

**Experimenteller Vergleich von Folienmaterial für die
Herstellung von kieferorthopädischen Alignern nach
einer
DIN-Ringversuchsvorschrift**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Mejgan Lamha geb. Seddiqzai

aus Bochum

2020

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. Stefan Lossdörfer

Tag der mündlichen Prüfung: 27.10.2020

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark
- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -
Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Gewidmet
meinen wunderbaren Kindern
Noah und Ilyan.
Mama liebt Euch über alles.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung.....	8
1.1 Mechanische Grundlagen der Zahnbewegung.....	12
1.2 Biologische Grundlagen der Zahnbewegung.....	14
1.3 Aligner in der Kieferorthopädie.....	16
1.4 Chemische Zusammensetzung und Eigenschaften zu thermoplastischen Alignermaterialien.....	20
2. Fragestellungen und Ziele	22
3. Material und Methode	23
3.1 Material.....	23
3.1.1 Probenübersicht.....	23
3.2 Methode	25
3.2.1 Probenherstellung	25
3.2.2 Messaufbau und Messparameter	28
3.3 Versuchsdurchführung der Prüfvorschriften.....	29
3.3.1 Untersuchung der ersten Prüfvorschrift mit dem OMSS (Orthodontisches Mess- und Simulations-System).....	29
3.3.2 Untersuchung der zweiten Prüfvorschrift mit der Zwick ZMART PRO [®]	31
3.4 Statistische Auswertung.....	33
4. Ergebnisse	35
4.1 Ergebnisse der Messung der tatsächlichen Folienstärken	35
4.2 Ergebnisse des Dreipunktbiegeversuchs (erster Versuchsdurchlauf).....	36
4.2.1 Ergebnisse des Ringversuchs.....	46
4.3 Ergebnisse des Relaxationsversuchs (zweiter Versuchsdurchlauf).....	48

4.3.1	Ergebnisse des Ringversuchs.....	49
4.3.2	Ergebnisse der Folienstärken 0,5 mm	52
4.3.3	Ergebnisse der Folienstärken 1,0 mm	56
5.	Diskussion.....	61
5.1	Diskussion der eigenen Ergebnisse und Vergleich mit der Literatur	61
5.2	Diskussion von Material & Methodik	68
5.2.1	Diskussion der Messmethode	68
5.2.2	Diskussion der verwendeten Materialien und deren Vorbereitung.....	69
5.3	Klinische Schlussfolgerungen.....	70
6.	Zusammenfassung	72
7.	Tabellenanhang	74
8.	Abbildungsverzeichnis	78
9.	Tabellenverzeichnis.....	82
10.	Literaturverzeichnis	84
11.	Danksagung.....	88

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
°C	Celsius (Maßeinheit)
cm	Zentimeter (Längeneinheit)
DIN	Deutsches Institut für Normierung e. V.
Fa.	Firma
min	Minute(n) (Zeiteinheit)
mm	Millimeter (Längeneinheit)
N	Newton (Maßeinheit)
OMSS	Orthodontisches Mess- und Simulations-System
PDL	Periodontales Ligament
PET	Polyethylenterephthalat
PET-G	Glykol modifiziertes Polyethylenterephthalat
Std	Stunde(n) (Zeiteinheit)

1. Einleitung

Als Teilgebiet der Zahnmedizin befasst sich die Kieferorthopädie mit der Vorsorge, Feststellung und Therapie von Zahn- und Kieferfehlstellungen. Die damit einhergehenden Fehlfunktionen aber auch ästhetisch-störenden Makel werden durch unterschiedlichste Techniken behandelt, indem durch kieferorthopädische Apparaturen kontrollierte Bewegungen ausgeführt werden. Nach Einteilung in die Angle-Klassifikationen werden diese Anomalien durch festsitzende oder herausnehmbare Apparaturen therapiert.



Abb.1: Festsitzende Versorgung von Ober- und Unterkiefer mit einer Ribbon-Arch-Apparatur. Diese besteht aus auf Edelstahlringen aufgelöteten Brackets, die um die einzelnen Zähne gelegt werden. Der Bogen wird über Gummiligaturen gesichert (modifiziert nach Tai, 2019).

In der Kieferorthopädie wurde Anfang des 20. Jahrhunderts die Festsitzende Versorgung in Form von Ribbon-Arch-Apparaturen eingeführt. Ursprünglich wurden hierzu Goldbänder um die einzelnen Zähne gelegt, auf denen zuvor Brackets aufgelötet wurden. Über Drahtligaturen und Stifte wurde der Bogen dann gesichert. Ab 1950 wurden die Goldbänder durch Edelstahlbänder ersetzt (siehe Abbildung 1).

Die Adhäsivtechnik machte einen Umschwung auf die klassische Multiband-Behandlung möglich, indem die Brackets aus Edelstahl (Abbildung 2) direkt auf den Zahn geklebt wer-

den konnten. Später wurden außerdem Brackets aus Keramik hergestellt, um die Erscheinung der Multibandapparatur zu optimieren, dies kann man in Abbildung 3 sehen (Tai, S. 2019).



Abb. 2: Klassische Multiband-Apparatur im Ober- und Unterkiefer mit adhäsiv befestigten Edelstahlbrackets und Drahtligaturen. Auf allen seitlichen Schneidezähnen sind die Brackets mit Haken zur Aufnahme von Gummizügen ausgestattet (modifiziert nach Tai, 2019).



Abb. 3: Versorgung von Ober- und Unterkiefer mit einer Multiband-Apparatur durch adhäsiv befestigte Keramikbrackets und Gummiligaturen zur Sicherung des Bogens in der Front. Diese sind zahnfarben und wirken ästhetisch weniger störender als Edelstahlbrackets (modifiziert nach Tai, 2019).

Da die klassische Multibandapparatur im Alltag gerade für erwachsene Patienten ästhetisch nicht zufriedenstellend ist, wurde 1973 von Dr. Craven aus den USA die erste unsichtbar-festsitzende Zahnspange entwickelt, die mittels im Labor konfektionierter Brackets auf die Innenseite der Zähne angebracht wurde (s. Abb. 4). Was zunächst als absolute Innovation galt, birgt jedoch durchaus Nachteile, die zum einen in der erhöhten Plaqueretention und der damit verbundenen erschwerten Hygiene liegen, zum anderen resultieren gerade am Anfang Sprachprobleme und Weichgewebsirritationen der Zunge. Zudem erfordert diese Technik nicht nur eine größere Kompetenz des Behandlers, sondern auch einen erhöhten Zeitaufwand zum intraoralen Anbringen der lingualseitigen Brackets. Durch den lingualen Ansatz der Brackets erhöht sich die Entfernung zum Widerstandszentrum, wodurch man bei gleicher Änderung des Torques im Bogen im Fall der Lingualtechnik deutlich verstärkte extrusiv und intrusiv wirkende Kräfte auf den Zahnbogen hat, als bei vestibulär befestigten Brackets (Kunert, 2012).

