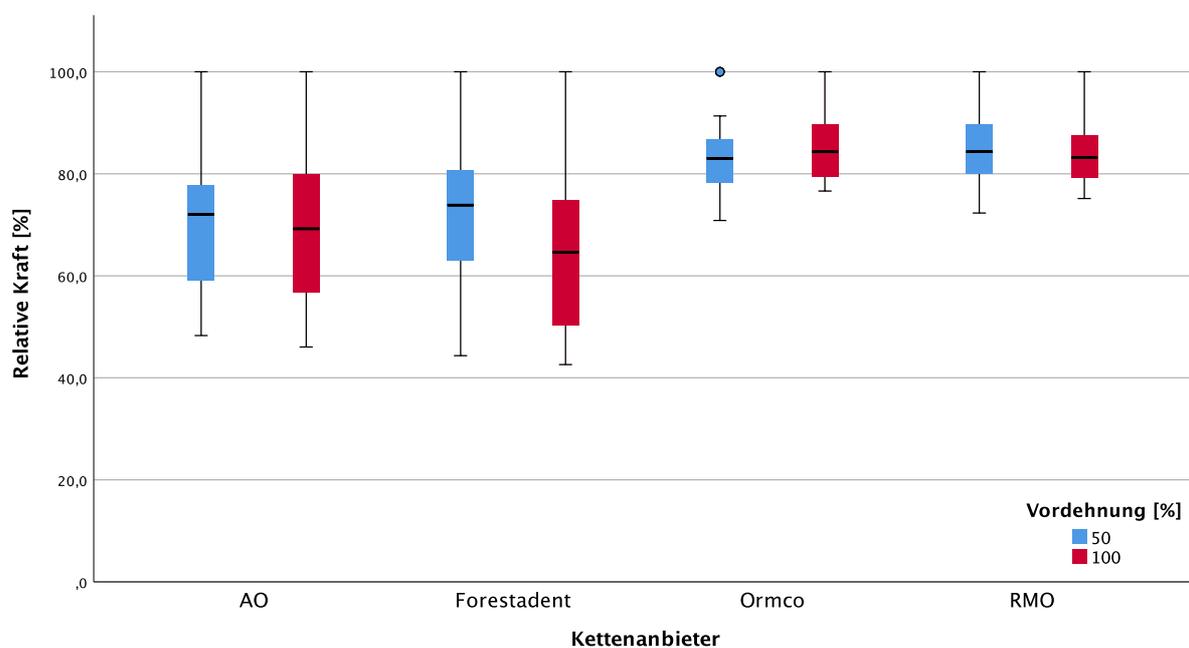


Abbildung 3.6 Relative Kraftabnahme der orthodontischen Ketten aller vier Hersteller im Vergleich zwischen 50 % und 100 % Kettenvordehnung, gemittelt über die Inkubationszeit (N = 80). AO, American Orthodontics; RMO, Rocky Mountain Orthodontics.

3.1.4 Vergleich Medien

Für den Vergleich der relativen Kraft bei den unterschiedlichen Medien Wasser, Luft und Speichel konnten Daten teilweise zusammengefasst werden, da sich keine Unterschiede in den Vordehnungen ergab. Lediglich

Ormco (Speichel) und Forestadent (Luft) wurden getrennt betrachtet (Tab. 3.7, Abb. 3.7, Anhang 8.1.4).

Bei dem Vergleich der untersuchten Medien Luft, Wasser und Speichel zeigen die Ergebnisse, dass Luft sich signifikant von Wasser und Speichel unterscheidet (Tabelle 3.7). Entgegengesetzt dazu kann kein Unterschied zwischen Speichel und Wasser festgestellt werden (Tab. 3.7, Abb. 3.7).

Bei den Ketten der Hersteller AO, Forestadent und Ormco ergaben sich signifikante Unterschiede der relativen Kräfte bei den verschiedenen Medien ($p < 0,001$). Die relativen Kräfte der RMO-Ketten zeigten keinen signifikanten Unterschied bei Inkubation in den drei Medien ($p = 0,093$) (Tab. 3.7).

Tabelle 3.7 Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) der relativen Kräfte orthodontischer Ketten der Hersteller American Orthodontics (AO), Forestadent, Ormco und Rocky Mountain Orthodontics (RMO) in den Medien Luft, künstlicher Speichel und Wasser. Die vergleichende Statistik in der letzten Zeile fasst die Medien-Unterschiede der Ketten eines Anbieters zusammen (Kruskal-Wallis mit Post-Hoc-Test, korrigiert für multiples Testen). Signifikante Medienunterschiede sind mit „:“ gekennzeichnet.

	Medium	Relative Kräfte [%] – MW (SD)			
		American Orthodontics	Forestadent	Ormco	Rocky Mountain Orthodontics
A	Luft (50% Vordehnung) (N = 40)	—	72,38 (15,52)	—	—
B	Luft (100% Vordehnung) (N = 40)	—	65,41 (17,3)	—	—
C	Luft (N = 80)	70,08 (15,40)	—	84,49 (7,67)	84,82 (7,48)
D	Speichel (50% Vordehnung) (N = 40)	—	—	80,29 (8,7)	—
E	Speichel (100% Vordehnung) (N = 40)	—	—	84,46 (7,37)	—
F	Speichel (N = 80)	56,90 (19,05)	55,82 (19,21)	—	82,75 (7,99)
G	Wasser (N = 80)	55,75 (19,75)	55,1 (19,46)	81,59 (8,04)	83,01 (7,77)
P-Werte des Kruskal-Wallis-Test:		$1,6974 \times 10^{-9}$	$9,5354 \times 10^{-9}$	0,000309	0,093
Signifikante Medien-Unterschiede:		C : FG	AB : FG	DG : CE	CFG

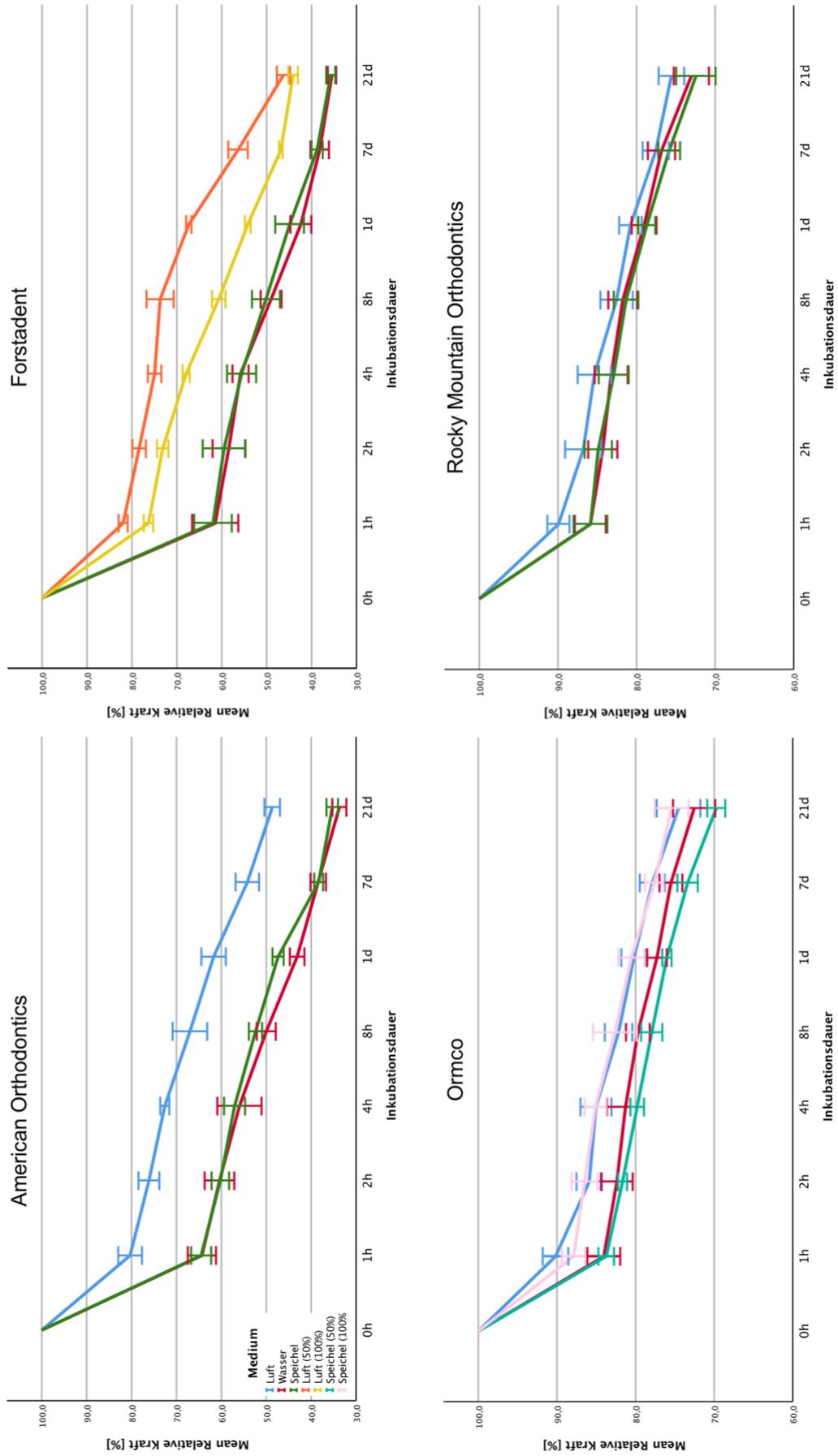


Abbildung 3.7 Vergleich der relativen Kraftabnahme der orthodontischen Ketten über die Zeit in den Medien Luft, Wasser und Speichel.

3.1.5 Vergleich der Ketten in den wässrigen Medien untereinander

Da sich zwischen den Medien Speichel und Wasser kein signifikanter Unterschied ergab, konnte bei den Anbietern die Datensätze zusammengefügt werden: bei AO, Forestadent und RMO ergab sich somit ein $N = 20$, bei Ormco ein $N = 15$ (Anhang 8.1.5).

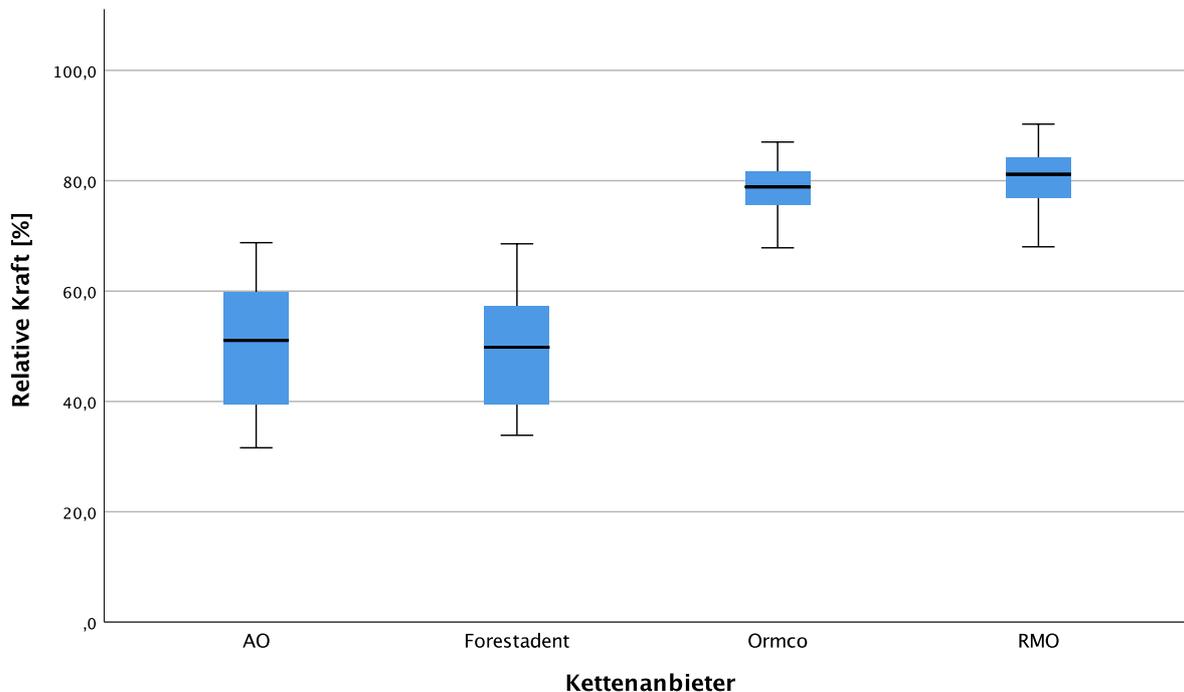


Abbildung 3.8 Vergleich der relativen Kraft der orthodontischen Ketten verschiedener Anbieter, gemittelt über die Inkubationszeit. AO, American Orthodontics; RMO, Rocky Mountain Orthodontics.

Beim Vergleich der relativen Kräfte der Ketten gemittelt über die Inkubationszeit (Abb. 3.8) konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Anbietern festgestellt werden (Kruskal-Wallis-Test, $p < 0,001$). Der paarweise Vergleich der Kettenanbieter untereinander zeigt, dass sich die Ketten von American Orthodontics und Forestadent ($p_{\text{adj}} = 1,000$) bzw. Ormco und RMO ($p_{\text{adj}} = 0,720$) jeweils nicht voneinander unterscheiden, zwischen diesen beiden Gruppen aber ein hoch-signifikanter Unterschied besteht ($p_{\text{adj}} < 0,001$).

3.2 Ergebnisse der klinischen Simulation

In den folgenden Graphen und Tabellen werden die Kräfte der orthodontischen Ketten dargestellt, welche in den jeweiligen Stadien des Lückenschlusses auf die Zähne wirken. Für die genaue Differenzierung der verschiedenen Konfigurationen werden diese in einem Graph dargestellt. Die einzelnen Konfigurationen werden auf Seite 30 dargestellt.

3.2.1 Konfiguration 1 (B-O-B-O-B-O-B)

Darstellung der Kräfte der Ketten verschiedener Anbieter der Konfiguration 1 (B-O-B-O-B-O-B) mit und ohne intermodularem Steg während des Lückenschlusses einer 8-mm-Zahnlücke (Tab. 3.8, Anhang 8.2.1).

Tabelle 3.8: Deskriptive Statistik der Kräfte der orthodontischen Ketten beim Lückenschluss. Dargestellt sind die Kräfte der Ketten aller Anbieter der Konfiguration 1 ohne und mit Steg. Stückzahl n=4. MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung.

Anbieter	Lücke [mm]	Absolute Kraft [N]				Signifikanz
		Ohne Steg		Mit Steg		
		MW	SD	MW	SD	
American Orthodontics	8	7,23	0,28	5,00	0,56	0,029*
	6	6,09	0,41	4,10	0,62	0,029*
	4	5,17	0,63	3,08	0,59	0,029*
	2	3,52	0,38	1,87	0,57	0,029*
	0,5	1,92	0,35	0,49	0,39	0,029*
Forestadent	8	6,09	0,34	3,93	0,27	0,029*
	6	4,90	0,38	2,97	0,27	0,029*
	4	3,64	0,26	2,12	0,25	0,029*
	2	2,45	0,15	1,17	0,28	0,029*
	0,5	1,21	0,11	0,26	0,19	0,029*
Rocky Mountain Orthodontics	8	5,63	0,20	2,86	0,44	0,029*
	6	4,38	0,21	2,26	0,29	0,029*
	4	3,34	0,15	1,65	0,22	0,029*
	2	2,36	0,10	0,70	0,20	0,029*
	0,5	1,22	0,06	0,12	0,02	0,029*
Ormco	8	5,87	0,45	3,80	0,28	0,029*
	6	4,64	0,34	2,99	0,20	0,029*
	4	3,60	0,21	2,26	0,12	0,029*
	2	2,56	0,20	1,49	0,10	0,029*
	0,5	1,42	0,17	0,49	0,19	0,029*

Abbildung 3.9 (oben) zeigt, dass die initiale Kraft der Ketten ohne Steg bei einer Lücke von 8 mm zwischen 5,6 und 7,7 N, je nach Kettenanbieter, liegt. Nach partiellem Lückenschluss bei einer Restlücke von 4 mm liegen die Kräfte, die auf die Zähne wirken zwischen 3,3 und 5,1 N. Kurz vor komplettem Lückenschluss, bei 0,5 mm Restlücke wirken noch Kräfte von 1,2 bis 1,9 N auf die Zähne, je nach Kettenanbieter. Ketten der Firma American Orthodontics haben die größten Rückstellkräfte.