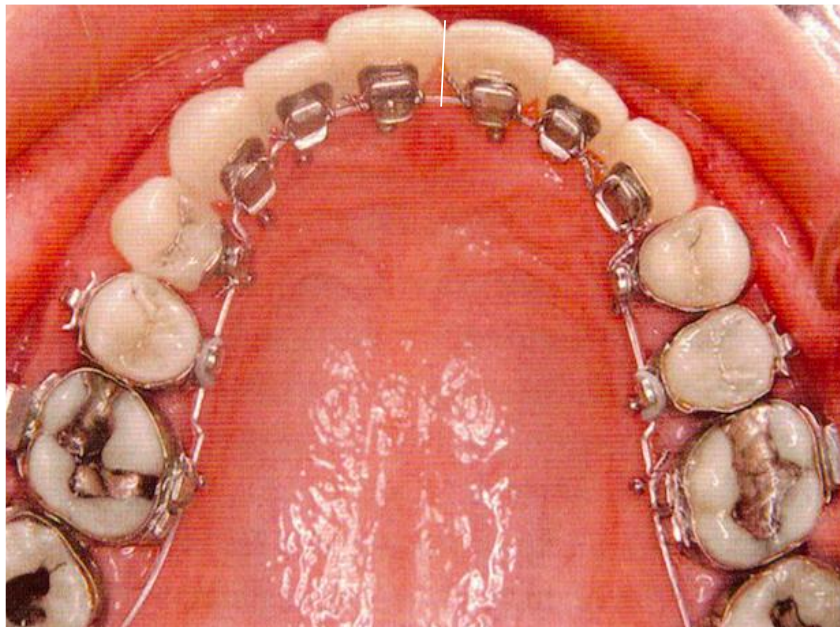


Abb. 4: Festsitzende Versorgung im Oberkiefer mit einer individuell angefertigten Lingualapparatur mit Drahtligaturen auf den Brackets zur Sicherung des Bogens und Einzelbändern auf den Zähnen 15-17 und 24-27 (Tai, 2019).

Mit der Behandlung durch transparente Aligner (s. Abb. 5) erfuh die Kieferorthopädie eine Innovation, die im Alltag kaum auffällt, und die bei Bedarf (zum Beispiel zur Nahrungsaufnahme) einfach herausgenommen werden kann. Zudem ist der hygienische Aspekt ein klarer Vorteil, da die meist auf PET-G-Kunststoff basierenden Schienen einfach zu reinigen sind. Dem Erfolg der Behandlung steht jedoch die akribische Mitarbeit des Anwenders gegenüber, der die Schienen selbstständig in einer Sequenz von ca. zwei Wochen regelmäßig wechseln und die Tragezeit von bis zu 22 Stunden am Tag einhalten muss. Somit ist die beständige Compliance des Patienten unumgänglich.



Abb. 5: Transparenter, nahezu unsichtbarer Aligner. Mit roten Pfeilen gekennzeichnet sind Attachments zur körperlichen Bewegung auf den Zähne 12-15, 22-25, 33-35 und 43-45 (modifiziert nach Tai, 2019).

Durch die Behandlung mit kieferorthopädischen Apparaturen zur therapeutischen Zahn-
bewegung entstehen physikalische Kräfte, die hauptsächlich auf den Zahn selbst wirken
und ihn belasten, sowie das umliegende Parodont durch Knochenauf- und abbauvor-
gänge beanspruchen. In den letzten 20 Jahren wurden verschiedene Untersuchungen
zum Thema Aligner durchgeführt, jedoch bleibt die Kraftausübung, die durch Aligner ge-
schieht, bis auf einige Abstracts nahezu unerforscht.

1.1 Mechanische Grundlagen der Zahnbewegung

„Sola dosis facit venenum“ - die Dosis macht das Gift, ein Zitat von Theophrastus Bombast von Hohenheim, genannt Paracelsus. Dies trifft auf alle Bereiche der Medizin zu und wenn man diesen Satz speziell in der Zahnmedizin auf die Kieferorthopädie spiegelt, ist die Kraft als Mittel zur Zahnstellungskorrektur für den Behandler von besonders hohem Stellenwert. Die für die kieferorthopädische Zahnbewegung optimale Kraftgröße kann auch definiert werden als Kraft, der die Blutgefäße im Desmodont gerade noch widerstehen können (Kwangchul, 2000). Jedoch herrscht in der Kieferorthopädie generell Uneinigkeit über die optimale Größe der anzuwendenden Kraft.

Kraft ist zunächst ein Begriff aus der Mechanik und spielt im Spezialgebiet der Biomechanik eine übergeordnete Rolle. Die Biomechanik beschreibt das Zusammenwirken von Anatomie, Physiologie und physikalischen Bewegungsabläufen in biologischen Systemen. Eine eindeutige Definition des Begriffs „Kraft“ in der Kieferorthopädie gibt es nicht, so kann es sich um die Größe der Kraft im physikalischen Sinn, oder auch für den im Gewebe auftretenden Druck nach Kraftanwendung handeln (Witt, 1966). Kräfte werden in der Kieferorthopädie nicht alleine durch kieferorthopädische Apparaturen ausgeübt, sondern können auch in Folge myofunktioneller Störungen ausgeübt werden, z.B. durch Zungen-, Kau- und Schluckmuskulatur.

Bei Ausübung einer Kraft auf einen starren Körper verändert sich dessen Position. Jedoch gibt es Unterschiede im Kraftangriffspunkt des Körpers. Ein wichtiger Terminus ist hier das Widerstandszentrum, das als Punkt definiert wird, an dem bei Kraftausübung eine reine Translation geschieht. Bei der Translation befindet sich das Rotationszentrum (Punkt um den ein starrer Körper rotiert, wenn ein Drehmoment auf ihn wirkt) des Zahnes im Unendlichen. Translation kann nur geschehen, wenn die Kraft am Widerstandszentrum im Bereich der Wurzel wirkt. Anatomisch ist es aber nicht möglich, Kräfte direkt an der Wurzel zu applizieren, da Kräfte nur im Bereich der Zahnkronen angebracht werden können (Smith und Burstone, 1984). Da Zähne durch das Parodont gestützt gelagerte Körper darstellen, ist das Widerstandszentrum am Ende des koronalen Drittels aufzufinden und ist nicht nur von Zahnform und Wurzelzahl abhängig, sondern auch vom Zustand des umliegenden Parodonts. Je schlechter der parodontale Zustand, desto mehr wandert das Widerstandszentrum nach apikal und desto geringer sollten die Kräfte ausfallen, um das

Parodont nicht zusätzlich zu belasten. Somit ist das Widerstandszentrum hauptsächlich durch anatomische Komponenten bestimmt, anders als das Rotationszentrum, das von der Lage des Widerstandszentrums sowie von Kraftvektor und Drehmoment abhängig ist (Sander, 2011). Pathologisch oder physiologisch verkürzte Zahnwurzeln bedingen eine Delokalisation des Widerstandszentrums nach koronal. Gegenteiliges bewirken pathologische oder physiologische parodontale Prozesse, durch den verringerten Widerstand der Umgebung durch die verringerte Knochen- und Weichgewebsstruktur (Kwangchul, 2010). Die Kombination aus Translation und Rotation wird Kippung genannt und kann kontrolliert oder unkontrolliert geschehen. Bei der unkontrollierten Kippung liegt das Rotationszentrum leicht apikal zum Widerstandszentrum, die Kraft greift ca. 1 cm koronal des Widerstandszentrums an. Bei der kontrollierten Kippung (auch Kronentorque genannt) liegt das Rotationszentrum apikal, der Kraftvektor wirkt 5-7 mm inzisal des Widerstandszentrums und kann in der Regel nur durch Multibandapparaturen oder Torque-Federn an herausnehmbaren Platten erreicht werden (Kahl-Nieke, 2009).

Neben den oben genannten Bewegungen sind der Wurzeltorque, der die reine Bewegung der Wurzel bei räumlich gleichbleibendem Kronenanteil beschreibt, sowie Intrusion und Extrusion wesentliche Bewegungen in der Kieferorthopädie.

Die Arten der Zahnbewegung sind in Abb. 6 dargestellt.

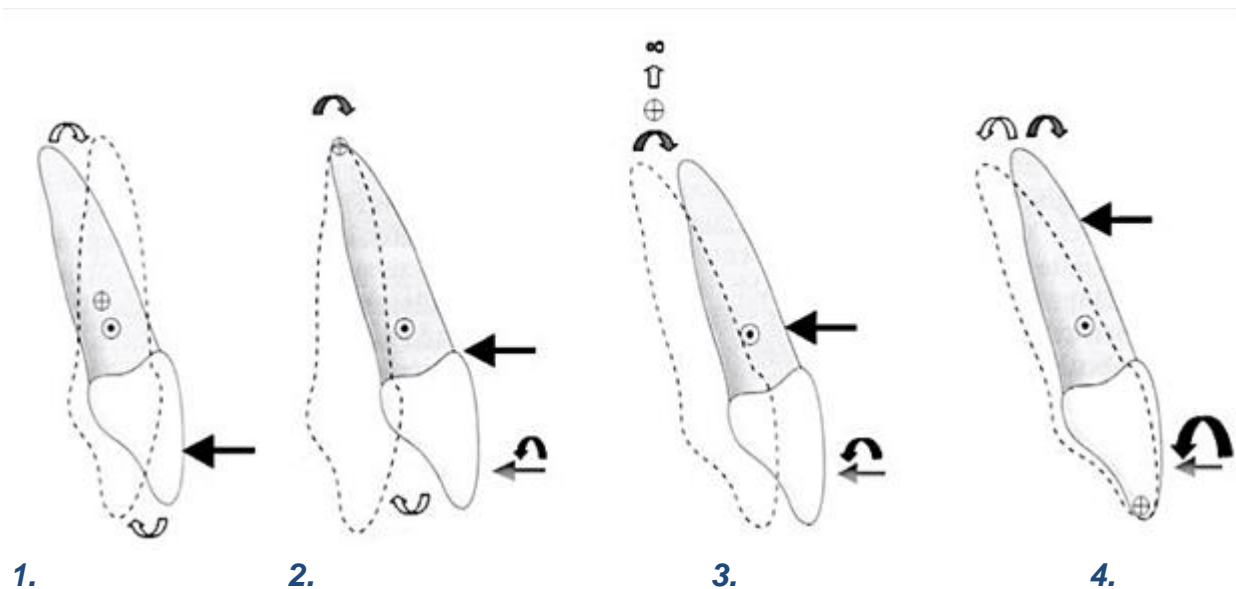


Abb. 6: Formen der Zahnbewegung. Von links nach rechts dargestellt: 1. Unkontrollierte Kippung, 2. kontrollierte Kippung, 3. Translation und 4. Wurzeltorque (modifiziert nach Kahl-Nieke, 2006).

1.2 Biologische Grundlagen der Zahnbewegung

Kompression des Parodonts sowie Deformation des Knochens machen die kieferorthopädische Zahnbewegung aus. Das parodontale Ligament dient über das Wurzelzement als Aufhängung des Zahns in der Alveole und ist die entscheidende Schnittstelle zum Alveolarknochen. Bei funktioneller Belastung kommt es zu einer Vergrößerung des Parodontalspalts und einer Zunahme der Dicke des Kollagenfaserbündels. Es ist reich an Gefäßen und beinhaltet u. a. Zellen, die für knöcherne Umbauvorgänge zuständig sind (Osteoblasten/Osteoklasten).

Reitan teilte 1967 die orthodontische Zahnbewegung in drei Phasen ein:

1. Initiale Dämpfung,
2. Hyalinisation und
3. Resorption (Reitan, 1967).

Bei jedem Einsatz eines kieferorthopädischen Gerätes, und dem einhergehenden Wirken des in der richtigen Größe applizierten Kraftvektors auf den Zahn, werden im umliegenden Zahnhalteapparat Zug- und Druckzonen erzeugt. In der ersten Phase, der initialen Dämpfung, kommt es laut Reitan bei Kraftausübung auf den Zahn zunächst zu keiner Auslenkung, da diese durch das PDL abgefedert wird. Erst bei längerer Belastung des Zahnes in Richtung des alveolaren Knochens kommt es zu einer Komprimierung des PDLs in der Druckzone, der Körper versucht diesen Druck zu neutralisieren, indem er nun in diesem Bereich mit Knochenresorption durch Osteoklasten reagiert. Gleichzeitig entsteht aber auf der gegenüberliegenden Seite eine Zugzone, da hier das PDL expandiert wird und somit eine Knochenapposition durch Osteoblasten induziert. Die erste Phase der orthodontischen Zahnbewegung dauert ca. ein bis drei Tage.