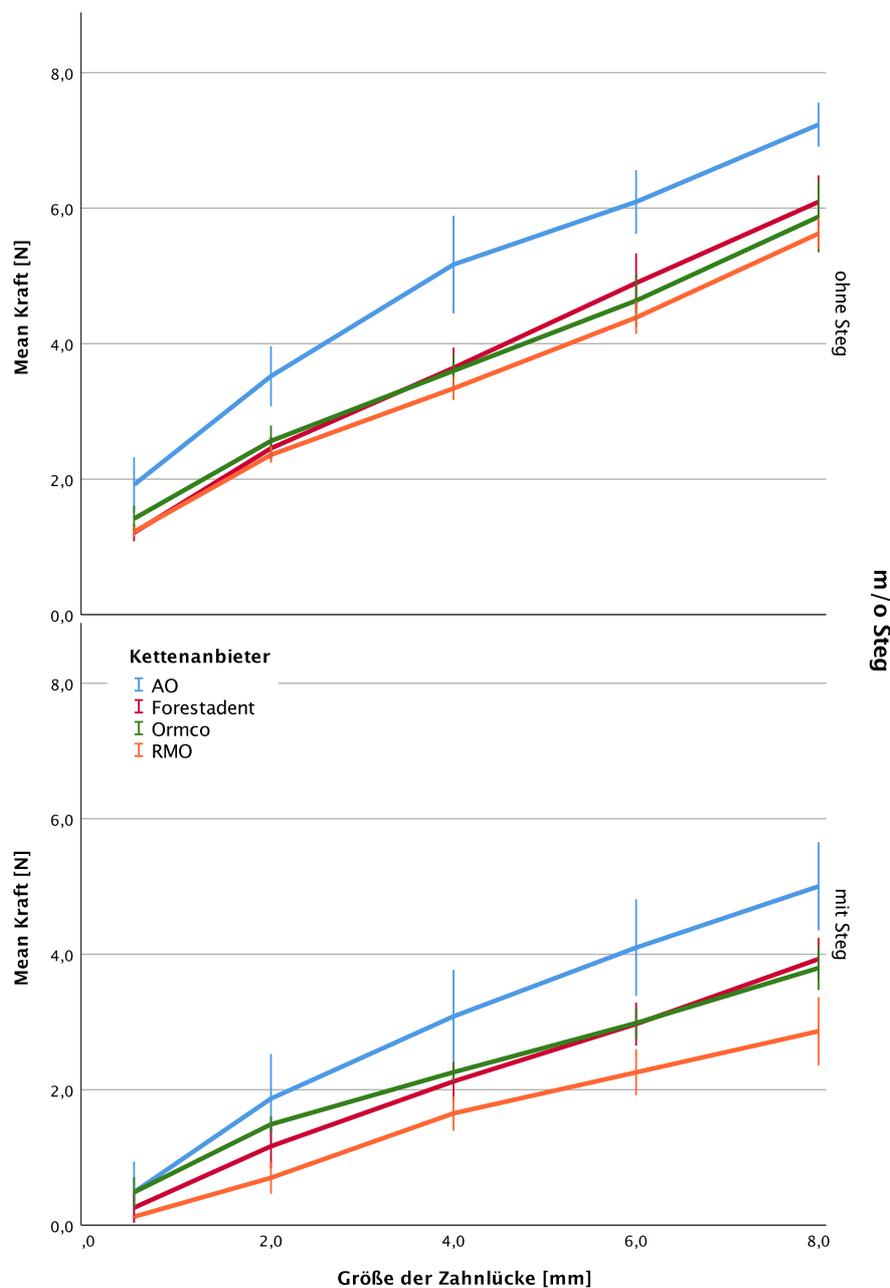


Abbildung 3.9. Ketten zum initialen Messzeitpunkt der Konfiguration 1 (B-O-B-O-B-O-B) ohne (oben) und mit (unten) intermodularem Steg im Laufe des Lückenschlusses nach Extraktionstherapie.

Abbildung 3.9 (unten) zeigt, dass die initiale Kraft der Ketten mit Steg bei einer Lücke von 8 mm zwischen 2,8 und 5 N, je nach Kettenanbieter, liegt. Nach partiellem Lückenschluss bei einer Restlücke von 4 mm liegen die Kräfte, die auf die Zähne wirken zwischen 1,6 und 3 N. Kurz vor komplettem Lückenschluss, bei 0,5 mm Restlücke wirken noch Kräfte von 0,1 bis 0,5 N auf die Zähne, je nach Kettenanbieter. Ketten der Firma American Orthodontics haben die größten Rückstellkräfte

3.2.2 Konfiguration 2 (B-O-B-B-O-B)

Darstellung der Kräfte der Ketten verschiedener Anbieter der Konfiguration 2 (B-O-B-B-O-B) mit und ohne intermodularem Steg während des Lückenschlusses einer 8-mm-Zahnlücke (Tab. 3.9, Anhang 8.2.2).

Abbildung 3.10 (oben) zeigt, dass die initiale Kraft der Ketten ohne Steg bei einer Lücke von 8 mm zwischen 11,6 und 15,4 N, je nach Kettenanbieter, liegt. Nach partiellem Lückenschluss bei einer Restlücke von 4 mm liegen die Kräfte, die auf die Zähne wirken zwischen 5,8 und 9,4 N. Kurz vor komplettem Lückenschluss, bei 0,5 mm Restlücke wirken noch Kräfte von 3,3 bis 4,2 N auf die Zähne, je nach Kettenanbieter. Anfangs haben die Ketten der Firma American Orthodontics die größten Rückstellkräfte, bei fast geschlossener Zahnlücke die Ketten der Firma Ormco.

Tabelle 3.9: Deskriptive Statistik der Kräfte der orthodontischen Ketten beim Lückenschluss. Dargestellt sind die Kräfte der Ketten aller Anbieter der Konfiguration 2 ohne und mit Steg. Stückzahl n=4. MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung.

Anbieter	Lücke [mm]	Absolute Kraft [N]				Signifikanz
		Ohne Steg		Mit Steg		
		MW	SD	MW	SD	
American Orthodontics	8	15,42	1,17	11,38	0,20	0,029
	6	12,09	1,73	9,85	0,16	0,343
	4	9,43	1,73	7,94	0,26	0,343
	2	6,38	1,21	5,88	0,32	0,343
	0,5	3,67	2,08	3,94	0,26	0,343
Forestadent	8	11,61	1,27	10,15	0,22	0,114
	6	8,32	1,92	8,04	0,26	1,000
	4	5,84	1,70	5,89	0,34	1,000
	2	3,72	1,03	3,96	0,36	<0,001
	0,5	2,29	0,73	2,46	0,47	0,686
Rocky Mountain Orthodontics	8	12,74	0,40	7,93	0,20	0,029
	6	10,54	0,41	6,37	0,30	0,029
	4	8,46	0,49	4,75	0,31	0,029
	2	5,85	0,50	3,21	0,17	0,029
	0,5	3,30	0,17	2,06	0,14	0,029
Ormco	8	12,99	0,25	10,31	0,46	0,029
	6	10,88	0,23	8,56	0,40	0,029
	4	8,93	0,23	6,60	0,33	0,029
	2	6,74	0,34	4,50	0,23	0,029
	0,5	4,23	0,33	2,82	0,12	0,029

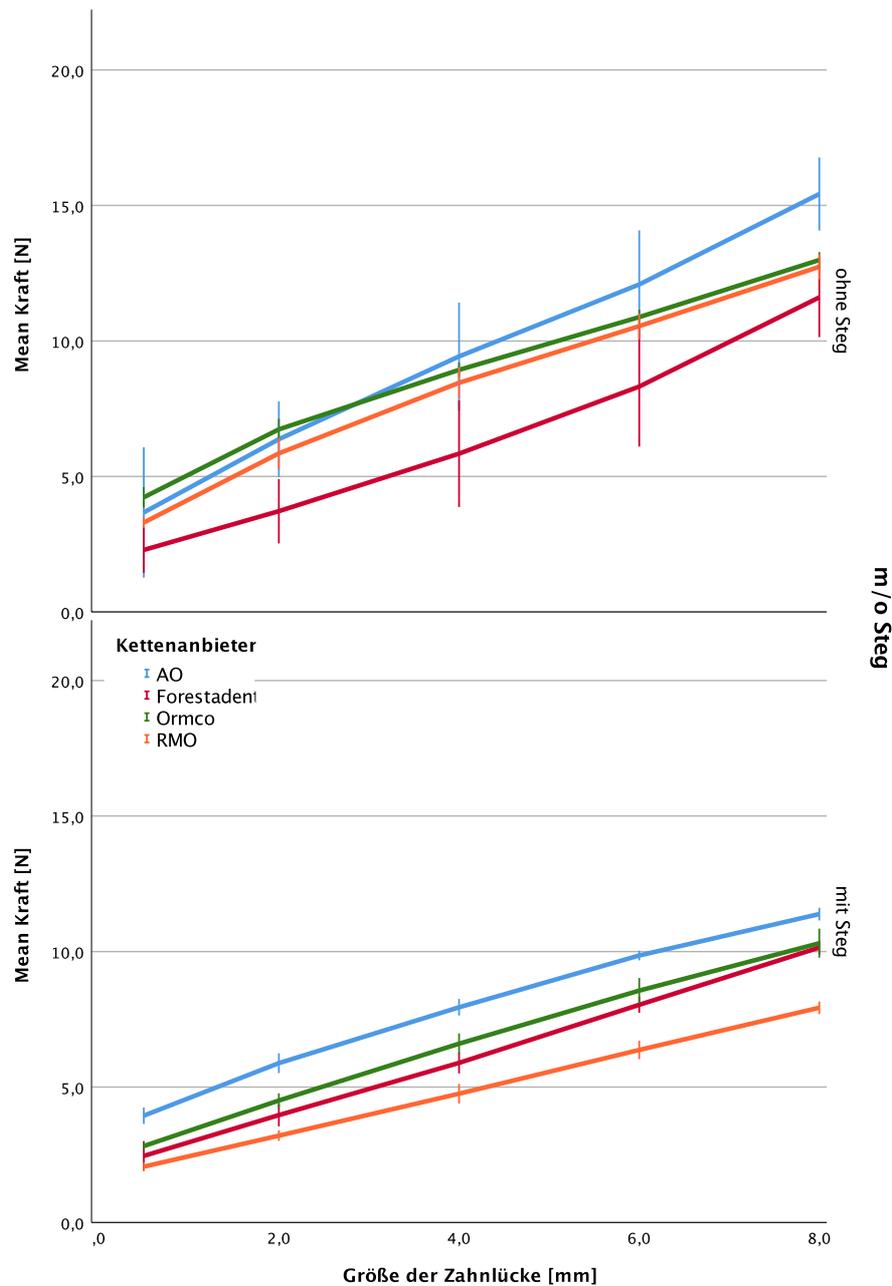


Abbildung 3.10. Ketten zum initialen Messzeitpunkt der Konfiguration 2 (B-O-B-B-O-B) ohne (oben) und mit (unten) intermodularem Steg t im Laufe des Lückenschlusses nach Extraktionstherapie.

Abbildung 3.10 (unten) zeigt, dass die initiale Kraft der Ketten mit Steg bei einer Lücke von 8 mm zwischen 7,9 und 11,3 N, je nach Kettenanbieter, liegt. Nach partiellem Lückenschluss bei einer Restlücke von 4 mm liegen die Kräfte, die auf die Zähne wirken zwischen 4,7 und 7,9 N. Kurz vor komplettem Lückenschluss, bei 0,5 mm Restlücke wirken noch Kräfte von

2,0 bis 3,4 N auf die Zähne, je nach Kettenanbieter. Ketten der Firma American Orthodontics hatten die größten Rückstellkräfte.

3.2.3 Konfiguration 3 (B-B-O-B-B)

Darstellung der Kräfte der Ketten verschiedener Anbieter der Konfiguration 3 (B-B-O-B-B) mit und ohne intermodularem Steg während des Lückenschlusses einer 8-mm-Zahnlücke (Tab. 3.10, Anhang 8.2.3).

Tabelle 3.10: Deskriptive Statistik der Kräfte der orthodontischen Ketten beim Lückenschluss. Dargestellt sind die Kräfte der Ketten aller Anbieter der Konfiguration 3 ohne und mit Steg. Stückzahl n=4. MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung.

Anbieter	Lücke [mm]	Absolute Kraft [N]				Signifikanz
		Ohne Steg		Mit Steg		
		MW	SD	MW	SD	
American Orthodontics	8	8,21	0,16	6,00	0,05	0,029
	6	6,95	0,19	5,01	0,06	0,029
	4	5,68	0,21	3,93	0,08	0,029
	2	4,26	0,15	2,60	0,19	0,029
	0,5	2,61	0,10	0,59	0,34	0,029
Forestadent	8	5,61	0,33	3,75	0,30	0,029
	6	4,58	0,24	2,96	0,23	0,029
	4	3,64	0,18	2,20	0,17	0,029
	2	2,68	0,11	1,38	0,15	0,029
	0,5	1,47	0,08	0,43	0,15	0,029
Rocky Mountain Orthodontics	8	5,84	0,30	3,18	0,10	0,029
	6	4,82	0,36	2,49	0,13	0,029
	4	3,87	0,41	1,85	0,12	0,029
	2	2,80	0,28	0,92	0,12	0,029
	0,5	1,74	0,20	0,16	0,07	0,029
Ormco	8	5,91	0,41	4,13	0,41	0,029
	6	4,83	0,28	3,25	0,30	0,029
	4	3,89	0,14	2,49	0,17	0,029
	2	2,97	0,14	1,77	0,07	0,029
	0,5	1,97	0,18	0,91	0,13	0,029

Abbildung 3.11 (oben) zeigt, dass die initiale Kraft der Ketten ohne Steg bei einer Lücke von 8 mm zwischen 5,6 und 8,2 N, je nach Kettenanbieter, liegt. Nach partiellem Lückenschluss bei einer Restlücke von 4 mm liegen

die Kräfte, die auf die Zähne wirken zwischen 3,6 und 5,7 N. Kurz vor komplettem Lückenschluss, bei 0,5 mm Restlücke wirken noch Kräfte von 1,5 bis 2,6 N auf die Zähne, je nach Kettenanbieter. Ketten der Firma American Orthodontics haben die größten Rückstellkräfte.

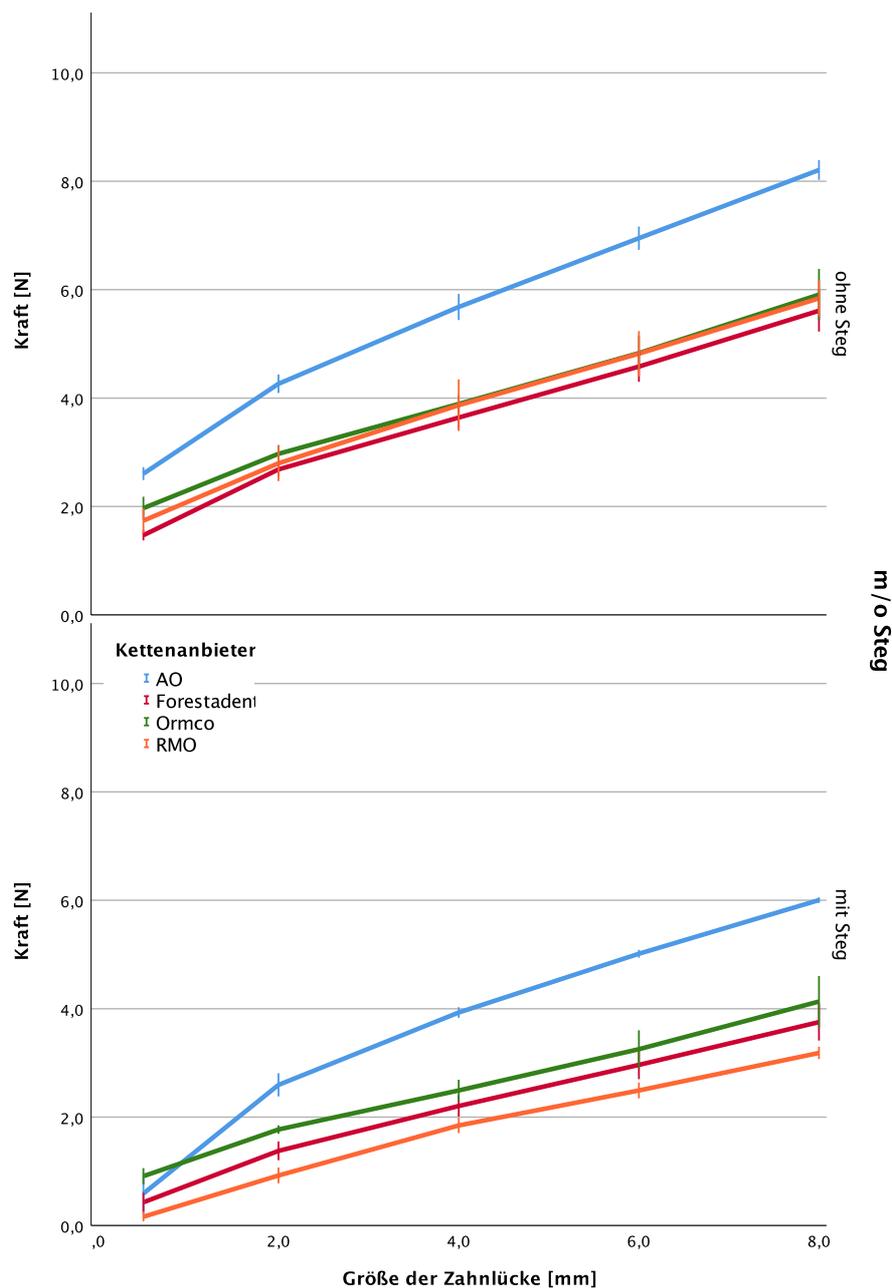


Abbildung 3.11. Ketten zum initialen Messzeitpunkt der Konfiguration 3 (B-B-O-B-B) ohne (oben) und mit (unten) intermodularem Steg im Laufe des Lückenschlusses nach Extraktionstherapie.