Die Hyalinierungsphase schließt sich dieser an und ist charakterisiert durch die Hypoxie des PDLs auf der Druckseite und somit einer Minderdurchblutung der umliegenden Gefäße. Es resultieren nekrotische Bereiche im PDL und umliegendem Knochen. Die Zahnbewegung stagniert, diese Phase dauert ca. zwei bis zehn Wochen. Es entstehen zellfreie hyalinisierte Bereiche, die im Durchmesser ca. ein bis zwei Millimeter betragen und deren

Lokalisation abhängig von applizierter Kraft und Art der Zahnbewegung ist. Diese Bereiche bleiben bestehen, bis der direkt angrenzende Knochen resorbiert und nekrotische Bereiche durch Phagozytose aufgelöst sind. Das Einwandern von gesundem PDL aus umliegenden Bereichen führt letztendlich zur Auflösung der hyalinen Zone. Hyalinisation ist eine typische Begleiterscheinung kieferorthopädischer Behandlungen. Die Phasen der orthodontischen Zahnbewegung können der Abb. 7 entnommen werden.

Die dritte Phase wird als resorptive Phase beschrieben. Hier kommt es nun wieder zu einer erhöhten Osteoklastenaktivität auf der Druckseite und dem Abbau des direkt angrenzenden Alveolarknochens. Gleichzeitig kommt es auf der Zugseite zu verstärktem Knochenanbau (Wichelhaus 2012).

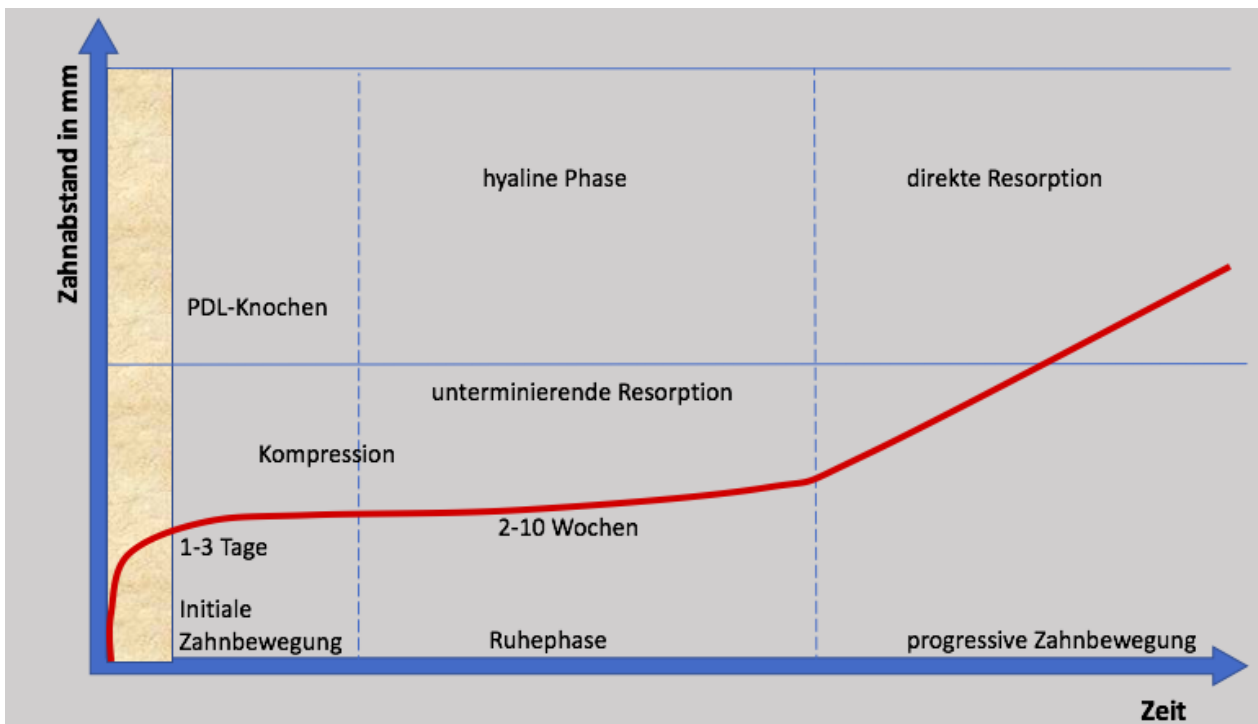


Abb. 7: Phasen der orthodontischen Zahnbewegung. In den ersten Tagen findet die initiale Dämpfung oder Auslenkung des Zahnes und Kompression des parodontalen Ligamentes statt, ihr schließt sich dann die Phase der Hyalinisation an, der die direkte Resorption und die progressive Zahnbewegung folgt (nach Wichelhaus, 2012).

Anders verhält es sich bei der indirekten Resorption. Bei zu starker Kraftapplikation entstehen in der Druckzone im Bereich des Desmodonts und des dort umliegenden Knochens nekrotische Bereiche, die nach einigen Stunden schon irreversibel sind und sich

im weiteren Verlauf bis ins Dentin erstrecken können (Kahl-Nieke, 2001). Im Tierexperiment konnte nachgewiesen werden, dass bei Ausübung großer Kräfte über 20 N lediglich eine Deformation des Knochens stattfindet, aber kein zunächst erwartetes Entstehen von Druck- und Zugzonen. Durch die zu starke Beanspruchung des parodontalen Ligaments kommt es zur Minderversorgung und folglich zu desmodontalen Nekrosen (Göz, 1985). Kraftgröße, Elastizität des Knochens, Belastungsform und -dauer beeinflussen wiederum die Art der Zirkulationsstörungen die das Parodont erfährt. Intermittierende Kräfte mit Belastungspausen und gering gewählten Kräften wirken sich positiver auf die Versorgung des Parodonts aus als große und permanent wirkende Kräfte (Göz, 1987). Nach Reitan bringt eine größere Kraftapplikation größere Zonen der Hyalinisierung mit sich, aber auch das Risiko vergrößerter Wurzelresorption.

Auch am Zahn selbst kann es in Folge von kieferorthopädischer Behandlung zu Resorptionsvorgängen kommen, die sich sowohl lateral als auch apikal im Bereich der Wurzel abspielen können. Sie sind in Folge der oben erwähnten Hyalinisierung eine typische Nebenwirkung der kieferorthopädischen Behandlung. Anders als bei der lateralen Wurzelresorption, bei der im Bereich der Resorption eine Zementschicht gebildet wird, kann laut Göz bei der apikalen Form nicht mit der Kompensation des resorbierten apikalen Anteils in Form einer neuen Zellschicht durch Zementoblasten gerechnet werden. Im Gegensatz zur lateralen Form kommt es bei der apikalen Resorption zu einem Verlust des Attachments (Göz, 1989).

1.3 Aligner in der Kieferorthopädie

Aligner, als herausnehmbare kieferorthopädische Apparatur, haben sich in den letzten Jahren in der Kieferorthopädie immer weiter durchgesetzt. Gerade der ästhetische Anspruch der erwachsenen Patienten ist in den letzten Jahren stetig gestiegen, begründet die zunehmende Beliebtheit von Alignern und beschränkt sich nicht mehr fast nur auf die Behandlung von Kindern. Azaripour et al. haben 2015 Mundhygiene und Patientenzufriedenheit in einer Gruppe von 100 Patienten untersucht, die sich herausnehmbar mit Invisalign (dem Marktführer unter den Alignerherstellern) oder feststehend mit Multiband-Apparaturen behandeln ließen. Es konnte festgestellt werden, dass diejenigen Patienten, die mit Invisalign behandelt wurden, deutlich gesündere parodontale Verhältnisse nach der

Behandlung aufwiesen, als die feststehend versorgten Patienten. Auch war das Spektrum der Zufriedenheit und Lebensqualität unter den Invisalign-behandelten Patienten deutlich größer (Azaripour, 2015).

Den Grundstein für die Aligner heute legte Kesling 1945 mit dem Positioner. Ursprünglich war dieser dazu gedacht, im Anschluss an konventionelle Behandlungen mit feststehender Apparatur kleinere Zahndiskrepanzen zu schließen. Gleich nach Entbänderung wurden Abdrücke genommen, um zunächst Gipsmodelle herzustellen. Dabei wurden zwei Modelle hergestellt: das erste diente als Kontrollmodell, das zweite als Setup-Modell. Bei diesem wurden die Zähne einzeln herausgesägt und in idealisierter Aufstellung mit Wachs wieder befestigt. Diese ideale Zahnaufstellung wurde nach Positionierung beider Kiefer in einem anatomischen Artikulator über ein Kautschukmaterial abgeformt und dann ähnlich eines Mundschutzes, wie er im Sport gebräuchlich ist, über beide Kiefer getragen. Kesling nutzte quasi die noch nicht abgeschlossenen Knochenumbauvorgänge, den noch instabilen Zustand des Faserapparates und die elastischen Rückstellkräfte des Kautschukmaterials, um die Zähne in die richtige Position zu schieben. Laut „*The Philosophy of the tooth positioning appliance*“ war Kesling 1945 der Ansicht, mit Anfertigung mehrerer Setup-Modelle auch größere Zahnbewegungen ausführen zu können.

Ursprünglich waren Aligner, wie alle herausnehmbaren kieferorthopädischen Geräte, nur in der Lage, kippende Bewegungen der Kronen zu ermöglichen. Durch das Anbringen von Attachments auf den Zähnen war es später jedoch möglich, auch Rotationen, Ex- und Intrusionen sowie Torque-Bewegungen auszuführen.

Bei Alignern ist die Kraftausübung völlig verschieden von den übrigen kieferorthopädischen Apparaturen. Die elastischen Rückstellkräfte des verwendeten Materials sorgen für die Zahnbewegung, gleichzeitig wird eine sofortige Retention der Zähne ermöglicht. Das Material muss also eine ausreichende Steifigkeit aufweisen, um ausreichend Kraft ausüben zu können, und gleichzeitig ein hohes elastisches Rückstellvermögen und Formgedächtnis haben, um den Zahn über seine Unterschnitte bewegen und halten zu können (Barber, 2013).

Während bei feststehender kieferorthopädischer Apparatur auf den zu bewegenden Zahn eine Zugwirkung ausgeübt wird (siehe Abb. 8), und die Kraftwirkung von der elastischen Wirkung sowie vom Grad der Deformation, den der Bogen bei Befestigung am zu bewegenden Zahn erfährt, abhängig ist, geschieht die Kraftausübung beim Aligner über Druck.

Dieser entsteht über eine Inkongruenz zwischen Zahn und Aligner, bei dem die Schiene verformt wird und so die Zähne über sein Formgedächtnis in seine Position schiebt (siehe Abb. 9). Über Attachments sind auch Bewegungen wie Extrusion oder Rotation möglich. Die Übertragung der Kraft geschieht bei festsitzender Apparatur über den Drahtbogen im Bracket, dabei übertragen stärkere und steifere Drähte die größeren Kräfte am besten. Es wird hier stets mit elastischen Drähten begonnen und im weiteren Verlauf der Behandlung mit steifer werdenden Drähten gearbeitet.

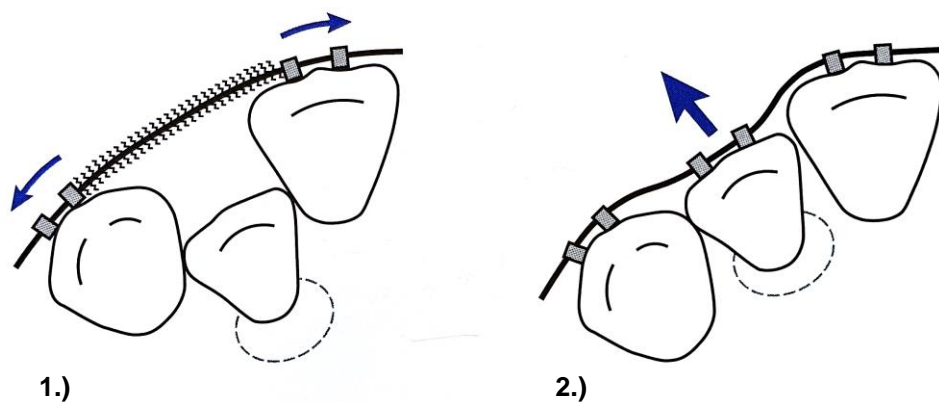


Abb. 8: Kraftwirkung bei festsitzender kieferorthopädischer Apparatur. 1.) Neutrale Kraftwirkung des nicht ligierten Bogens. 2.) Der im Bracket ligierte Bogen wirkt eine Zugkraft aus und bewegt den Zahn so in die gewünschte Position (modifiziert nach Tai, 2019).