Abbildung 3.11 (unten) zeigt, dass die initiale Kraft der Ketten mit Steg bei einer Lücke von 8 mm zwischen 3,2 und 6,0 N, je nach Kettenanbieter, liegt. Nach partiellem Lückenschluss bei einer Restlücke von 4 mm liegen die Kräfte, die auf die Zähne wirken zwischen 1,9 und 3,9 N. Kurz vor komplettem Lückenschluss, bei 0,5 mm Restlücke wirken noch Kräfte von 0,01 bis 0,6 N auf die Zähne, je nach Kettenanbieter. Ketten der Firma American Orthodontics haben die größten Rückstellkräfte.

3.2.4 Konfiguration 4 (B-B-B-B)

Darstellung der Kräfte der Ketten verschiedener Anbieter der Konfiguration 4 (B-B-B-B) mit und ohne intermodularem Steg während des Lückenschlusses einer 8-mm-Zahnlücke (Tabellen 3.11, Anhang 8.2.4).

Tabelle 3.11: Deskriptive Statistik der Kräfte der orthodontischen Ketten beim Lückenschluss. Dargestellt sind die Kräfte der Ketten aller Anbieter der Konfiguration 4 ohne und mit Steg. Stückzahl n=4. MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; Min, Minimum; Max, Maximum.

Anbieter	Lücke [mm]	Absolute Kraft [N]				Signifikanz
		Ohne Steg		Mit Steg		
		MW	SD	MW	SD	
American Orthodontics	8	18,90	0,68	12,63	1,02	0,029
	6	14,80	0,78	10,13	1,14	0,029
	4	10,82	0,93	7,77	1,04	0,029
	2	7,27	0,67	5,64	0,75	0,057
	0,5	5,02	0,32	3,88	0,55	0,029
Forestadent	8	13,22	0,38	9,59	0,48	0,029
	6	10,78	0,27	7,78	0,44	0,029
	4	8,29	0,18	6,01	0,42	0,029
	2	5,94	0,19	4,31	0,35	0,029
	0,5	4,02	0,02	2,84	0,23	0,029
Rocky Mountain Orthodontics	8	13,07	0,29	7,92	0,57	0,029
	6	11,02	0,20	6,30	0,66	0,029
	4	8,93	0,14	4,77	0,68	0,029
	2	6,64	0,25	3,41	0,49	0,029
	0,5	4,65	0,22	2,34	0,29	0,029
Ormco	8	14,07	0,19	10,48	0,54	0,029
	6	11,95	0,15	8,78	0,56	0,029
	4	9,88	0,19	7,10	0,58	0,029
	2	7,59	0,23	5,25	0,59	0,029
	0,5	5,53	0,16	3,62	0,38	0,029

Abbildung 3.12 (oben) zeigt, dass die initiale Kraft der Ketten ohne Steg bei einer Lücke von 8 mm zwischen 13,1 und 18,9 N, je nach Kettenanbieter, liegt. Nach partiellem Lückenschluss bei einer Restlücke von 4 mm liegen die Kräfte, die auf die Zähne wirken zwischen 8,3 und 10,8 N. Kurz vor komplettem Lückenschluss, bei 0,5 mm Restlücke wirken noch Kräfte 4,0 bis 5,5 N auf die Zähne, je nach Kettenanbieter. Ketten der Firma American Orthodontics haben die größten Rückstellkräfte.

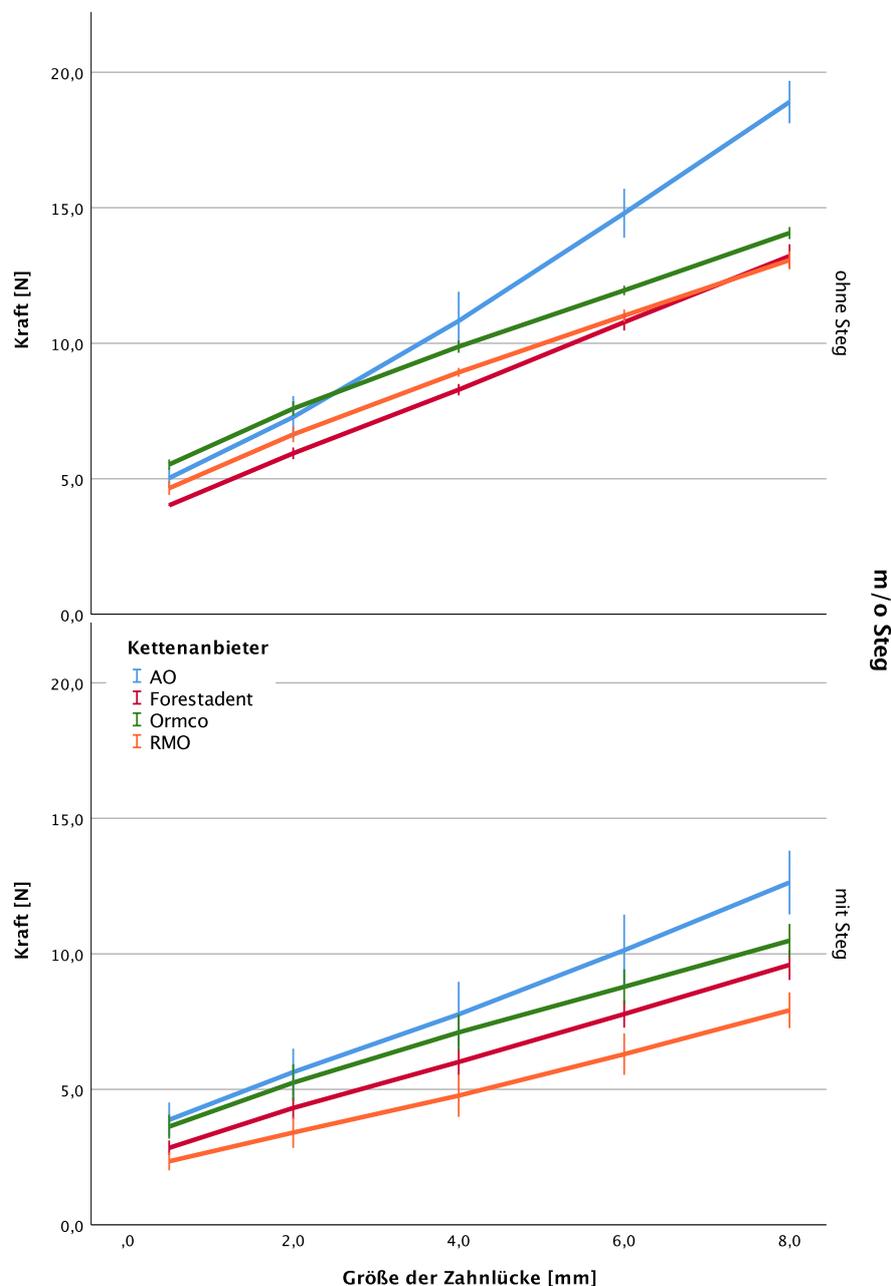


Abbildung 3.12. Ketten zum initialen Messzeitpunkt der Konfiguration 4 (B-B-B-B) ohne (oben) und mit (unten) intermodularem Steg im Laufe des Lückenschlusses nach Extraktionstherapie.

Abbildung 3.12(unten) zeigt, dass die initiale Kraft der Ketten mit Steg bei einer Lücke von 8 mm zwischen 8,0 und 12,6 N, je nach Kettenanbieter, liegt. Nach partiellem Lückenschluss bei einer Restlücke von 4 mm liegen die Kräfte, die auf die Zähne wirken zwischen 4,7 und 7,7 N. Kurz vor komplettem Lückenschluss, bei 0,5 mm Restlücke wirken noch Kräfte von 2,3 bis 3,8 N auf die Zähne, je nach Kettenanbieter. Ketten der Firma American Orthodontics haben die größten Rückstellkräfte.

3.2.5 Vergleich der Konfigurationen untereinander

Tabelle 3.12 zeigt die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche zwischen jeweils zwei verschiedenen Kettenkonfigurationen. Oberhalb der Diagonalen sind die p-Werte der Ketten mit Steg, unterhalb die der Ketten ohne Steg dargestellt. Bei den Anbietern American Orthodontics und Forestadent zeigen sich keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich der Konfiguration zwei/vier mit Steg. Zusätzlich zeigt der Vergleich der Konfiguration eins/drei mit Steg bei Forestadent ebenfalls keine signifikanten Unterschiede auf. Bei der Betrachtung der Ketten ohne Steg werden ähnliche Beobachtungen erkannt, jedoch gibt es bei einigen Zahnlückengrößen signifikante Unterschiede zwischen den Rückstellkräften. Alle Vergleiche anderer Kettenkonfigurationen ergeben signifikante Unterschiede bezogen auf die Rückstellkräfte. Hier wird die Nullhypothese abgelehnt.

Bei den Anbietern Ormco und Rocky Mountain Orthodontics zeigen sich ebenfalls bei den meisten Zahnlückengrößen keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich der Konfigurationen zwei/vier und eins/drei mit Steg. Bei der Betrachtung der Ketten ohne Steg werden ähnliche Beobachtungen erkannt, jedoch zeigen sich signifikante Unterschiede beim Kettenanbieter Ormco beim Vergleich der Konfigurationen zwei/vier ohne Steg. Alle Vergleiche anderer Kettenkonfigurationen ergeben signifikante

Unterschiede bezogen auf die Rückstellkräfte. Hier wird die Nullhypothese ebenfalls abgelehnt.

Tabelle 3.12. Paarweise Vergleiche zwischen den verschiedenen Konfigurationen der Ketten. Verglichen wurden die absoluten Rückstellkräfte der Ketten mit und ohne Steg verschiedener Hersteller zu den jeweiligen Zahnlückengrößen. Dargestellt sind die p-Werte gemäß U-Test nach Mann-Whitney. Vergleiche mit signifikanten Unterschieden (Ablehnung der Nullhypothese) sind rot hinterlegt. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ angenommen. Oberhalb der Diagonalen sind die p-Werte der Ketten mit Steg, unterhalb die der Ketten ohne Steg dargestellt. $n=4$.

Hersteller	Konfiguration	Lücke [mm]	K1	K2	K3	K4
American Orthodontics	K1 (B-O-B-O-B-O-B)	8		0,029	0,029	0,029
		6		0,029	0,029	0,029
		4		0,029	0,029	0,029
		2		0,029	0,114	0,029
		0,5		0,029	0,686	0,029
	K2 (B-O-B-B-O-B)	8	0,029		0,029	0,343
		6	0,029		0,029	0,486
		4	0,029		0,029	1
		2	0,029		0,029	0,886
		0,5	0,343		0,029	1
	K3 (B-B-O-B-B)	8	0,029	0,029		0,029
		6	0,029	0,029		0,029
		4	0,343	0,029		0,029
		2	0,057	0,057		0,029
		0,5	0,029	0,343		0,029
	K4 (B-B-B-B)	8	0,029	0,029	0,029	
		6	0,029	0,029	0,029	
		4	0,029	0,343	0,029	
		2	0,029	0,486	0,029	
		0,5	0,029	0,2	0,029	
Forestadent	K1 (B-O-B-O-B-O-B)	8		0,029	0,486	0,029
		6		0,029	1	0,029
		4		0,029	1	0,029
		2		0,029	0,486	0,029
		0,5		0,029	0,343	0,029
	K2 (B-O-B-B-O-B)	8	0,029		0,029	0,114
		6	0,029		0,029	0,486
		4	0,029		0,029	0,686
		2	0,057		0,029	0,114
		0,5	0,029		0,029	0,343
	K3 (B-B-O-B-B)	8	0,2	0,029		0,029
		6	0,2	0,029		0,029
		4	0,886	0,029		0,029
		2	0,057	0,343		0,029
		0,5	0,029	0,029		0,029
	K4 (B-B-B-B)	8	0,029	0,114	0,029	
		6	0,029	0,057	0,029	
		4	0,029	0,029	0,029	
		2	0,029	0,029	0,029	
		0,5	0,029	0,029	0,029	

Tabelle 3.12. Fortsetzung.

Hersteller	Konfiguration	Lücke [mm]	K1	K2	K3	K4
Ormco	K1 (B-O-B-O-B-O-B)	8		0,029	0,486	0,029
		6		0,029	0,486	0,029
		4		0,029	0,114	0,029
		2		0,029	0,029	0,029
		0,5		0,029	0,057	0,029
	K2 (B-O-B-B-O-B)	8	0,029		0,029	0,686
		6	0,029		0,029	0,486
		4	0,029		0,029	0,2
		2	0,029		0,029	0,2
		0,5	0,029		0,029	0,029
	K3 (B-B-O-B-B)	8	1	0,029		0,029
		6	0,343	0,029		0,029
		4	0,114	0,029		0,029
		2	0,029	0,029		0,029
		0,5	0,029	0,029		0,029
	K4 (B-B-B-B)	8	0,029	0,029	0,029	
		6	0,029	0,029	0,029	
		4	0,029	0,029	0,029	
		2	0,029	0,029	0,029	
		0,5	0,029	0,029	0,029	
Rocky Mountain Orthodontics	K1 (B-O-B-O-B-O-B)	8		0,029	0,343	0,029
		6		0,029	0,2	0,029
		4		0,029	0,486	0,029
		2		0,029	0,114	0,029
		0,5		0,029	1	0,029
	K2 (B-O-B-B-O-B)	8	0,029		0,029	1
		6	0,029		0,029	1
		4	0,029		0,029	1
		2	0,029		0,029	0,686
		0,5	0,029		0,029	0,2
	K3 (B-B-O-B-B)	8	0,343	0,029		0,029
		6	0,343	0,029		0,029
		4	0,2	0,029		0,029
		2	0,057	0,029		0,029
		0,5	0,029	0,029		0,029
	K4 (B-B-B-B)	8	0,029	0,686	0,029	
		6	0,029	0,2	0,029	
		4	0,029	0,114	0,029	
		2	0,029	0,057	0,029	
		0,5	0,029	0,029	0,029	

3.2.6 Vergleich der Anbieter

Tabelle 3.13 zeigt die paarweisen Vergleiche zwischen jeweils zwei verschiedenen Kettenanbietern. Oberhalb der Diagonalen sind die p-Werte der Ketten mit Steg, unterhalb die der Ketten ohne Steg dargestellt. Bei der Konfiguration eins und drei zeigt sich, dass es oftmals keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich der Rückstellkräfte der Kettenanbieter bei Ketten mit Steg gibt. Die gleiche Beobachtung wird bei Ketten ohne Steg gemacht, jedoch war es auffällig, dass es hier beinahe überall signifikante Unterschiede zwischen Ketten der Firma American Orthodontics und den anderen Kettenanbietern gibt. Hier wird die Nullhypothese abgelehnt.

Bei der Konfiguration zwei zeigt sich, dass es vor allem signifikante Unterschiede bei den Ketten mit Steg der verschiedenen Anbieter gibt. Im Gegensatz dazu zeigen sich überwiegend keine signifikanten Unterschiede bei den Ketten ohne Steg der verschiedenen Anbieter. Bei der Konfiguration vier zeigen sich bei Ketten mit Steg ähnliche Ergebnisse wie bei der Konfiguration zwei. Jedoch wird deutlich, dass es bei Ketten ohne Steg fast immer signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Anbietern, in Bezug auf die Rückstellkräfte, gibt. Hier wird die Nullhypothese ebenfalls abgelehnt.

Tabelle 3.13. Paarweise Vergleiche zwischen den verschiedenen Kettenanbietern. Verglichen wurden die absoluten Rückstellkräfte der Ketten verschiedener Konfigurationen mit und ohne Steg zu den jeweiligen Zahnstückengrößen. Dargestellt sind die p-Werte gemäß U-Test nach Mann-Whitney. Vergleiche mit signifikanten Unterschieden (Ablehnung der Nullhypothese) sind rot hinterlegt. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ angenommen. Stückzahl $n=4$. Oberhalb der Diagonalen sind die p-Werte der Ketten mit Steg, unterhalb die der Ketten ohne Steg dargestellt.

Konfiguration	Anbieter	Lücke [mm]	Anbieter			
			AO	Forestadent	Ormco	RMO
K1 (B-O-B-O-B-O-B)	American Orthodontics (AO)	8		0,029	0,029	0,029
		6		0,029	0,029	0,029
		4		0,057	0,114	0,029
		2		0,2	0,886	0,029
		0,5		0,686	1	0,343
	Forestadent	8	0,029		0,486	0,029
		6	0,029		1	0,057
		4	0,029		0,686	0,114
		2	0,029		0,114	0,114
		0,5	0,029		0,343	1
	Ormco	8	0,029	0,886		0,057
		6	0,029	0,343		0,029
		4	0,029	1		0,029
		2	0,029	0,343		0,029
		0,5	0,2	0,2		0,029
	Rocky Mountain Orthodontics (RMO)	8	0,029	0,114	0,686	
		6	0,029	0,2	0,343	
		4	0,029	0,2	0,2	
		2	0,029	0,343	0,2	
		0,5	0,029	1	0,2	
K2 (B-O-B-B-O-B)	American Orthodontics (AO)	8		0,029	0,029	0,029
		6		0,029	0,029	0,029
		4		0,029	0,029	0,029
		2		0,029	0,029	0,029
		0,5		0,029	0,029	0,029
	Forestadent	8	0,029		0,686	0,029
		6	0,114		0,2	0,029
		4	0,114		0,114	0,029
		2	0,114		0,114	0,029
		0,5	0,343		0,343	0,114
	Ormco	8	0,029	0,2		0,029
		6	0,343	0,029		0,029
		4	0,343	0,029		0,029
		2	1	0,029		0,029
		0,5	0,343	0,029		0,029
	Rocky Mountain Orthodontics (RMO)	8	0,029	0,486	0,486	
		6	0,343	0,114	0,2	
		4	0,343	0,057	0,2	
		2	0,343	0,029	0,114	
		0,5	0,343	0,2	0,029	

Tabelle 3.13. Fortsetzung

Konfiguration	Anbieter	Lücke [mm]	Anbieter			
			AO	Forestadent	Ormco	RMO
K3 (B-B-O-B-B)	American Orthodontics (AO)	8		0,029	0,029	0,029
		6		0,029	0,029	0,029
		4		0,029	0,029	0,029
		2		0,029	0,029	0,029
		0,5		0,886	0,343	0,057
	Forestadent	8	0,029		0,343	0,029
		6	0,029		0,343	0,057
		4	0,029		0,114	0,057
		2	0,029		0,029	0,029
		0,5	0,029		0,029	0,057
	Ormco	8	0,029	0,486		0,029
		6	0,029	0,343		0,029
		4	0,029	0,114		0,029
		2	0,029	0,057		0,029
		0,5	0,029	0,029		0,029
	Rocky Mountain Orthodontics (RMO)	8	0,029	0,686	1	
		6	0,029	0,486	1	
		4	0,029	0,686	1	
		2	0,029	1	0,486	
		0,5	0,029	0,114	0,2	
K4 (B-B-B-B)	American Orthodontics (AO)	8		0,029	0,029	0,029
		6		0,029	0,2	0,029
		4		0,2	0,343	0,029
		2		0,2	0,486	0,029
		0,5		0,029	0,486	0,029
	Forestadent	8	0,029		0,114	0,029
		6	0,029		0,114	0,029
		4	0,029		0,2	0,057
		2	0,029		0,2	0,114
		0,5	0,029		0,029	0,114
	Ormco	8	0,029	0,029		0,029
		6	0,029	0,029		0,029
		4	0,343	0,029		0,029
		2	0,343	0,029		0,029
		0,5	0,057	0,029		0,029
	Rocky Mountain Orthodontics (RMO)	8	0,029	0,686	0,029	
		6	0,029	0,486	0,029	
		4	0,029	0,029	0,029	
		2	0,343	0,029	0,029	
		0,5	0,2	0,029	0,029	

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Ergebnisse der materialspezifischen Versuche

Hauptziel der materialspezifischen Versuche war es, die Materialeigenschaften der orthodontischen Ketten zu erfassen, den Kraftabfall über die Zeit bei den verschiedenen Kettenanbietern darzustellen und eine genaue Untersuchung der verschiedenen Testmedien durchzuführen. Prinzipiell kann die Kraftabnahme der orthodontischen Ketten über die Zeit relativ und absolut dargestellt werden. Die Präsentation der relativen Werte erscheint sinnvoll, hier ist ein Vergleich der einzelnen Kettenanbieter untereinander gut möglich (Balhoff et al. 2011). Absolute Kraftwerte können die Ergebnisse verschleiern, da jede Kette eine andere Initialkraft hat und Vergleiche der Ketten an einzelnen Messterminen nur unter Berücksichtigung der Initialkraft möglich wäre. Dagegen ist die Angabe der relativen Kraftwerte eine einfache und übersichtliche Möglichkeit, verschiedene Kettenanbieter zu vergleichen und schnelle Rückschlüsse bezüglich des Kraftverhaltens zu ziehen. Beim Vergleich der unterschiedlichen Kettenvordehnungen, 100 % und 50 %, beispielsweise anhand des Testmediums künstlicher Speichel erkennt man, dass eine 100 % Kettenvordehnung zwar eine größere absolute Kraft darstellt im Vergleich zu einer 50 % Kettenvordehnung, jedoch ist der prozentuale, also der relative Kraftabfall durchaus vergleichbar (Masoud et al. 2014). Unsere Ergebnisse konnten deutlich zeigen, dass es bis auf die orthodontischen Ketten der Firmen Ormco im Medium Speichel und Forestadent im Medium Luft keine signifikanten Unterschiede in der relativen Kraftentwicklung in Abhängigkeit von der Kettenvordehnung gibt.

Generell lässt sich der Kraftabfall der orthodontischen Ketten in den materialspezifischen Versuchen mathematisch als eine Hyperbel-Funktion beschreiben, welche nach großem anfänglichen Kraftabfall, eine lineare,

fast horizontale Funktion annimmt. Unabhängig vom Testmedium, der Kettenvordehnung und des Kettenanbieters ist der Kraftabfall der orthodontischen Ketten nach der ersten Stunde am deutlichsten. Dabei variieren die Ergebnisse zwischen 55 % und 90 % Restkraft. Im Laufe der weiteren Messzeitpunkte nimmt die Kraft weiter stetig ab, jedoch nie mehr so deutlich wie innerhalb der ersten Stunde. Die Kraft ist zu jedem Messzeitpunkt geringer und nimmt einen annähernd linearen Verlauf an. Den geringsten Unterschied der gemessenen Kräfte gibt es nach der ersten und dritten Woche, der weitere Kraftabfall liegt hier nur noch bei ungefähr 5 %. Diese Ergebnisse decken sich mit den Ergebnissen aus früheren Untersuchungen anderer Publikationen (Baratieri et al. 2012; Buchmann et al. 2012; Wong 1976). Der errechnete Kraftabfall nach sechs Wochen liegt nur zwei Prozent unter der Kraft der orthodontischen Ketten nach 3 Wochen. Masoud et al. (2014) untersuchen den Kraftabfall ebenfalls über einen langen Zeitraum (35 Tagen). Hier wird gleichermaßen verdeutlicht, dass sich die Kräfte zu späteren Messzeitpunkten nicht mehr verändern. In seiner Studie zeigten orthodontische Ketten nach 21 Tagen eine Restkraft von 40%, nach 28 Tagen 39 % und nach 35 Tagen 40 %. Ähnliche Ergebnisse zu der Studie, jedoch mit weniger Variation, werden von Balhoff et al. (2011) beschrieben.

Im Medium Luft verlieren thermoplastische orthodontische Ketten ihre Kraft nicht so stark wie in den wässrigen Medien. Dieses Ergebnis war zu erwarten, da das hier verwendete thermoplastische Polyurethan leicht quellbare Eigenschaften besitzt, sobald die Ketten mit Flüssigkeiten in Berührung kommen (Domininghaus et al. 2012). Durch das Aufquellen verändert sich die chemische Struktur und die Beschaffenheit negativ, was dazu führt, dass die orthodontischen Ketten ihre Kraft nicht mehr effektiv halten können. Sowohl der initiale Kraftabfall nach einer Stunde, wie auch der Kraftabfall am Ende der Messungen sind so erklärbar. Die Kraft ist bis auf einige Ausnahmen zu jedem Zeitpunkt im Testmedium Luft größer. Orthodontische Ketten der Firmen American Orthodontics und Forestadent besitzen eine zweidimensionale Vernetzung und daher auch eine höhere

Wassereinlagerung. Die Kraftabnahme der thermoplastischen, orthodontischen Ketten in den Medien destilliertes Wasser und künstlicher Speichel sind vergleichbar. Grund dafür ist, dass beide Flüssigkeiten sehr ähnlich sind, denn auch die künstliche Speichellösung ist eine wässrige Lösung und besteht daher zum größten Teilen aus Wassermolekülen. Diese Moleküle haben dann wieder die Möglichkeit, sich in die Kettenstrukturen einzulagern.

Orthodontische Ketten aus duroplastischem Polyurethan weisen ein vergleichbares Kraftverhalten in den Medien Luft, Wasser und Speichel auf, im Gegensatz zu den Kettenanbietern aus thermoplastischem Polyurethan. Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass die orthodontischen Ketten der Firma Ormco und Rocky Mountain Orthodontics resistenter in Bezug auf die Wasseraufnahme sind. Diese Aussage ist durch die chemische Grundstruktur dieser Ketten aus duroplastischem Polyurethan begründbar: Durch die dreidimensionale Vernetzung der Moleküle gelingt es den einzelnen Wassermolekülen nur schwer, sich in die Kettenstruktur einzulagern (Domininghaus et al. 2012). Sie werden weniger in diese chemisch aufgenommen, was durchaus als positive Eigenschaft einer orthodontischen Ketten zu erwähnen ist, da hierdurch der Kraftabfall geringer ist.

Ein Vergleich der vier verschiedenen Kettenanbieter untereinander zeigte, dass große Unterschiede zwischen ihnen bestanden. Die Ketten der Firmen American Orthodontics und Forestadent zeigten den größten relativen Kraftverlust. Beide Ketten bestehen aus thermoplastischem Polyurethan mit ähnlichen Eigenschaften und auch einem ähnlichen Kraftverlust über die Zeit. Hierdurch können beide einer gemeinsame Stoffklasse zugeordnet werden. Der initiale Kraftabfall bei diesen beiden Kettenanbietern ist sehr hoch: nach einer Stunde ist nur noch ca. 60 % der initialen Kraft vorhanden. Diese Beobachtung konnte auch (Mirhashemi et al. 2012) machen. Die orthodontischen Ketten der Firmen Ormco und Rocky Mountain Orthodontics zeigten ebenfalls ein nahezu identisches Kräfteverhalten. Die

Ketten beider Anbieter sind aus duroplastischem Polyurethan aufgebaut, welches dreidimensional vernetzt ist und dadurch eine komplexere Molekulanordnung besitzt. Die Folge ist ein deutlich verbessertes Verhalten in Bezug auf den Kraftabfall der orthodontischen Ketten (Masoud et al. 2014). Unterstützend zu diesen Ergebnissen wurde auch in Untersuchungen von Buchmann et al. (2012) nachgewiesen, dass die Ketten der Firma Ormco und Rocky Mountain Orthodontics einen geringen Kraftabfall haben, auch wenn in dieser Studie nicht die gleichen Kettenmodelle verwendet wurden. Der Kraftabfall der orthodontischen Ketten hat keinen exponentiellen, sondern einen fast linearen Verlauf. Masoud et al. (2014) kommen in ihren Untersuchungen zu ähnlichen Ergebnissen. Der Kraftabfall beider Ketten ist im Vergleich zu den thermoplastischen orthodontischen Ketten sehr gering. Nach einer Stunde ist noch ca. 80 % der initialen Kraft vorhanden.

4.2 Diskussion der Ergebnisse der klinischen Simulation

Im Unterschied zu den materialspezifischen Versuchen wurde für die Auswertung und Analyse der Daten der klinischen Versuchsreihe nicht die Kraftabnahme über die Zeit verwendet, sondern die Kraft der Ketten zum initialen Zeitpunkt. Für die Kraftabnahme über die Zeit erlauben die materialspezifischen Versuche ausreichend Rückschlüsse.

Unabhängig vom Kettenhersteller zeigten die Ketten ohne intermodularen Steg in der Regel höhere Kräfte als Ketten mit intermodularem Steg, dies war statistisch signifikant. Folglich sind bei Anwendung von Ketten ohne Steg höhere Kräfte zu erwarten. Lediglich bei den thermoplastischen Ketten der Anbieter American Orthodontics und Forestadent in der Kettenkonfiguration zwei waren die Kräfte vergleichbar. Grund dafür dürfte die Kettenkonfiguration zwischen Bracket 13 und 15 ohne Kettenzwischenglied sein, wodurch die Ketten einen ähnlichen geometrischen Aufbau haben.

Beim Vergleich der Ketten beim Lückenschluss von einer Prämolarenbreite sind, wie bereits bei den materialspezifischen Versuchen, die Unterschiede der verschiedenen Hersteller ersichtlich. Die Kräfte der verschiedenen Ketten unterschieden sich teilweise um 5 N. Unabhängig von den Konfigurationen und ob die Ketten einen intermodularen Steg hatten, konnte beobachtet werden, dass die Kraft der orthodontischen Ketten im Laufe der Zeit abfällt (Dittmer et al. 2010). Ebenso wird in dieser Arbeit bestätigt, dass der größte Kraftabfall initial nach einer Stunde auftritt, was mit den Ergebnissen von (Josell et al. 1997) übereinstimmt.

Beim Vergleich der vier Kettenanbieter konnte festgestellt werden, dass die Ketten der Firma American Orthodontics die größten Kräfte aufwiesen. Diese Beobachtung zeigte sich zu allen Zeitpunkten des Lückenschlusses, also sowohl bei einer 8 mm großen Zahnlücke, als auch kurz vor dem kompletten Lückenschluss bei 0,5 mm Restlücke. Weissheimer et al. (2013) konnte ebenfalls in ihren in vitro Untersuchungen aufzeigen, dass Ketten der Firma American Orthodontics große Kräfte entwickeln. Die geringsten Kräfte wurden in unserer Studie von den Ketten der Firma Rocky Mountain Orthodontics erzeugt. Wie stark die Kräfte der einzelnen verschiedenen Ketten sind, hängt vermutlich jedoch sehr stark von der Geometrie der Ketten ab: Hier haben Ringdurchmesser und Länge des intermodularen Stegs einen großen Einflussfaktor, da die Größen bei den verschiedenen Anbietern keinesfalls identisch sind (Dittmer et al. 2010).

Beim Vergleich der verschiedenen Konfigurationen kristallisieren sich zwei unterschiedliche Gruppen hinsichtlich der absoluten Kräfte heraus: Ketten der Kettenkonfigurationen eins und drei sowie Ketten der Konfigurationen zwei und vier. Dies lässt sich dadurch erklären, dass die Konfigurationen eins und drei jeweils ein Kettenzwischenglied zwischen Bracket 13 und 15 besitzen, Konfigurationen zwei und vier jedoch nicht. Daher sind die Kräfte der Konfigurationen zwei und vier deutlich höher als bei den anderen beiden Konfigurationen. Bei einer genaueren Betrachtung von Konfiguration zwei und vier ist zu erwarten, dass der Kraftabfall unterschiedlich ausfällt, da bei

Konfiguration zwei jeweils zwischen den Zähnen 12 und 13 sowie zwischen 15 und 16 ein Kettenzwischenglied vorhanden ist. Durch die Ergebnisse wird deutlich, dass durch diese Kettenzwischenglieder die Kräfte zwar geringfügig kleiner sind verglichen zu Konfiguration vier, jedoch die Unterschiede nicht sehr hoch sind.

Bei den Konfigurationen eins und drei zeigen sich deutlich geringere Kräfte, zurückzuführen auf das Kettenzwischenglied zwischen Zahn 13 und 15, welches die Kraft deutlich reduziert.

Die Kräfte bei einer Zahnlücke von 0 mm, also bei einer geschlossenen Zahnreihe, nehmen eine Sonderstellung bei den Ergebnissen ein. Der Abstand der Zähne ist sehr gering, sodass die orthodontischen Ketten mit Zwischenglied zu groß für die geringe Lücke sind. Dadurch sind die Ketten zwischen den Brackets nicht mehr auf Spannung, sondern drücken teilweise gegen die Brackets, was zu ungenauen Messungen führt. Sofern ein intermodularer Steg vorhanden ist verstärkt sich dieser Effekt sogar noch. Dies führt dazu, dass die Ketten teilweise nicht mehr in horizontaler Verbindungslinie zwischen den Brackets aufgespannt sind, sondern die Verbindungsstege zwischen den Kettenringen ca. 30-60° verschoben sind, wodurch der korrekte Abstand zwischen den Kettenringen fälschlicherweise verändert wird. Dadurch sind die Abweichungen bei den Messungen bei 0 mm Zahnlücke sehr groß. Demzufolge ist auch die Aussagekraft der Messungen nur eingeschränkt zu werten. In unserer Studie wurden die Kräfte aus genannten Gründen daher bei einem Lückenschluss nach Extraktionstherapie nur bis zu einer Restlücke von 0,5 mm gemessen, da hier noch minimal aktive Kräfte auf die Zähne wirken. Diese Entscheidung ist klinisch vertretbar, da der kieferorthopädische Behandler bei einer geringen Restlücke noch einmal einen Kettenwechsel durchführen kann, um jene zu schließen.

5 Schlussfolgerungen

Der klinische Einsatz der orthodontischen Ketten gehört zur täglichen praktischen Behandlung eines Kieferorthopäden. Aus den Untersuchungen wird ersichtlich, dass sowohl die Kräfte als auch der Kraftverlust über die Zeit bei den verschiedenen orthodontischen Ketten stark variieren können. Zudem liegt es in der Verantwortung des Behandlers die Kräfte der orthodontischen Ketten zu kontrollieren, und die Ketten zeitnah zu erneuern, da die Kraftabnahme über die Zeit eine gleichbleibende moderate Kraft schnell reduziert. Dieses würde dazu führen, dass sich die Behandlungsdauer unnötigerweise verzögert. Leider ist es dennoch als Behandler sehr schwer, den Überblick und das vorausschauende Denken über die Kraftabnahme der orthodontischen Ketten zu behalten.