Die Kraftübertragung beim Aligner geschieht wiederum über das am Zahn anliegende Material, je mehr Material anliegt, desto mehr Fläche wird belastet und desto besser funktioniert die Übertragung. Bei klinisch kürzeren Kronen kann die Zahnoberfläche mittels Attachments vergrößert werden, um eine bessere Kraftübertragung zu gewährleisten. (Tai, 2019)

Auch Kwon kam 2008 zu der Erkenntnis, dass neben den oben erwähnten Eigenschaften auch gute Formbarkeit, gespeicherte Energie, Biokompatibilität und Umgebungsstabilität zu den wichtigsten Eigenschaften gehören, die kieferorthopädische Materialien besitzen sollten. Bei der Simulation einer Kippbewegung eines oberen mittleren Schneidezahns kam er zu der Empfehlung, möglichst dünne Materialien für die Herstellung von Alignern

der gleichen Marke zu verwenden, da diese eine höhere Energie für eine schonende und effiziente Zahnbewegung abgeben würden (Kwon, 2008).

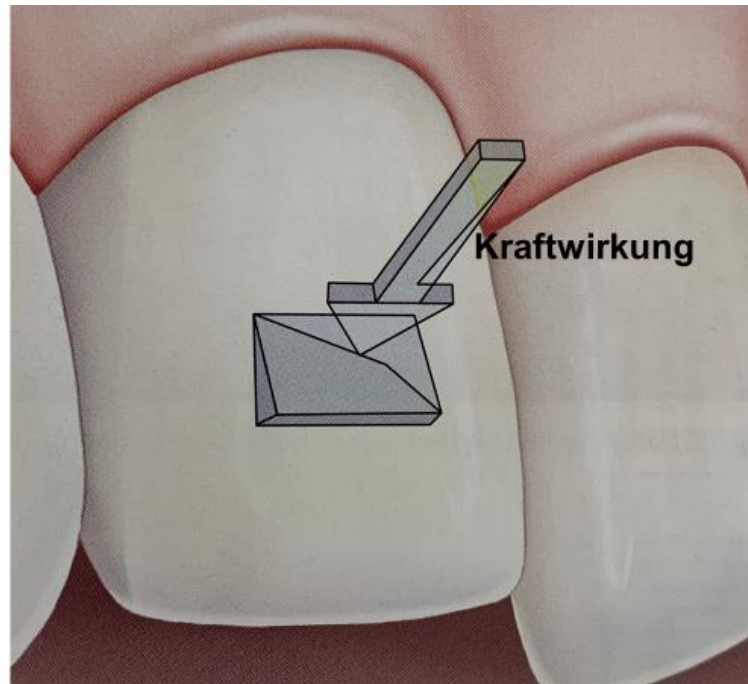


Abb. 9: Kraftwirkung beim Aligner. Durch den am Zahn aufliegenden Kunststoff der Schiene wird ein Druck auf diesen ausgeübt, um ihn in die vorher festgelegte Position zu schieben (modifiziert nach Tai, 2019).

Aligner aus PET-G sind also in der gängigen 0,5 mm dünnen Variante immer noch mit hohen Steifigkeiten verbunden. Deshalb wird davon ausgegangen, dass empfohlene Kräfte für die Zahnbewegung wahrscheinlich deutlich überschritten werden und man daher auf eine Verringerung der Zahnbewegung pro Setupschritt zurückgreifen (jedoch verbunden mit erhöhtem Laboraufwand, Erhöhung der Behandlungsschritte) oder noch dünnere Folien als 0,5 mm verwenden sollte, zur Verringerung von Kraft und Steifigkeit, um mögliche Nebeneffekte, wie z.B. Wurzelresorptionen, zu vermeiden (Elkholy et al., 2015). Dies wurde 2016 von Elkholy et al. mit dünneren Folien untersucht. Zwar zeigte sich, dass Folien mit einer Dicke von 0,3 mm nicht formstabil und für den klinischen Gebrauch ungeeignet sind, die 0,4 mm dicken Folien jedoch mit einer Kraftverringerung von 35 % einhergingen. Die Empfehlung nach Elkholy et al. liegt in einer Sequenz der Aligner von 0,4 mm, gefolgt von 0,5 mm und 0,75 mm. Hierdurch sei eine schonende Zahnbewegung durch die geringe Anfangskraft gewährleistet, mit linearem Anstieg, bedingt durch die Steifigkeit der folgenden Folien (Elkholy et al., 2016).

Auch das Kantendesign der Aligner-Systeme wurde von Gao et al. im Hinblick auf die Kraftabgabe untersucht, mit der Schlussfolgerung, dass ein gezacktes Gingivakantendesign wie bei ClearSmile oder Invisalign im Gegensatz zum kantenlosen Design (Essix, Clear Aligner) mit einer deutlich höheren Kraftabgabe verbunden war, was auf die erhöhte Steifigkeit zurückgeführt wurde (Gao et al., 2017).

In der In-vitro-Studie aus 2019 von Ihssen et al. wurde der Einfluss intraoraler Faktoren während der Tragedauer von Alignern, wie z.B. extreme Temperaturschwankungen durch Ernährung, und wie diese sich auf die physikalischen Eigenschaften auswirken, untersucht. Im Ergebnis zeigte sich, dass sowohl der Elastizitätsmodul von PET-G-Alignern als auch die Reißfestigkeit deutlich reduziert wurden, was zu einer vorzeitigen Alterung des Materials führte und im Resultat mit reduzierten Kräften einherging (Ihssen et al., 2019).

1.4 Chemische Zusammensetzung und Eigenschaften zu thermoplastischen Alignermaterialien

In der Chemie existieren drei verschiedene Arten von Kunststoffen: Duroplaste, Elastomere und Thermoplaste. Alle diese Kunststoffe bestehen aus organischen Kohlenwasserstoff-Verbindungen. Diese unterscheiden sich in der Verzweigung der Polymerketten. Thermoplaste werden in der Kieferorthopädie größtenteils zur Herstellung von Alignern benutzt. Die Polymerketten der Thermoplaste werden über schwache intermolekulare Kräfte linear zusammengehalten, die ursächlich für die gute Verformbarkeit durch Wärmeeinwirkung sind. Die Verformbarkeit ist wiederum bis zu einem gewissen Grad reversibel (Domininghaus, 1998).

PET-G ist der Hauptbestandteil der thermoplastisch hergestellten Aligner dieser Arbeit. Es handelt sich um einen modifizierten Polyethylenterephthalat (PET), der durch Polykondensation aus den Monomeren Terephthalsäure und Ethandiol entsteht (siehe Abbildung 10). Die hohe Polarität des Moleküls trägt zu den intermolekularen Kräften bei, die selbst einer Erwärmung im höheren Temperaturbereich, wie sie bei der Thermoformung für kieferorthopädische Aligner gebräuchlich ist (in den Versuchsreihen dieser Arbeit bis zu 220 °C), standhalten.