Allen Ketten ist gemeinsam, dass die gemessenen Kräfte im Laufe der Zeit geringer werden, sowie, dass der größte Kraftabfall initial auftritt, also nach der ersten Messung nach einer Stunde auftritt. Ketten aus thermoplastischem Polyurethan, in dieser Untersuchung die „Memory Chain“ der Firma American Orthodontics und die „Power Chain“ der Firma Forestadent, haben einen hohen Kraftverlust über die Zeit. Diese Ergebnisse wurden in den materialspezifischen Versuchen deutlich. Im Gegensatz dazu haben Ketten, welche aus duroplastischem Polyurethan hergestellt werden, in dieser Untersuchung die „Energy Chain“ der Firma Rocky Mountain Orthodontics und die „Power Chain Generation II“ von Ormco, die Fähigkeit, die Kraft länger aufrecht zu halten und diese im Laufe der Zeit nicht so schnell zu verlieren. Für die klinische Anwendung sind diese Ketten daher zu empfehlen.

Die Ketten der Firma American Orthodontics haben die höchsten initialen Kräfte, jedoch ist hier auch der absolute Kraftabfall am größten. Die Ketten der Firma Forestadent haben in allen Untersuchungen die geringsten absoluten Kräfte.

Flüssigkeiten haben nachweisbar einen Einfluss auf das Kraftverhalten der orthodontischen Ketten. Kunststoffe sind quellbar. Es lagern sich

Wassermoleküle in ihre Strukturen ein und verändern diese dadurch in ihrer chemischen Strukturformel, was negative Auswirkungen hat. Primär ist dabei die Art der stark wässrigen Flüssigkeit nicht entscheidend, da jede Flüssigkeit mit Wassermolekülen das Kraftverhalten der Ketten verändert. Die Wassereinlagerung bei Ketten aus duroplastischem Polyurethan ist jedoch geringer, was klinisch von Vorteil ist.

Orthodontische Ketten ohne intermodularem Steg zeigen eine höhere Kraft als Ketten mit intermodularem Steg. Für die Anfangsphase der Gleitbogenmechanik sind daher Ketten mit Steg zu bevorzugen.

Aus den Analysen der klinischen Versuche wird deutlich, dass bei einem Lückenschluss nach Extraktionstherapie starke Schwankungen in den angewendeten Kräften durch orthodontische Ketten existieren. Daran haben Kettenkonfigurationen und Kettentyp maßgeblichen Anteil. Der Vorgang eines Lückenschlusses sollte immer die Anwendung von moderaten Kräften berücksichtigen, da indirekte Resorptionen und Jiggling vermieden werden muss. Die Kräfte sollten möglichst über die gesamte Dauer des Lückenschlusses gleichbleibend sein, was nur durch Wechsel der verschiedenen Kettenkonfigurationen, Wechsel zwischen Ketten mit und ohne intermodularem Steg und Wechsel zwischen den Kettenanbietern optimal möglich wird.

Neben der Kraftgröße für die Zahnbewegung müssen die Friktionskräfte (Bogen/Bracket) bei der Auswahl der Ketten berücksichtigt werden. Dabei sollte der klinische Behandler den Kettenwechsel sorgfältig durchführen. Gerade bei einer kleinen Restlücke ist die Aufspanntechnik der orthodontischen Kette entscheidend. Hier müssen die horizontalen Endpunkte eines Kettengliedes in einer Linie mit der Bracketbasis liegen. Bei Missachtung würden geringere oder größere Kräfte auftreten, da beim suboptimalen Aufspannen die Kettengliederendpunkte nicht in horizontaler Linie liegen würden, wodurch es zu einer Vordehnung oder Relaxierung käme. Die Ergebnisse der klinischen Versuche bilden die Grundlage für die Auswahl eines solchen Behandlungskonzeptes beim Lückenschluss.

6 Empfehlung der Kettenauswahl beim Lückenschluss

Studien von Cattaneo et al. (2005) und Field et al. (2009) zeigen auf, dass bereits geringe Kräfte (0,25N) der orthodontischen Ketten für einen Therapieerfolg ausreichen. Wichelhaus (2013) beschreibt, dass die Kräfte, die an den orthodontischen Ketten gemessen werden, bei einem Lückenschluss nach Extraktion bei ungefähr 2-3 N liegen sollten. Abzüglich der Bogenfriktionen liegt dann die tatsächliche Kraftbelastung pro Zahn bei ungefähr 0,5 N, was zu einer physiologischen Zahnbewegung führt. Durch die Daten dieser Arbeit kann ein Behandlungskonzept entwickelt werden, welches den Lückenschluss nach Extraktionstherapie mit einer besonders schonenden Therapie durchführen lässt. Hierbei sollte man jedoch berücksichtigen, dass der klinische Behandler oftmals einen Wechsel der orthodontischen Ketten durchführen muss, da sonst die empfohlene Kraft von 2-3 N nicht eingehalten werden kann. Im nachfolgenden wird ein Therapievorschlagn empfohlen, welches es dem Behandler während der Behandlung vereinfachen soll, die passende orthodontische Kette zu wählen (Tabelle 6.1). Es sollte jedoch genau geklärt werden, ob man eine Kette aus duroplastischem oder thermoplastischem Polyurethan wählt. Bei einer Kette aus thermoplastischen Polyurethan fällt die Kraft über die Zeit deutlich schneller ab und die Erneuerung dieser Kette müsste in einem kürzeren Zeitabstand erfolgen, da sonst die Effektivität der Behandlung abnimmt. Auch die Dehnung der orthodontischen Ketten sollte berücksichtigt werden: Aus den materialspezifischen Versuchen wird deutlich, dass es keinen großen Unterschied in der Kraftabnahme bei 50 % und 100 % Vordehnung gab. Dennoch kann es bei einigen Konfigurationen eine höhere Dehnung als 100 % geben, wodurch es vorkommen kann, dass der Kraftabfall hier größer ist. Jedoch werden die Konfigurationen, welche eine sehr starke Dehnung haben, kategorisch für eine Behandlungsempfehlung ausgeschlossen, da die Kräfte zu stark sind. Beachtet werden sollte, dass

Empfehlungen zur Kettenauswahl beim Lückenschluss

bei Ketten der Konfiguration 2 und 4 und bei einer großen Zahnücke der Kraftabfall möglicherweise größer ist als bei Ketten mit sehr geringer Dehnung. Zusammengefasst sollte der Behandler über den ungefähren Kraftabfall der orthodontischen Ketten über die Zeit ein grobes Bild haben, da er durch dieses Wissen den Zeitpunkt des nächsten Therapieschrittes abschätzen kann.

Tabelle 6.1: Behandlungsempfehlung beim Lückenschluss nach einer Extraktionstherapie mit orthodontischen Ketten

Lücke [mm]	Empfohlene Konfiguration†	Steg	Kettenanbieter
8	1	Mit	Rocky Mountain Orthodontics
	3	Mit	Rocky Mountain Orthodontics
6	1	Mit	Rocky Mountain Orthodontics, Ormco
	3	Mit	Rocky Mountain Orthodontics, Ormco
4	1	Mit	Ormco
	3	Mit	Ormco
2	1	Ohne	Rocky Mountain Orthodontics, Ormco
	3	Ohne	Rocky Mountain Orthodontics, Ormco
0,5	2	Mit	Rocky Mountain Orthodontics, Ormco
	4	Mit	Ormco

† Konfiguration 1: B-O-B-O-B-O-B; Konfiguration 2: B-O-B-B-O-B; Konfiguration 3: B-B-O-B-B; Konfiguration 4: B-B-B-B

7 Zusammenfassung und Ausblick

Orthodontische Ketten werden in der Kieferorthopädie eingesetzt, um einen Lückenschluss nach Distalisation oder Extraktion zu generieren (Larrabee et al. 2012). Eine weitere Indikation ist die kippende Zahnbewegung durch den koronalen Kraftansatz der orthodontischen Ketten (Wichelhaus 2013). Für die Bewegung der Zähne mit orthodontischen Ketten ist es von großer Wichtigkeit, dass die Kräfte und Kraftverläufe im Laufe der Behandlung genau definiert und bekannt sind. Bei Unkenntnis können große Kräfte zu indirekten Resorptionen führen (Melsen 2001), sogar die Gefahr der Wurzelresorption ist bei starken Kräften signifikant erhöht (Weltman et al. 2010). Überdies entstehen negative Auswirkungen auf die Zahnbewegung und die Behandlungsdauer verzögert sich. Studien von Cattaneo et al. (2005) und Field et al. (2009) zeigen auf, dass bereits geringe Kräfte der orthodontischen Ketten für einen Therapieerfolg ausreichen. Wichelhaus (2013) beschreibt, dass die Kräfte, die an den orthodontischen Ketten gemessen werden, bei einem Lückenschluss nach Extraktion bei ungefähr 2-3N liegen sollten. Abzüglich der Bogenfriktionen liegt dann die tatsächliche Kraftbelastung pro Zahn bei ungefähr 0,5 N, was zu einer physiologischen Zahnbewegung führt.

Ziel dieser Arbeit war es, das Materialverhalten orthodontischer Ketten zu charakterisieren und den Einfluss der geometrischen Formen und Zusammensetzungen zu untersuchen. Folgende Situationen sollten untersucht werden:

1. Einfluss von den Medien Luft, Speichel und destilliertem Wasser auf das zeitabhängige Kraftverhalten der orthodontischen Ketten.
2. Kraftverhalten der orthodontischen Ketten bei einer Nachstellung eines klinischen Lückenschlusses nach Extraktion eines oberen Prämolaren (Zahn 14)

Um diese Untersuchungen durchzuführen, wurden Versuchsapparaturen aus Plexiglas, in welche Bohrlöcher gefräst wurden, angefertigt.

Anschließend wurden Metallpins eingesetzt, auf denen die Ketten aufgehängt wurden. Die Ketten wurden entsprechend in den Medien gelagert und mit einer Materialzugmaschine das Materialverhalten getestet. Für die Simulation der klinischen Versuche wurden verschiedene Metallplatten verwendet und Brackets im physiologischen Zahnabstand in Reihe aufgeklebt. Auf diese vier Brackets wurde eine orthodontische Kette in verschiedenen Konfigurationen aufgespannt. Es wurde eine Versuchsapparatur entwickelt, mit der auch in Zukunft weitere klinische Testversuche mit orthodontischen Ketten durchgeführt werden können. In beiden Versuchsreihen wurden die Ketten jeweils über die Messdauer in einem Inkubator im jeweiligen Medium bei 37° C aufbewahrt, sodass die Temperatur in der Mundhöhle simuliert werden konnte. Die Kraftmessungen erfolgten mit einer Universalprüfmaschine in einem Zugversuch (Instron Typ 4444&5542). Die Gummiketten stammten von den Firmen American Orthodontics, Forestadent, Rocky Mountain Orthodontics und Ormco. Die Ergebnisse der Materialuntersuchung zeigt materialspezifische Parameter und Konstruktionsvariabilität auf, die bei der weiteren Entwicklung von neuen Zugsystemen in der orthodontischen Therapie berücksichtigt werden müssen.

Orthodontische Ketten aus thermoplastischem Polyurethan, American Orthodontics und Forestadent, zeigten einen deutlich höheren Kraftabfall über die Zeit als orthodontische Ketten aus duroplastischem Polyurethan, hier diejenigen der Firma Rocky Mountain Orthodontics und Ormco. Dies lässt sich durch die Materialeigenschaften mit unterschiedlicher Wasseraufnahme erklären.

Ebenfalls wurde ein Unterschied zwischen der Kraftabnahme orthodontischer Ketten im Medium Luft und in klinisch relevanten Medien erkannt. Durch die Wasseraufnahme waren die Kräfte deutlich geringer.

In den klinischen Versuchen zeigte sich, dass es große Kraftunterschiede in den verschiedenen Aufspann-Konfigurationen gab.

Die Kraft der orthodontischen Ketten wurde im Laufe des Lückenschlusses geringer und variierte je nach Kettenanbieter und Konfiguration.

Die Ergebnisse geben dem Behandler wichtige Informationen über die zu verwendenden Ketten bei einer bestimmten Konfiguration ohne die Zähne zu überlasten und mit biomechanisch weniger Nebeneffekten.

Die Ergebnisse aus beiden Versuchsreihen lassen folgende Schlüsse ziehen:

1. Orthodontische Ketten verlieren im Laufe ihrer Anwendung an Kraft, wobei der initiale Kraftabfall nach der ersten Stunde am größten ist.
2. Wässrige Flüssigkeiten verstärken den Kraftabfall.
3. Orthodontische Ketten aus duroplastischem Polyurethan zeigen schwächeren Kraftabfall im Vergleich zu Ketten aus thermoplastischen Polyurethan.
4. Orthodontische Ketten ohne intermodularem Steg zeigten eine höhere Kraft als mit intermodularem Steg.
5. Die verschiedenen Konfigurationen der Aufspannung der orthodontischen Ketten der klinischen Simulation zeigten starke Unterschiede in den Kraftmessungen.
6. Bei identischer Dehnung (bei gleicher klinischen Situation) haben Ketten verschiedener Anbieter unterschiedliche absolute Kräfte, was dem Behandler bewusst sein sollte.

Anhand des klinischen Versuchsaufbaus könnten die orthodontischen Ketten weiter charakterisiert werden. Hierzu bietet sich an, neuartige Nickel-Titan-Brackets zu prüfen, welche eine starke Abweichung hinsichtlich der Bracket-Geometrie haben.

Zusätzlich könnten ebenfalls in weiteren Untersuchungen die Auswirkungen von verschiedenen intraoralen Spüllösungen oder Fluoridlösung auf das Kraftverhalten der orthodontischen Ketten überprüft werden.

8 Anhang

8.1 Materialspezifische Versuche

8.1.1 Deskriptive Statistik – Aufbewahrung in künstlichem Speichel bei 37 °C

Deskriptive Statistik der absoluten und relativen Zugkräfte der orthodontischen Ketten über die Zeit in einer künstlichen Speichellösung bei 50% und 100% Kettenvordehnung. Alle vier Kettenanbieter im Vergleich (n = 5). MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; Min, Minimum; Max, Maximum.

Kettenanbieter	Vordehnung [%]	Inkubationsdauer	Kraft [N]					Relative Kraft [%]					
			MW	SD	Min	Max	Median	MW	SD	Min	Max	Median	
American Orthodontics	50	0 h	3,70	0,08	3,61	3,81	3,71	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	2,34	0,05	2,29	2,41	2,32	63,33	1,84	61,39	66,03	62,79	
		2 h	2,19	0,03	2,14	2,21	2,21	59,26	0,75	58,04	60,00	59,28	
		4 h	2,05	0,06	1,98	2,12	2,04	55,37	1,04	53,88	56,57	55,68	
		8 h	1,98	0,03	1,93	2,01	1,99	53,39	0,86	52,48	54,52	53,46	
		1 d	1,76	0,05	1,71	1,82	1,74	47,44	0,88	46,46	48,79	47,37	
		7 d	1,43	0,04	1,39	1,48	1,43	38,66	1,16	37,40	40,00	38,50	
	21 d	1,28	0,04	1,24	1,34	1,26	34,50	0,85	33,81	35,92	34,35		
	100	0 h	4,11	0,11	3,95	4,24	4,15	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	
		1 h	2,70	0,12	2,61	2,90	2,67	65,68	2,06	62,66	68,43	65,93	
		2 h	2,52	0,08	2,43	2,61	2,52	61,19	2,38	58,34	64,44	61,52	
		4 h	2,42	0,09	2,31	2,52	2,44	58,78	1,99	55,31	60,25	59,59	
		8 h	2,11	0,03	2,08	2,15	2,11	51,38	1,27	49,78	52,66	51,81	
		1 d	1,95	0,07	1,88	2,02	1,93	47,31	1,65	44,83	48,86	47,50	
7 d		1,56	0,03	1,52	1,59	1,57	38,01	0,77	37,48	39,24	37,53		
21 d	1,48	0,03	1,46	1,52	1,49	36,10	1,19	34,40	37,72	36,05			
Forestadent	50	0 h	2,30	0,04	2,25	2,35	2,29	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	
		1 h	1,50	0,04	1,46	1,55	1,49	65,52	1,93	63,57	67,98	64,89	
		2 h	1,46	0,02	1,43	1,48	1,47	63,71	1,00	62,40	64,91	63,56	
		4 h	1,34	0,01	1,32	1,36	1,34	58,39	1,03	56,87	59,65	58,67	
		8 h	1,21	0,02	1,19	1,25	1,21	52,91	0,97	51,67	54,11	53,25	
		1 d	1,07	0,05	1,01	1,13	1,08	46,65	2,47	43,79	48,92	47,36	
		7 d	0,90	0,01	0,88	0,91	0,90	39,03	0,92	38,10	40,44	38,60	
	21 d	0,84	0,01	0,82	0,85	0,84	36,38	0,50	35,76	36,89	36,49		
	100	0 h	3,04	0,08	2,95	3,14	3,03	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	
		1 h	1,77	0,03	1,73	1,81	1,77	58,40	2,00	56,17	60,60	59,06	
		2 h	1,68	0,04	1,63	1,74	1,66	55,26	2,32	52,92	57,68	55,37	
		4 h	1,60	0,03	1,57	1,65	1,60	52,78	1,69	50,94	54,53	52,68	
		8 h	1,44	0,02	1,42	1,46	1,43	47,38	1,33	45,67	48,96	47,65	
		1 d	1,31	0,08	1,22	1,38	1,33	43,13	3,03	39,40	46,61	43,18	
7 d		1,17	0,03	1,14	1,21	1,16	38,50	1,59	36,71	40,94	38,31		
21 d	1,06	0,01	1,06	1,08	1,06	35,09	1,00	33,87	36,24	34,98			
Ormco	50	0 h	3,01	0,03	2,97	3,03	3,02	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	
		1 h	2,52	0,04	2,47	2,58	2,51	83,74	1,00	82,67	85,15	83,43	
		2 h	2,46	0,03	2,42	2,49	2,45	81,66	0,57	80,75	82,18	81,67	
		4 h	2,40	0,03	2,38	2,44	2,39	79,80	0,86	78,62	80,53	80,33	
		8 h	2,34	0,03	2,29	2,38	2,35	77,94	1,35	75,83	79,33	77,89	
		1 d	2,29	0,03	2,25	2,32	2,29	76,02	0,59	75,27	76,82	75,91	
		7 d	2,21	0,04	2,16	2,26	2,22	73,38	1,29	71,36	74,83	73,60	
	21 d	2,10	0,04	2,05	2,14	2,11	69,74	1,14	67,85	70,67	69,87		
	100	0 h	3,24	0,04	3,19	3,29	3,24	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	

Anhang

		1 h	2,85	0,04	2,79	2,89	2,86	87,89	1,48	85,58	89,68	88,16
		2 h	2,80	0,05	2,73	2,87	2,81	86,48	1,65	83,74	88,16	86,73
		4 h	2,76	0,03	2,72	2,79	2,76	85,12	1,38	83,44	86,69	85,36
		8 h	2,68	0,06	2,62	2,77	2,64	82,64	2,80	80,27	86,64	81,48
		1 d	2,61	0,03	2,56	2,65	2,62	80,54	1,67	79,01	82,93	79,70
		7 d	2,51	0,03	2,47	2,55	2,53	77,63	1,18	76,23	79,26	77,57
		21 d	2,44	0,05	2,37	2,51	2,44	75,42	2,17	72,70	78,65	75,00
Rocky Mountain Orthodontics	50	0 h	2,65	0,03	2,61	2,69	2,66	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	2,24	0,02	2,21	2,27	2,23	84,46	0,68	83,71	85,44	84,35
		2 h	2,21	0,02	2,19	2,23	2,21	83,36	0,80	82,32	84,35	83,35
		4 h	2,16	0,03	2,13	2,20	2,16	81,67	0,77	80,67	82,44	81,61
		8 h	2,13	0,03	2,09	2,17	2,13	80,43	1,00	79,55	81,76	79,82
		1 d	2,08	0,02	2,05	2,10	2,08	78,37	0,73	77,39	79,39	78,44
		7 d	2,00	0,02	1,97	2,02	1,99	75,34	1,49	73,23	77,10	75,48
		21 d	1,87	0,03	1,83	1,91	1,87	70,45	1,46	68,03	71,76	70,88
			100	0 h	3,03	0,04	2,98	3,09	3,01	100,00	0,00	100,00
		1 h	2,64	0,04	2,61	2,69	2,63	87,28	2,22	85,11	90,27	86,71
		2 h	2,62	0,04	2,55	2,66	2,61	86,39	0,68	85,57	87,11	86,71
		4 h	2,55	0,03	2,52	2,59	2,54	84,14	1,93	81,55	86,40	84,05
		8 h	2,49	0,01	2,48	2,51	2,48	82,25	1,56	80,26	84,23	82,39
		1 d	2,39	0,02	2,37	2,43	2,38	79,03	1,34	76,70	79,88	79,63
		7 d	2,31	0,03	2,28	2,35	2,31	76,37	1,21	74,76	78,07	76,11
		21 d	2,25	0,02	2,23	2,28	2,26	74,46	1,40	72,17	75,84	74,61

8.1.2 Deskriptive Statistik – Aufbewahrung in destilliertem Wasser bei 37 °C

Deskriptive Statistik der absoluten und relativen Zugkräfte der orthodontischen Ketten über die Zeit in destilliertem Wasser bei 50% und 100% Kettenvordehnung. Alle vier Kettenanbieter im Vergleich (n = 5). MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; Min, Minimum; Max, Maximum. RMO, Rocky Mountain Orthodontics.

Ketten-anbieter	Vordehnung [%]	Inkubations-dauer [h]	Kraft [N]					Relative Kraft [%]				
			MW	SD	Min	Max	Median	MW	SD	Min	Max	Median
American Orthodontics	50	0 h	3,70	0,08	3,62	3,83	3,68	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	2,41	0,08	2,32	2,50	2,39	65,25	2,97	61,88	68,78	64,08
		2 h	2,17	0,04	2,12	2,22	2,18	58,59	2,00	55,87	60,82	58,45
		4 h	1,94	0,05	1,87	2,00	1,95	52,36	1,18	50,82	54,14	52,28
		8 h	1,80	0,03	1,77	1,84	1,80	48,71	1,73	46,48	50,41	48,91
		1 d	1,58	0,04	1,54	1,62	1,58	42,69	1,17	41,25	44,38	42,54
		7 d	1,47	0,06	1,41	1,57	1,46	39,65	1,29	37,80	40,99	40,27
	21 d	1,24	0,02	1,21	1,26	1,24	33,46	1,20	31,59	34,81	33,78	
	100	0 h	4,11	0,19	3,88	4,36	4,05	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	2,60	0,07	2,51	2,70	2,61	63,42	3,37	57,57	65,72	65,09
		2 h	2,55	0,10	2,43	2,65	2,58	62,24	3,49	56,42	65,43	62,63
		4 h	2,44	0,12	2,26	2,54	2,51	59,60	4,51	51,83	62,72	61,08
		8 h	2,11	0,07	2,01	2,18	2,12	51,29	1,70	49,54	53,09	51,29
		1 d	1,79	0,06	1,71	1,85	1,80	43,56	2,02	40,14	45,19	44,07
7 d		1,53	0,05	1,47	1,59	1,52	37,21	1,11	36,47	39,18	36,79	
21 d	1,39	0,02	1,37	1,41	1,40	33,99	1,99	31,65	36,34	34,57		
Forestadent	50	0 h	2,28	0,03	2,25	2,32	2,28	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	1,51	0,07	1,43	1,58	1,51	66,07	2,40	63,56	68,56	66,52
		2 h	1,41	0,03	1,38	1,44	1,41	61,79	0,79	60,96	63,00	61,57
		4 h	1,31	0,01	1,29	1,33	1,31	57,49	0,29	57,21	57,89	57,33
		8 h	1,17	0,02	1,14	1,19	1,17	51,18	0,39	50,67	51,54	51,29
		1 d	1,01	0,02	0,99	1,03	1,02	44,44	0,92	43,53	45,78	44,54
		7 d	0,91	0,02	0,89	0,94	0,91	40,05	0,53	39,47	40,61	40,09
	21 d	0,83	0,01	0,82	0,83	0,83	36,20	0,56	35,34	36,89	36,24	
	100	0 h	3,02	0,06	2,94	3,08	3,02	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	1,72	0,03	1,68	1,76	1,72	56,86	0,86	55,63	57,72	57,14
		2 h	1,66	0,04	1,62	1,70	1,65	55,07	0,83	53,64	55,78	55,37
		4 h	1,63	0,03	1,61	1,67	1,63	54,15	0,38	53,75	54,76	54,03
		8 h	1,41	0,03	1,39	1,45	1,40	46,85	0,58	46,03	47,62	46,91
		1 d	1,22	0,05	1,17	1,28	1,20	40,35	0,89	39,60	41,56	39,80
7 d		1,10	0,01	1,08	1,11	1,09	36,33	0,78	35,06	37,07	36,58	
21 d	1,05	0,00	1,04	1,05	1,05	34,73	0,58	34,09	35,37	34,77		
Ormco	50	0 h	2,90	0,07	2,81	2,98	2,91	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	2,48	0,03	2,44	2,52	2,48	85,46	1,55	83,33	87,02	85,57
		2 h	2,39	0,02	2,36	2,42	2,38	82,43	1,50	80,95	84,70	82,47
		4 h	2,34	0,01	2,32	2,35	2,34	80,71	1,75	78,52	82,56	80,07
		8 h	2,33	0,02	2,30	2,34	2,33	80,30	1,84	77,85	82,92	80,41
		1 d	2,24	0,03	2,22	2,28	2,23	77,46	1,58	75,51	79,36	77,89
		7 d	2,21	0,01	2,19	2,22	2,21	76,22	1,61	74,50	78,65	75,95
	21 d	2,05	0,02	2,03	2,07	2,05	70,77	1,70	69,13	72,63	69,76	
	100	0 h	3,37	0,05	3,31	3,42	3,38	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	2,78	0,03	2,75	2,82	2,77	82,63	1,56	80,99	85,20	82,40
		2 h	2,77	0,06	2,72	2,87	2,74	82,34	2,63	80,12	86,71	81,98
		4 h	2,76	0,08	2,69	2,88	2,74	81,86	2,92	79,88	87,01	80,78
		8 h	2,67	0,02	2,64	2,69	2,67	79,12	0,94	78,36	80,66	78,89
		1 d	2,60	0,01	2,58	2,62	2,60	77,10	0,96	76,02	78,55	76,83
7 d		2,52	0,01	2,51	2,54	2,52	74,79	0,93	73,90	76,13	74,27	
21 d	2,50	0,04	2,44	2,56	2,51	74,33	2,32	71,35	77,34	74,26		
RMO	50	0 h	2,60	0,07	2,51	2,69	2,60	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	2,25	0,03	2,21	2,27	2,25	86,42	2,09	83,64	88,33	87,31
		2 h	2,21	0,02	2,19	2,23	2,21	85,04	1,95	82,16	87,25	84,79

Ketten- anbieter	Vordeh- nung [%]	Inkubations- dauer [h]	Kraft [N]					Relative Kraft [%]				
			MW	SD	Min	Max	Median	MW	SD	Min	Max	Median
		4 h	2,16	0,02	2,13	2,17	2,16	82,97	2,36	79,93	86,06	82,51
		8 h	2,10	0,02	2,08	2,13	2,10	80,96	2,06	78,07	82,88	81,15
		1 d	2,06	0,01	2,05	2,08	2,06	79,42	1,91	76,58	81,67	79,23
		7 d	1,98	0,02	1,96	2,00	1,98	76,26	1,58	74,35	78,49	76,05
		21 d	1,86	0,02	1,84	1,88	1,86	71,57	1,80	69,14	73,31	71,92
	100	0 h	3,02	0,06	2,97	3,11	3,02	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	2,58	0,04	2,54	2,63	2,57	85,34	1,91	82,64	87,58	85,52
		2 h	2,53	0,03	2,50	2,55	2,53	83,55	1,58	81,35	85,57	83,88
		4 h	2,52	0,02	2,50	2,56	2,52	83,49	2,04	81,03	86,20	82,78
		8 h	2,50	0,02	2,48	2,52	2,49	82,56	1,32	81,03	84,18	82,45
		1 d	2,38	0,01	2,37	2,39	2,38	78,66	1,26	76,85	80,13	78,48
		7 d	2,34	0,01	2,32	2,35	2,35	77,41	1,85	74,60	79,12	77,81
		21 d	2,25	0,03	2,23	2,29	2,24	74,49	1,63	72,99	77,10	74,17

8.1.3 Deskriptive Statistik – Aufbewahrung in Luft bei 37 °C

Deskriptive Statistik der absoluten und relativen Zugkräfte der orthodontischen Ketten über die Zeit bei Luft bei 50% und 100% Kettenvordehnung. Alle vier Kettenanbieter im Vergleich (n = 5). MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; Min, Minimum; Max, Maximum; RMO, Rocky Mountain Orthodontics.

Kettenanbieter	Vordehnung [%]	Inkubationsdauer [h]	Kraft [N]					Relative Kraft [%]					
			MW	SD	Min	Max	Median	MW	SD	Min	Max	Median	
AO	50	0 h	3,63	0,04	3,59	3,68	3,61	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	2,87	0,11	2,67	2,95	2,90	79,11	2,73	74,37	81,16	80,08	
		2 h	2,79	0,01	2,78	2,81	2,79	77,07	0,76	76,10	77,84	77,22	
		4 h	2,64	0,03	2,60	2,67	2,64	72,88	0,85	72,00	73,96	72,66	
		8 h	2,55	0,05	2,49	2,60	2,53	70,27	1,56	67,80	72,02	70,28	
		1 d	2,30	0,03	2,27	2,33	2,28	63,31	1,07	61,66	64,54	63,51	
		7 d	2,04	0,02	2,02	2,06	2,03	56,19	0,40	55,71	56,67	56,05	
	21 d	1,78	0,02	1,76	1,81	1,77	49,08	0,74	48,27	50,28	49,03		
	100	0 h	4,20	0,19	3,91	4,38	4,25	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	
		1 h	3,42	0,07	3,33	3,50	3,44	81,55	2,14	79,86	85,10	80,94	
		2 h	3,16	0,04	3,11	3,21	3,14	75,19	3,05	73,18	80,21	73,33	
		4 h	3,04	0,10	2,91	3,14	3,05	72,33	1,19	71,38	74,39	71,91	
		8 h	2,68	0,04	2,62	2,73	2,68	63,73	2,05	62,07	67,08	63,06	
		1 d	2,52	0,02	2,49	2,55	2,53	60,13	3,02	57,77	65,14	58,59	
7 d		2,19	0,01	2,18	2,22	2,19	52,24	2,30	50,34	55,92	51,29		
21 d	2,03	0,01	2,01	2,04	2,02	48,27	2,39	46,05	52,19	47,53			
Forestadent	50	0 h	2,26	0,04	2,21	2,30	2,26	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	
		1 h	1,85	0,03	1,82	1,88	1,85	81,96	1,02	80,53	83,08	81,74	
		2 h	1,77	0,02	1,74	1,80	1,76	78,40	1,50	76,77	80,78	77,88	
		4 h	1,69	0,01	1,68	1,70	1,70	74,95	1,49	73,04	76,47	75,22	
		8 h	1,66	0,06	1,62	1,75	1,64	73,72	3,02	70,29	78,54	73,30	
		1 d	1,52	0,02	1,49	1,54	1,53	67,35	0,60	66,52	68,14	67,42	
		7 d	1,27	0,03	1,24	1,32	1,26	56,38	2,16	54,17	59,30	55,75	
	21 d	1,04	0,02	1,02	1,07	1,05	46,26	1,46	44,35	47,51	47,07		
	100	0 h	3,07	0,03	3,03	3,10	3,07	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	
		1 h	2,34	0,05	2,28	2,40	2,35	76,32	1,06	75,14	77,42	76,67	
		2 h	2,25	0,05	2,18	2,29	2,27	73,16	1,27	71,26	74,52	73,55	
		4 h	2,09	0,01	2,07	2,10	2,08	67,94	0,79	66,77	68,71	67,81	
		8 h	1,86	0,05	1,81	1,94	1,86	60,67	1,50	58,39	62,58	60,73	
		1 d	1,66	0,02	1,64	1,69	1,65	54,20	0,63	53,23	54,92	54,22	
7 d		1,44	0,02	1,41	1,47	1,44	46,85	0,39	46,45	47,42	46,83		
21 d	1,35	0,02	1,32	1,38	1,36	44,11	1,07	42,58	45,54	44,09			
Ormco	50	0 h	2,89	0,06	2,82	2,95	2,89	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	
		1 h	2,57	0,08	2,46	2,64	2,61	89,13	1,45	87,39	91,35	89,06	
		2 h	2,46	0,05	2,41	2,54	2,46	85,31	1,14	83,39	86,16	85,80	
		4 h	2,41	0,07	2,33	2,50	2,42	83,56	1,35	82,03	85,12	83,75	
		8 h	2,38	0,04	2,33	2,42	2,40	82,57	2,01	80,62	85,51	81,60	
		1 d	2,32	0,05	2,25	2,38	2,34	80,32	2,33	76,95	82,69	80,02	
		7 d	2,22	0,03	2,19	2,25	2,21	76,90	1,69	74,24	78,39	77,51	
	21 d	2,08	0,03	2,05	2,12	2,08	72,04	1,23	70,85	73,50	71,78		
	100	0 h	3,38	0,03	3,33	3,40	3,38	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	
		1 h	3,08	0,02	3,05	3,10	3,09	91,24	1,03	90,26	92,98	90,97	
		2 h	2,92	0,05	2,86	2,98	2,90	86,49	1,94	84,62	89,08	85,80	
		4 h	2,92	0,02	2,89	2,95	2,92	86,54	1,17	85,00	88,18	86,39	
		8 h	2,76	0,04	2,72	2,80	2,76	81,76	1,54	80,00	83,98	81,66	
		1 d	2,71	0,01	2,70	2,71	2,71	80,11	0,57	79,41	80,98	80,05	
7 d		2,66	0,02	2,64	2,69	2,65	78,85	0,69	78,11	79,48	79,12		
21 d	2,60	0,01	2,59	2,62	2,60	77,04	0,47	76,63	77,68	76,76			
RMO	50	0 h	2,54	0,06	2,48	2,60	2,55	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00	
		1 h	2,30	0,01	2,29	2,32	2,30	90,58	1,70	88,85	92,70	90,20	
		2 h	2,23	0,03	2,20	2,28	2,23	87,85	2,97	84,62	91,57	87,45	
		4 h	2,19	0,02	2,16	2,21	2,20	86,04	2,71	83,08	88,98	86,27	
		8 h	2,11	0,06	2,04	2,18	2,10	83,10	2,75	78,46	85,49	84,34	
		1 d	2,07	0,02	2,05	2,10	2,07	81,45	1,54	80,00	83,46	80,68	
		7 d	1,99	0,02	1,97	2,01	1,99	78,26	1,80	75,77	80,08	78,04	

Ketten- anbieter	Vordeh- nung [%]	Inkubations- dauer [h]	Kraft [N]					Relative Kraft [%]				
			MW	SD	Min	Max	Median	MW	SD	Min	Max	Median
		21 d	1,91	0,02	1,88	1,94	1,91	75,24	2,24	72,31	77,91	74,90
	100	0 h	3,08	0,04	3,04	3,12	3,10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
		1 h	2,75	0,03	2,71	2,78	2,75	89,30	0,73	88,39	90,32	89,14
		2 h	2,64	0,02	2,62	2,66	2,64	85,71	0,58	85,06	86,34	85,81
		4 h	2,61	0,02	2,59	2,64	2,61	84,70	1,30	83,24	86,68	84,19
		8 h	2,53	0,02	2,51	2,56	2,52	82,00	1,07	80,77	83,22	82,44
		1 d	2,47	0,01	2,46	2,48	2,47	80,12	1,07	79,35	81,58	79,36
		7 d	2,37	0,02	2,35	2,40	2,36	76,87	1,35	75,81	78,95	76,13
		21 d	2,34	0,01	2,32	2,35	2,35	75,91	0,79	75,16	77,04	75,81

8.1.4 Deskriptive Statistik – Vordehnungen zusammengefasst

Deskriptive Statistik der relativen Zugkräfte der orthodontischen Ketten über die Zeit in den Medien Luft, Wasser und Speichel. Alle vier Kettenanbieter im Vergleich. Stückzahl n=10 bzw. 5. MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; Min, Minimum; Max= Maximum; AO, American Orthodontics. RMO, Rocky Mountain Orthodontics.