Durch Modifikation mit Glykol entsteht das aus dem Alltag nicht mehr wegzudenkende PET-G, dessen besondere Eigenschaften wegen der Glykol-Verbindung vor allem die

hohe Transparenz (ästhetischer Anspruch bei Behandlung) selbst in hoher Viskosität ist, und es auch bei hohen Temperaturen und längeren Heizzeiten nicht kristallisiert und amorph bleibt. Gerade die Eigenschaft der hohen Fließfähigkeit hat einen besonders hohen Stellenwert im thermoplastischen Tiefziehverfahren, da beim Erhitzen der Folie diese viel genauer im Bereich von Furchen und Unterschnitten auf klinischen Modellen abgebildet werden kann. Aber auch im additiven Verfahren, z.B. im Einsatz zum Herstellen von Schienen mittels Kunststoffdruckern, eignet sich dieser besonders dünnfließende Kunststoff aufgrund bereits genannter Eigenschaften. PET zeichnet sich zudem allgemein durch eine hohe Beständigkeit gegenüber Ölen, Laugen und Säuren aus, sofern diese nicht konzentriert sind. (Schwarzmann, 2016)

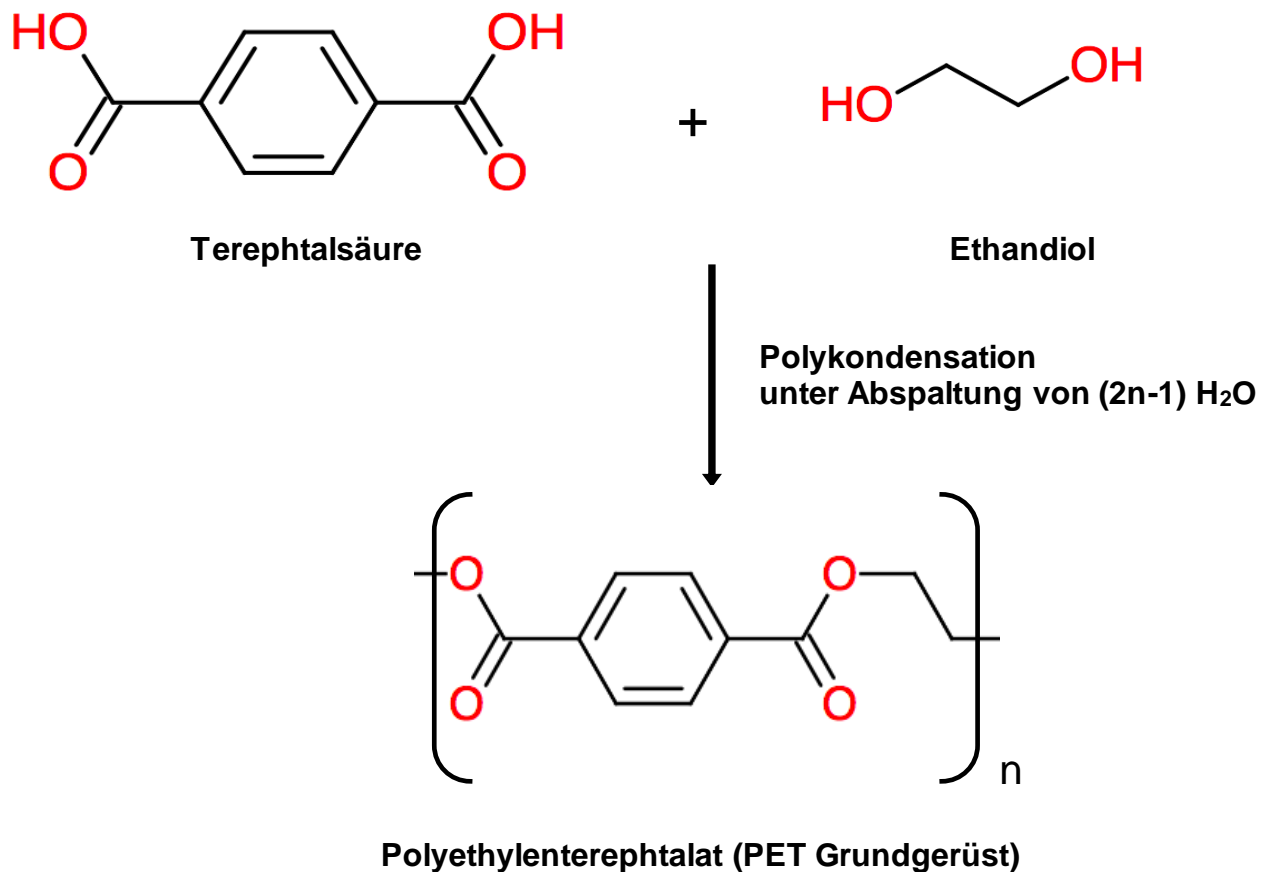


Abb. 10: Die Abbildung zeigt das Reaktionsschema der Polykondensation zur PET-Herstellung (Polyethylterephthalat) aus den Edukten Terephtalsäure und Ethandiol.

2. Fragestellungen und Ziele

Im DIN-Gremium (Deutsches Institut für Normung e. V.) wird Normungsarbeit zu thermoplastischen Alignermaterialien diskutiert. Daher ist es Ziel dieser Arbeit, verschiedene Materialien nach DIN-definierten Versuchsverfahren zu vergleichen. Dies geschieht im Rahmen der Überprüfung der Anwendbarkeit zweier Prüfvorschriften. Zudem soll durch Anwendung der Prüfvorschriften bei der Untersuchung der Materialien aufgezeigt werden, ob sich Unterschiede in den Ergebnissen feststellen lassen.

Die erste Prüfvorschrift beschreibt zunächst eine definierte Belastung, dann eine 24-stündige Wassereinlagerung bei 37 °C mit anschließender erneuter Belastung.

Die zweite Prüfvorschrift untersucht die Relaxation bei 24-stündiger Langzeitbelastung im Wasserbad bei 37 °C.

Bislang wurde keine standardisierte Methode beschrieben, die eine Vergleichbarkeit von Ergebnissen ermöglicht, da nicht eindeutig definiert ist, bei welcher Temperatur und nach welcher Zeit gemessen werden soll. Weiter ist die Vorbereitung der Proben nicht standardisiert, so dass es keine klare einheitliche Beschreibung über Form und Material der Objekte gibt, über die tiefgezogen werden soll. Auch werden in verschiedenen Arbeiten unterschiedliche initiale Werkzeugabstände gewählt sowie verschiedene Durchmesser für Stempel und Auflagen oder auch abweichende Auflagenabstände.

Die divergierenden Ergebnisse, die aufgrund der ungleichen Versuchsdurchführungen in diversen Arbeiten entstehen, sollen mit Einführung einer Norm aufgelöst werden und im Rahmen dieser Arbeit auf praktische Anwendbarkeit überprüft werden.

3. Material und Methode

Um die zuvor formulierten Ziele untersuchen zu können, wurden PET-G-basierte thermoplastische Alignermaterialien unter Zuhilfenahme des Drei-Punkt-Biegeversuch unter Wärmeeinwirkung belastet, um das Verhalten der Werkstoffe unter Beanspruchung bei klinischer Anwendung von Alignern zu simulieren. Grundlage für diesen Ringversuch ist der Entwurf des Universitätsklinikums Ulm „Ringversuch – Drei-Punkt-Biegetests zur Prüfung von thermoplastischen Alignermaterialien“ (DIN, 2019).

3.1 Material

3.1.1 Probenübersicht

Gegenstand der Untersuchung bilden 18 verschiedene Folienmaterialien in den Foliendicken 0,5 mm, 0,75 mm und 1,0 mm von acht unterschiedlichen Herstellern. Tabelle 1 zeigt eine Übersicht der untersuchten Folien und gibt zusätzlich Auskunft über Hersteller, Produktnamen, Referenznummern, Foliendurchmesser und Folienstärke.

Tab. 1: Folienmaterialien mit Angaben zu Herstellern, Produktnamen, Referenznummern, Foliendurchmessern und Folienstärken.

Hersteller	Produktname	Referenznummer	Foliendurchmesser	Folienstärke
Aldente al dente Dentalprodukte GmbH, Horgenzell	Folidur - N	581-012-048	120 mm	0,5 mm
		581-012-300	120 mm	1,0 mm
Dentsply Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz	Essix ACE	1A420	120 mm	1,0 mm

Fortsetzung Tab. 1:

Dreve Dentamid GmbH, Unna	Biolon	D420001 D420005	120 mm 120 mm	0,5 mm 1,0 mm
Erkodent Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler	Erkodur	521205 521210	120 mm 120 mm	0,5 mm 1,0 mm
Forestadent Forestadent Bern- hardt Förster GmbH, Pforzheim	Track® A	408-0105 408-0110	125 mm 125 mm	0,5 mm 1,0 mm
Leone Leone s.p.a., Sesto Fierentino, Italien	Biocompatible Thermoforming Material	R7001-05 R7001-10	120 mm 120mm	0,5 mm 1,0mm
Oscident Oscident GmbH, Bad Homburg v.d.H	Gospet	1705 1710	125 mm 125 mm	0,5 mm 1,0 mm
Scheu Scheu-Dental GmbH, Iserlohn	Duran	REF 3411 REF 3413 REF 3415	125 mm 125 mm 125 mm	0,5 mm 0,75 mm 1,0 mm
Scheu Scheu-Dental GmbH, Iserlohn	Imprelon S pd	REF 3320 REF 3324	125 mm 125 mm	0,5 mm 1,0 mm

3.2 Methode

3.2.1 Probenherstellung

Aus der Mitte jeder Folie wurden zunächst ohne diese tiefzuziehen jeweils vier Streifen in der Größe von 40 mm x 10 mm ($\pm 0,2$ mm) herausgeschnitten. Pro Folie und Stärke mussten zehn Probekörper hergestellt werden, fünf für jeden Probendurchlauf.

Weitere Probekörper mussten nun aus tiefgezogenen Folien gewonnen werden. Hierzu wurden die Folien mit Foliendurchmesser 120 mm nach Herstellerangaben mit dem Vakuumtiefziehgerät „Erkoform-RVE“ (siehe Abbildung 11) der Firma ERKODENT (Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler) verarbeitet.

Tab. 2: Individuelle Aufheiz- und Abkühlzeiten der verwendeten Folien.

Hersteller Foliename	Folien- stärke in mm	Aufheizzeit in sek.	Abkühlzeit in sek.
Aldente	0,5	35	55
Folidur-N	1,0	45	70
Dreve	0,5	70	Nicht
Biolon	1,0	100	Angegeben
Erkodent	0,5	35	Nicht
Erkodur	1,0	50	angegeben
Forestadent	0,5	25	Nicht
Track A	1,0	40	angegeben
Leone	0,5	25	20
BTM	1,0	30	60
Oscident	0,5	25	Nicht
Gospet	1,0	35-40	angegeben

Fortsetzung Tab. 2:

Scheu	0,5	25	20
Duran	0,75	25	60
	1,0	30	60
Scheu	0,5	30	20
Imprelon S pd	1,0	40	60
Dentsply Essix ACE	1,0	35	Sofort mit Kältespray besprühen

Die Folien mit 125 mm Durchmesser wurden mit dem Drucktiefziehgerät „Ministar S®“ der Firma SCHEU (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn) tiefgezogen. Als Tiefziehform für alle Folien diente ein Zylinder aus Superhartgips Typ 4 mit 70 mm Durchmesser, 10 mm Höhe und abgerundeten Kanten (siehe Abbildung 12).



Abb. 11: Vakuumtiefziehgerät „Erkoform-RVE“ der Firma Erkodent (Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) mit Zylinder aus Gips und verarbeiteter Folie gleich nach dem Tiefziehvorgang.

Auch aus den tiefgezogenen Folienmitten wurden pro Folie und Stärke jeweils vier Streifen herausgeschnitten, so dass auch hier pro Herstellerfolie für beide Probendurchläufe je fünf Probepfättchen vorhanden waren. Die Pfättchen wurden mit der Hebelschneidemaschine „Dahle Guillotine 517“ der Firma DAHLE (Novus Dahle GmbH, Lingen) aus den jeweiligen Folien herausgeschnitten, um Grate zu vermeiden.

Die Mitte der Folie wurde markiert und die Pfättchen wurden wasserfest mit Foliennamen, Foliennstärke, Folienn- und Proben-Nr. gekennzeichnet (z.B. SD52.4 steht für Scheu Duran, 0,5 mm, vierte Probe aus zweiter Folie). Die Folienn-Nr. 1. - 4. Wurden, um mögliche Verwechslungen auszuschließen, für die nicht-tiefgezogenen Folien benutzt, die tiefgezogenen Folien wurden mit Folienn-Nr. 5. - 8. beschriftet. Die Proben wurden durchmischt und für die Versuche randomisiert verwendet.

Die Stärke der fertigen Probenkörper wurde digital über eine Schieblehre gemessen. Die Durchschnittswerte der Probenstärken der Folien kann Tabelle 2 im Kapitel „Ergebnisse“ entnommen werden. Die Probenkörper wurden zwei Wochen vor Probendurchführung hergestellt und entsprechend der Herstellerangaben dunkel und trocken gelagert.