Medium	Kettenanbieter	Vordehnung	Inkubationsdauer	Relative Kraft [%]					
				N	MW	SD	Min	Max	Median
Speichel	AO	50+100	0 h	10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
			1 h	10	64,50	2,22	61,39	68,43	64,78
			2 h	10	60,23	1,95	58,04	64,44	59,62
			4 h	10	57,08	2,34	53,88	60,25	56,23
			8 h	10	52,39	1,47	49,78	54,52	52,54
			1 d	10	47,37	1,25	44,83	48,86	47,43
			7 d	10	38,33	0,99	37,40	40,00	38,01
			21 d	10	35,30	1,29	33,81	37,72	35,21
			0 h	10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
			1 h	10	61,96	4,19	56,17	67,98	62,08
	2 h	10	59,49	4,76	52,92	64,91	60,04		
	4 h	10	55,59	3,24	50,94	59,65	55,70		
	8 h	10	50,15	3,12	45,67	54,11	50,32		
	1 d	10	44,89	3,20	39,40	48,92	44,92		
	7 d	10	38,77	1,26	36,71	40,94	38,60		
	21 d	10	35,73	1,01	33,87	36,89	35,94		
	0 h	5	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00		
	1 h	5	83,74	1,00	82,67	85,15	83,43		
	2 h	5	81,66	0,57	80,75	82,18	81,67		
	4 h	5	79,80	0,86	78,62	80,53	80,33		
	8 h	5	77,94	1,35	75,83	79,33	77,89		
	1 d	5	76,02	0,59	75,27	76,82	75,91		
	7 d	5	73,38	1,29	71,36	74,83	73,60		
	21 d	5	69,74	1,14	67,85	70,67	69,87		
	0 h	5	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00		
	1 h	5	87,89	1,48	85,58	89,68	88,16		
	2 h	5	86,48	1,65	83,74	88,16	86,73		
	4 h	5	85,12	1,38	83,44	86,69	85,36		
	8 h	5	82,64	2,80	80,27	86,64	81,48		
	1 d	5	80,54	1,67	79,01	82,93	79,70		
	7 d	5	77,63	1,18	76,23	79,26	77,57		
	21 d	5	75,42	2,17	72,70	78,65	75,00		
	0 h	10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00		
	1 h	10	85,87	2,14	83,71	90,27	85,28		
	2 h	10	84,88	1,74	82,32	87,11	84,96		
	4 h	10	82,90	1,90	80,67	86,40	82,43		
8 h	10	81,34	1,56	79,55	84,23	81,23			
1 d	10	78,70	1,08	76,70	79,88	78,81			
7 d	10	75,85	1,39	73,23	78,07	76,08			
21 d	10	72,45	2,51	68,03	75,84	71,96			
Destilliertes Wasser	AO	50+100	0 h	10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
			1 h	10	64,33	3,15	57,57	68,78	64,58
			2 h	10	60,41	3,30	55,87	65,43	60,52
			4 h	10	55,98	4,92	50,82	62,72	53,24
			8 h	10	50,00	2,11	46,48	53,09	49,95
			1 d	10	43,13	1,63	40,14	45,19	43,35
			7 d	10	38,43	1,72	36,47	40,99	38,33
			21 d	10	33,73	1,57	31,59	36,34	33,88
			0 h	10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
			1 h	10	61,47	5,14	55,63	68,56	60,64
	2 h	10	58,43	3,62	53,64	63,00	58,37		
	4 h	10	55,82	1,79	53,75	57,89	55,98		
	8 h	10	49,02	2,33	46,03	51,54	49,14		
	1 d	10	42,39	2,32	39,60	45,78	42,55		

Medium	Kettenanbieter	Vordehnung	Inkubationsdauer	Relative Kraft [%]								
				N	MW	SD	Min	Max	Median			
			7 d	10	38,19	2,06	35,06	40,61	38,27			
			21 d	10	35,47	0,94	34,09	36,89	35,36			
	Ormco	50+100	0 h	10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00			
			1 h	10	84,04	2,10	80,99	87,02	83,95			
			2 h	10	82,38	2,02	80,12	86,71	82,19			
			4 h	10	81,29	2,35	78,52	87,01	80,57			
			8 h	10	79,71	1,51	77,85	82,92	79,44			
			1 d	10	77,28	1,25	75,51	79,36	77,16			
			7 d	10	75,50	1,45	73,90	78,65	75,27			
	RMO	50+100	21 d	10	72,55	2,68	69,13	77,34	72,61			
			0 h	10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00			
			1 h	10	85,88	1,97	82,64	88,33	86,02			
			2 h	10	84,30	1,85	81,35	87,25	84,40			
			4 h	10	83,23	2,10	79,93	86,20	82,67			
			8 h	10	81,76	1,83	78,07	84,18	82,01			
			1 d	10	79,04	1,58	76,58	81,67	79,16			
			7 d	10	76,83	1,73	74,35	79,12	76,84			
			21 d	10	73,03	2,23	69,14	77,10	73,23			
Luft	AO	50+100	0 h	10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00			
			1 h	10	80,33	2,64	74,37	85,10	80,32			
			2 h	10	76,13	2,32	73,18	80,21	76,29			
			4 h	10	72,60	1,01	71,38	74,39	72,20			
			8 h	10	67,00	3,85	62,07	72,02	67,44			
			1 d	10	61,72	2,72	57,77	65,14	62,36			
			7 d	10	54,21	2,60	50,34	56,67	55,82			
			21 d	10	48,68	1,72	46,05	52,19	48,74			
				Forestadent	50	0 h	5	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
						1 h	5	81,96	1,02	80,53	83,08	81,74
						2 h	5	78,40	1,50	76,77	80,78	77,88
						4 h	5	74,95	1,49	73,04	76,47	75,22
						8 h	5	73,72	3,02	70,29	78,54	73,30
						1 d	5	67,35	0,60	66,52	68,14	67,42
		7 d	5			56,38	2,16	54,17	59,30	55,75		
				21 d	5	46,26	1,46	44,35	47,51	47,07		
			100	0 h	5	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00		
		1 h		5	76,32	1,06	75,14	77,42	76,67			
		2 h		5	73,16	1,27	71,26	74,52	73,55			
		4 h		5	67,94	0,79	66,77	68,71	67,81			
		8 h		5	60,67	1,50	58,39	62,58	60,73			
		1 d		5	54,20	0,63	53,23	54,92	54,22			
		7 d		5	46,85	0,39	46,45	47,42	46,83			
				21 d	5	44,11	1,07	42,58	45,54	44,09		
		Ormco	50+100	0 h	10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00		
				1 h	10	90,19	1,63	87,39	92,98	90,57		
				2 h	10	85,90	1,62	83,39	89,08	85,80		
				4 h	10	85,05	1,97	82,03	88,18	85,06		
				8 h	10	82,16	1,74	80,00	85,51	81,63		
				1 d	10	80,21	1,60	76,95	82,69	80,03		
				7 d	10	77,88	1,59	74,24	79,48	78,11		
				21 d	10	74,54	2,78	70,85	77,68	75,06		
		RMO	50+100	0 h	10	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00		
	1 h			10	89,94	1,40	88,39	92,70	89,43			
	2 h			10	86,78	2,31	84,62	91,57	86,00			
	4 h			10	85,37	2,12	83,08	88,98	84,70			
	8 h			10	82,55	2,05	78,46	85,49	82,72			
	1 d			10	80,79	1,43	79,35	83,46	80,54			
	7 d			10	77,56	1,67	75,77	80,08	77,50			
			21 d	10	75,57	1,62	72,31	77,91	75,51			

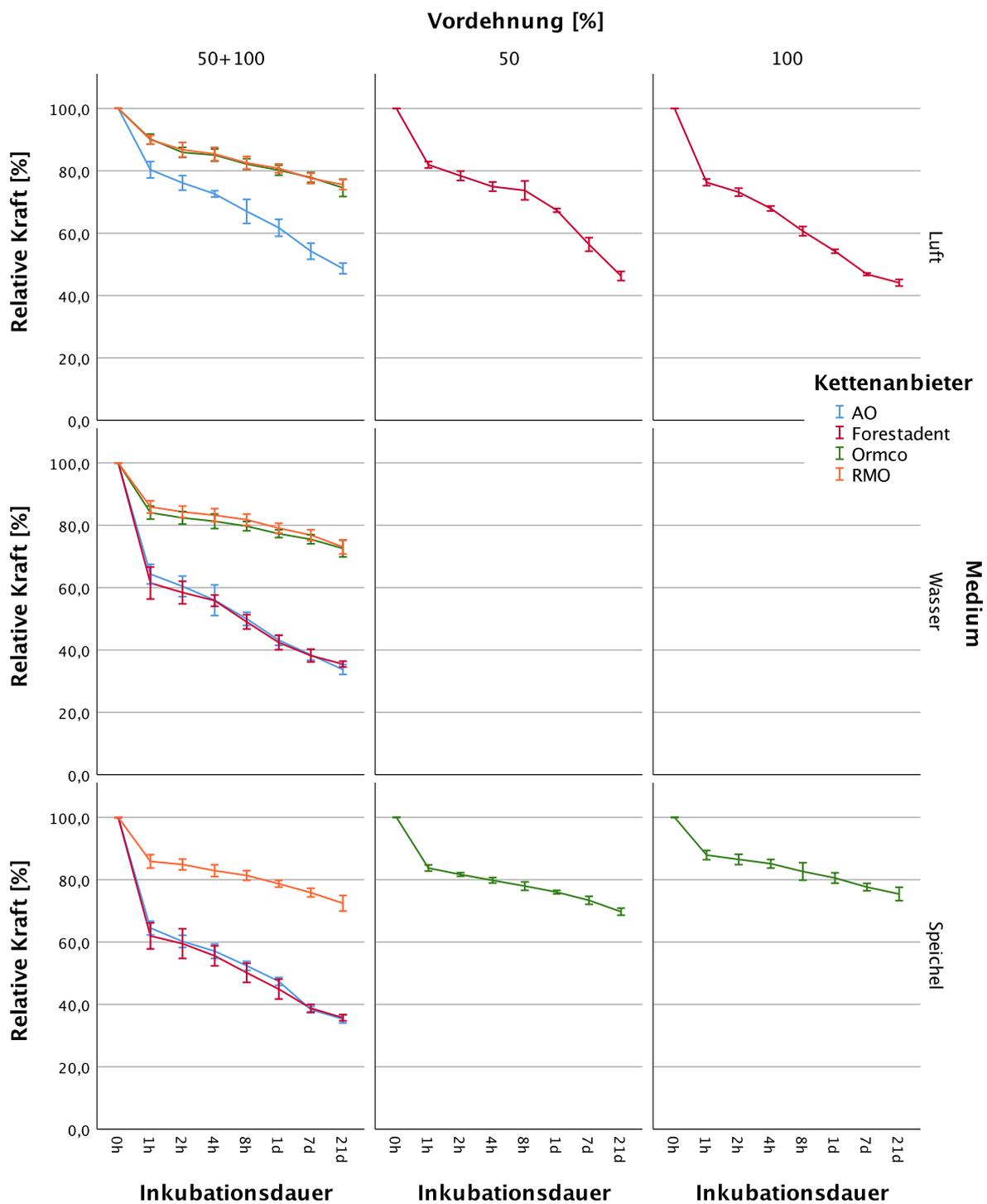


Abbildung 8.1. Vergleich der relativen Kraftabnahme der orthodontischen Ketten über die Zeit in den Medien Luft, Wasser, Speichel bei 50% (Mitte), 100% (rechts) und bei zusammen gelegten Kettenvordehnungen 50% + 100% (links). Mittelwerte und Standardabweichungen der in Tabelle 3.5 angegebenen Wertepaare. Alle vier Kettenanbieter im Vergleich. (AO, American Orthodontics; RMO; Rocky Mountain Orthodontics).

8.1.5 Deskriptive Statistik – Wässrige Medien

Deskriptive Statistik der absoluten und relativen Zugkräfte der orthodontischen Ketten über die Zeit in den Medien Wasser und Speichel (American Orthodontics, Forestadent, RMO) bzw. Wasser und Speichel bei 50% Vordehnung (Ormco). Alle vier Kettenanbieter im Vergleich. Stückzahl n=20 bzw. 15. MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; Min, Minimum; Max, Maximum.

Kettenanbieter	Inkubationsdauer	N	Kraft [N]					Relative Kraft [%]				
			MW	SD	Min	Max	Median	MW	SD	Min	Max	Median
American Orthodontics	0h	20	3,91	0,24	3,61	4,36	3,86	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
	1h	20	2,52	0,17	2,29	2,90	2,51	64,42	2,65	57,57	68,78	64,68
	2h	20	2,36	0,19	2,12	2,65	2,33	60,32	2,64	55,87	65,43	59,87
	4h	20	2,21	0,24	1,87	2,54	2,19	56,53	3,79	50,82	62,72	55,79
	8h	20	2,00	0,14	1,77	2,18	2,01	51,19	2,16	46,48	54,52	51,55
	1d	20	1,77	0,14	1,54	2,02	1,77	45,25	2,60	40,14	48,86	45,04
	7d	20	1,50	0,07	1,39	1,59	1,48	38,38	1,37	36,47	40,99	38,06
	21d	20	1,35	0,10	1,21	1,52	1,36	34,51	1,62	31,59	37,72	34,46
Forestadent	0h	20	2,66	0,38	2,25	3,14	2,64	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
	1h	20	1,62	0,13	1,43	1,81	1,63	61,71	4,57	55,63	68,56	62,08
	2h	20	1,55	0,12	1,38	1,74	1,55	58,96	4,15	52,92	64,91	59,32
	4h	20	1,47	0,15	1,29	1,67	1,47	55,70	2,55	50,94	59,65	55,82
	8h	20	1,31	0,12	1,14	1,46	1,32	49,58	2,74	45,67	54,11	49,81
	1d	20	1,15	0,13	0,99	1,38	1,15	43,64	3,01	39,40	48,92	43,70
	7d	20	1,02	0,12	0,88	1,21	1,01	38,48	1,69	35,06	40,94	38,60
	21d	20	0,94	0,12	0,82	1,08	0,95	35,60	0,96	33,87	36,89	35,84
Ormco	0h	15	3,09	0,21	2,81	3,42	3,02	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
	1h	15	2,59	0,14	2,44	2,82	2,52	83,94	1,77	80,99	87,02	83,43
	2h	15	2,54	0,18	2,36	2,87	2,45	82,14	1,68	80,12	86,71	81,98
	4h	15	2,50	0,20	2,32	2,88	2,39	80,79	2,07	78,52	87,01	80,35
	8h	15	2,45	0,16	2,29	2,69	2,35	79,12	1,65	75,83	82,92	78,89
	1d	15	2,38	0,16	2,22	2,62	2,29	76,86	1,22	75,27	79,36	76,63
	7d	15	2,31	0,15	2,16	2,54	2,22	74,80	1,70	71,36	78,65	74,50
	21d	15	2,22	0,21	2,03	2,56	2,11	71,61	2,62	67,85	77,34	70,67
Rocky Mountain Orthodontics	0h	20	2,83	0,21	2,51	3,11	2,83	100,00	0,00	100,00	100,00	100,00
	1h	20	2,43	0,19	2,21	2,69	2,41	85,88	2,00	82,64	90,27	85,46
	2h	20	2,39	0,19	2,19	2,66	2,37	84,59	1,77	81,35	87,25	84,48
	4h	20	2,35	0,19	2,13	2,59	2,35	83,07	1,96	79,93	86,40	82,54
	8h	20	2,31	0,19	2,08	2,52	2,33	81,55	1,67	78,07	84,23	81,41
	1d	20	2,23	0,16	2,05	2,43	2,24	78,87	1,33	76,58	81,67	79,08
	7d	20	2,16	0,17	1,96	2,35	2,15	76,34	1,61	73,23	79,12	76,18
	21d	20	2,06	0,20	1,83	2,29	2,07	72,74	2,33	68,03	77,10	73,07

8.2 Klinische Simulation

8.2.1 Deskriptive Statistik – Konfiguration 1 (B-O-B-O-B-O-B)

Deskriptive Statistik der Kräfte der orthodontischen Ketten beim Lückenschluss. Dargestellt sind die Kräfte der Ketten aller Anbieter der Konfiguration 1 ohne und mit Steg. Stückzahl n=4. MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; Min, Minimum; Max, Maximum.

Anbieter	Lücke [mm]	Absolute Kraft [N]									
		Ohne Steg					Mit Steg				
		MW	SD	Min	Max	Median	MW	SD	Min	Max	Median
American Orthodontics	8	7,23	0,28	6,88	7,67	7,19	5,00	0,56	4,42	5,58	5,00
	6	6,09	0,41	5,57	6,70	6,05	4,10	0,62	3,39	4,74	4,14
	4	5,17	0,63	4,32	5,98	5,19	3,08	0,59	2,33	3,72	3,14
	2	3,52	0,38	3,01	4,09	3,49	1,87	0,57	1,14	2,51	1,92
	0,5	1,92	0,35	1,42	2,41	1,92	0,49	0,39	0,09	1,04	0,41
Forestadent	8	6,09	0,34	5,51	6,38	6,24	3,93	0,27	3,52	4,18	4,01
	6	4,90	0,38	4,27	5,26	5,03	2,97	0,27	2,52	3,24	3,06
	4	3,64	0,26	3,24	3,94	3,70	2,12	0,25	1,72	2,39	2,19
	2	2,45	0,15	2,24	2,64	2,47	1,17	0,28	0,76	1,50	1,20
	0,5	1,21	0,11	1,06	1,37	1,20	0,26	0,19	0,10	0,57	0,19
Rocky Mountain Orthodontics	8	5,63	0,20	5,43	5,90	5,59	2,86	0,44	2,25	3,48	2,86
	6	4,38	0,21	4,08	4,66	4,40	2,26	0,29	1,83	2,64	2,28
	4	3,34	0,15	3,10	3,52	3,37	1,65	0,22	1,31	1,88	1,71
	2	2,36	0,10	2,20	2,47	2,39	0,70	0,20	0,43	0,90	0,74
	0,5	1,22	0,06	1,13	1,29	1,23	0,12	0,02	0,11	0,15	0,12
Ormco	8	5,87	0,45	5,22	6,33	5,97	3,80	0,28	3,37	4,11	3,85
	6	4,64	0,34	4,17	4,98	4,69	2,99	0,20	2,67	3,18	3,05
	4	3,60	0,21	3,30	3,80	3,65	2,26	0,12	2,08	2,39	2,29
	2	2,56	0,20	2,24	2,72	2,65	1,49	0,10	1,31	1,55	1,55
	0,5	1,42	0,17	1,15	1,59	1,47	0,49	0,19	0,24	0,78	0,46

8.2.2 Deskriptive Statistik – Konfiguration 2 (B-O-B-B-O-B)

Deskriptive Statistik der Kräfte der orthodontischen Ketten beim Lückenschluss. Dargestellt sind die Kräfte der Ketten aller Anbieter der Konfiguration 2 ohne und mit Steg. Stückzahl n=4. MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; Min, Minimum; Max, Maximum.

Anbieter	Lücke [mm]	Absolute Kraft [N]									
		Ohne Steg					Mit Steg				
		MW	SD	Min	Max	Median	MW	SD	Min	Max	Median
American Orthodontics	8	15,42	1,17	13,87	16,63	15,60	11,38	0,20	11,17	11,61	11,37
	6	12,09	1,73	9,28	13,63	12,72	9,85	0,16	9,75	10,13	9,77
	4	9,43	1,73	6,58	10,92	10,10	7,94	0,26	7,73	8,39	7,83
	2	6,38	1,21	4,37	7,52	6,81	5,88	0,32	5,47	6,36	5,85
	0,5	3,67	2,08	0,06	4,92	4,85	3,94	0,26	3,60	4,32	3,92
Forestadent	8	11,61	1,27	10,14	13,09	11,61	10,15	0,22	9,94	10,51	10,07
	6	8,32	1,92	6,38	10,48	8,21	8,04	0,26	7,62	8,30	8,11
	4	5,84	1,70	4,09	7,81	5,73	5,89	0,34	5,41	6,27	5,94
	2	3,72	1,03	2,64	4,98	3,62	3,96	0,36	3,55	4,44	3,93
	0,5	2,29	0,73	1,66	3,45	2,02	2,46	0,47	1,99	3,24	2,30
Rocky Mountain Orthodontics	8	12,74	0,40	12,17	13,16	12,81	7,93	0,20	7,66	8,13	7,96
	6	10,54	0,41	9,90	10,96	10,66	6,37	0,30	5,95	6,68	6,43
	4	8,46	0,49	7,62	8,87	8,67	4,75	0,31	4,35	5,07	4,79
	2	5,85	0,50	5,20	6,38	5,91	3,21	0,17	2,98	3,39	3,23
	0,5	3,30	0,17	3,12	3,57	3,25	2,06	0,14	1,91	2,21	2,06
Ormco	8	12,99	0,25	12,61	13,28	13,03	10,31	0,46	9,63	10,83	10,38
	6	10,88	0,23	10,51	11,15	10,93	8,56	0,40	7,99	8,98	8,63
	4	8,93	0,23	8,54	9,12	9,04	6,60	0,33	6,08	6,90	6,72
	2	6,74	0,34	6,27	7,18	6,76	4,50	0,23	4,15	4,75	4,56
	0,5	4,23	0,33	3,72	4,61	4,30	2,82	0,12	2,69	3,00	2,80

8.2.3 Deskriptive Statistik – Konfiguration 3 (B-B-O-B-B)

Deskriptive Statistik der Kräfte der orthodontischen Ketten beim Lückenschluss. Dargestellt sind die Kräfte der Ketten aller Anbieter der Konfiguration 3 ohne und mit Steg. Stückzahl n=4. MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; Min, Minimum; Max, Maximum.

Anbieter	Lücke [mm]	Absolute Kraft [N]									
		Ohne Steg					Mit Steg				
		MW	SD	Min	Max	Median	MW	SD	Min	Max	Median
American Orthodontics	8	8,21	0,16	8,02	8,41	8,20	6,00	0,05	5,93	6,05	6,02
	6	6,95	0,19	6,75	7,25	6,90	5,01	0,06	4,94	5,09	5,01
	4	5,68	0,21	5,39	5,98	5,68	3,93	0,08	3,83	4,06	3,92
	2	4,26	0,15	4,05	4,46	4,28	2,60	0,19	2,37	2,84	2,59
	0,5	2,61	0,10	2,45	2,74	2,62	0,59	0,34	0,17	1,11	0,54
Forestadent	8	5,61	0,33	5,13	6,05	5,63	3,75	0,30	3,36	4,08	3,78
	6	4,58	0,24	4,25	4,93	4,57	2,96	0,23	2,68	3,20	2,99
	4	3,64	0,18	3,39	3,90	3,63	2,20	0,17	2,01	2,38	2,21
	2	2,68	0,11	2,51	2,80	2,71	1,38	0,15	1,22	1,56	1,37
	0,5	1,47	0,08	1,37	1,59	1,46	0,43	0,15	0,23	0,61	0,43
Rocky Mountain Orthodontics	8	5,84	0,30	5,46	6,25	5,83	3,18	0,10	3,05	3,33	3,18
	6	4,82	0,36	4,34	5,18	4,88	2,49	0,13	2,37	2,70	2,45
	4	3,87	0,41	3,29	4,33	3,93	1,85	0,12	1,72	2,04	1,81
	2	2,80	0,28	2,42	3,11	2,83	0,92	0,12	0,73	1,07	0,95
	0,5	1,74	0,20	1,47	2,01	1,74	0,16	0,07	0,11	0,29	0,13
Ormco	8	5,91	0,41	5,41	6,45	5,88	4,13	0,41	3,68	4,77	4,04
	6	4,83	0,28	4,49	5,11	4,86	3,25	0,30	2,93	3,74	3,17
	4	3,89	0,14	3,70	4,10	3,88	2,49	0,17	2,26	2,74	2,49
	2	2,97	0,14	2,79	3,14	2,98	1,77	0,07	1,70	1,84	1,77
	0,5	1,97	0,18	1,73	2,18	1,99	0,91	0,13	0,73	1,10	0,91

8.2.4 Deskriptive Statistik – Konfiguration 4 (B-B-B-B)

Deskriptive Statistik der Kräfte der orthodontischen Ketten beim Lückenschluss. Dargestellt sind die Kräfte der Ketten aller Anbieter der Konfiguration 4 ohne und mit Steg. Stückzahl n=4. MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; Min, Minimum; Max, Maximum.

Anbieter	Lücke [mm]	Absolute Kraft [N]									
		Ohne Steg					Mit Steg				
		MW	SD	Min	Max	Median	MW	SD	Min	Max	Median
American Orthodontics	8	18,90	0,68	17,86	19,73	19,00	12,63	1,02	10,97	13,66	12,94
	6	14,80	0,78	13,64	15,82	14,86	10,13	1,14	8,30	11,18	10,52
	4	10,82	0,93	9,44	12,06	10,90	7,77	1,04	6,16	8,72	8,10
	2	7,27	0,67	6,29	8,19	7,31	5,64	0,75	4,47	6,31	5,88
	0,5	5,02	0,32	4,50	5,33	5,13	3,88	0,55	3,05	4,47	4,00
Forestadent	8	13,22	0,38	12,68	13,67	13,26	9,59	0,48	8,91	10,15	9,65
	6	10,78	0,27	10,45	11,11	10,78	7,78	0,44	7,08	8,25	7,90
	4	8,29	0,18	8,05	8,49	8,30	6,01	0,42	5,28	6,34	6,20
	2	5,94	0,19	5,66	6,16	5,97	4,31	0,35	3,70	4,53	4,50
	0,5	4,02	0,02	3,99	4,05	4,02	2,84	0,23	2,45	3,01	2,96
Rocky Mountain Orthodontics	8	13,07	0,29	12,74	13,54	13,00	7,92	0,57	7,09	8,48	8,05
	6	11,02	0,20	10,82	11,34	10,95	6,30	0,66	5,35	6,93	6,45
	4	8,93	0,14	8,71	9,09	8,95	4,77	0,68	3,81	5,57	4,85
	2	6,64	0,25	6,31	7,01	6,61	3,41	0,49	2,74	4,00	3,45
	0,5	4,65	0,22	4,40	4,99	4,61	2,34	0,29	1,97	2,74	2,33
Ormco	8	14,07	0,19	13,80	14,26	14,10	10,48	0,54	9,56	10,93	10,72
	6	11,95	0,15	11,69	12,09	12,01	8,78	0,56	7,83	9,20	9,05
	4	9,88	0,19	9,57	10,05	9,95	7,10	0,58	6,12	7,65	7,31
	2	7,59	0,23	7,34	7,88	7,57	5,25	0,59	4,35	5,80	5,42
	0,5	5,53	0,16	5,26	5,66	5,59	3,62	0,38	3,05	4,03	3,71

9 Literaturverzeichnis

Andreasen GF, Bishara S (1971). Comparison of elastik chains of elastics involved with intra-arch molar-to-molar forces. *Am J Orthod*; 60(2):200-1.

Balhoff DA, Shuldberg M, Hagan JL, Ballard RW, Armbruster PC (2011). Force decay of elastomeric chains - a mechanical design and product comparison study. *J Orthod*; 38(1):40-7.

Baratieri C, Mattos CT, Alves M, Jr., Lau TC, Nojima LI, de Souza MM, Araujo MT, Nojima Mda C (2012). In situ evaluation of orthodontic elastomeric chains. *Braz Dent J*; 23(4):394-8.

Baty DL, Storie DJ, von Fraunhofer JA (1994). Synthetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 105(6):536-42.

Billmeyer FW (1984). *Textbook of Polymer Science*. 3rd ed. New York: Wiley.

Buchmann N, Senn C, Ball J, Brauchli L (2012). Influence of initial strain on the force decay of currently available elastic chains over time. *Angle Orthod*; 82(3):529-35.

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B (2005). The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res*; 84(5):428-33.

De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R (1985). Force degradation of orthodontic elastomeric chains--a product comparison study. *Am J Orthod*; 87(5):377-84.

Dittmer MP, Demling AP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P, Schwestka-Polly R (2010). Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. *J Orofac Orthop*; 71(5):330-8.

Domininghaus A, Elsner P, Eyerer P, Hirth T (2012). *Kunststoffe - Eigenschaften und Anwendungen*. 8., neu bearbeitete und erweiterte Auflage. Heidelberg: Springer.

Eliades T, Eliades G, Watts DC (1999). Structural conformation of in vitro and in vivo aged orthodontic elastomeric modules. *Eur J Orthod*; 21(6):649-58.

Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC (2004). Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. *Eur J Orthod*; 26(2):157-62.

Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC (2005). In vitro degradation of polyurethane orthodontic elastomeric modules. *J Oral Rehabil*; 32(1):72-7.

- Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li Q (2009). Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 135(2):174-81.
- Hershey HG, Reynolds WG (1975). The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am J Orthod*; 67(5):554-62.
- Huget EF, Patrick KS, Nunez LJ (1990). Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J Dent Res*; 69(2):496-501.
- Josell SD, Leiss JB, Rekow ED (1997). Force degradation in elastomeric chains. *Semin Orthod*; 3(3):189-97.
- Koltzenburg S, Maskos M, Nuyken O (2013). *Polymere : Synthese, Eigenschaften und Anwendungen*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Larrabee TM, Liu SS, Torres-Gorena A, Soto-Rojas A, Eckert GJ, Stewart KT (2012). The effects of varying alcohol concentrations commonly found in mouth rinses on the force decay of elastomeric chain. *Angle Orthod*; 82(5):894-9.
- Lu TC, Wang WN, Tarng TH, Chen JW (1993). Force decay of elastomeric chain--a serial study. Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 104(4):373-7.
- Masoud AI, Tsay TP, BeGole E, Bedran-Russo AK (2014). Force decay evaluation of thermoplastic and thermoset elastomeric chains: A mechanical design comparison. *Angle Orthod*; 84(6):1026-33.
- Mayberry D, Allen R, Close J, Kinney DA (1996). Effects of disinfection procedures on elastomeric ligatures. *J Clin Orthod*; 30(1):49-51.
- Melsen B (2001). Tissue reaction to orthodontic tooth movement--a new paradigm. *Eur J Orthod*; 23(6):671-81.
- Mezomo M, de Lima ES, de Menezes LM, Weissheimer A, Allgayer S (2011). Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod*; 81(2):292-7.
- Mirhashemi A, Saffarshahroudi A, Sodagar A, Atai M (2012). Force-degradation pattern of six different orthodontic elastomeric chains. *J Dent (Tehran)*; 9(4):204-15.
- Nightingale C, Jones SP (2003). A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. *J Orthod*; 30(3):229-36.
- Reitan K (1960). Tissue behaviour during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod*; 46(12):881-900.

Ren Y, Maltha JC, Van 't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM (2004). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 125(1):71-7.

Suri S, Utreja A (2003). Management of a hyperdivergent Class III malocclusion, maxillary midline diastema, and infected mandibular incisors in a young adult. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 124(6):725-34.

Weissheimer A, Locks A, de Menezes LM, Borgatto AF, Derech CD (2013). In vitro evaluation of force degradation of elastomeric chains used in orthodontics. *Dental Press J Orthod*; 18(1):55-62.

Weltman B, Vig KW, Fields HW, Shanker S, Kaizar EE (2010). Root resorption associated with orthodontic tooth movement: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 137(4):462-76; discussion 12A.

Wichelhaus A (2013). Kieferorthopädie - Therapie Band 1: Grundlegende Behandlungskonzepte. [Farbatlant der Zahnmedizin 1. Aufl. Stuttgart, New York: Thieme.

Wong AK (1976). Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod*; 46(2):196-205.

10 Danksagung

Mein Dank gilt Frau Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus für die freundliche Überlassung des Dissertationsthemas und die Möglichkeit, in Ihrer Abteilung für Kieferorthopädie an der Ludwig-Maximilian-Universität München zu promovieren und Kieferorthopädie zu lernen.

Ich möchte mich insbesondere bei Herrn Dr. rer. nat. Sebastian Stapfner bedanken, für die zahlreiche Unterstützung bei den Versuchsaufbauten sowie seinen Anregungen und Tipps.

An dieser Stelle danke ich auch Herrn Dr. rer. nat. Uwe Baumert für die Betreuung und Hilfestellung bezüglich der statistischen Auswertung.

Abschließend bin ich meinen Eltern und Christine Huber, die mich auf meinem Lebensweg unermüdlich unterstützt und begleitet haben, zu Dankbarkeit verbunden. Vor allem während der Arbeit erhielt ich uneingeschränkte, liebevolle und vielseitige Unterstützung.

Eidesstattliche Versicherung

Keller, Alexander

Name, Vorname

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

Charakterisierung von orthodontischen Ketten und Einfluss von Form und Zusammensetzung

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

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

München, 26.07.2019

A. Keller

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand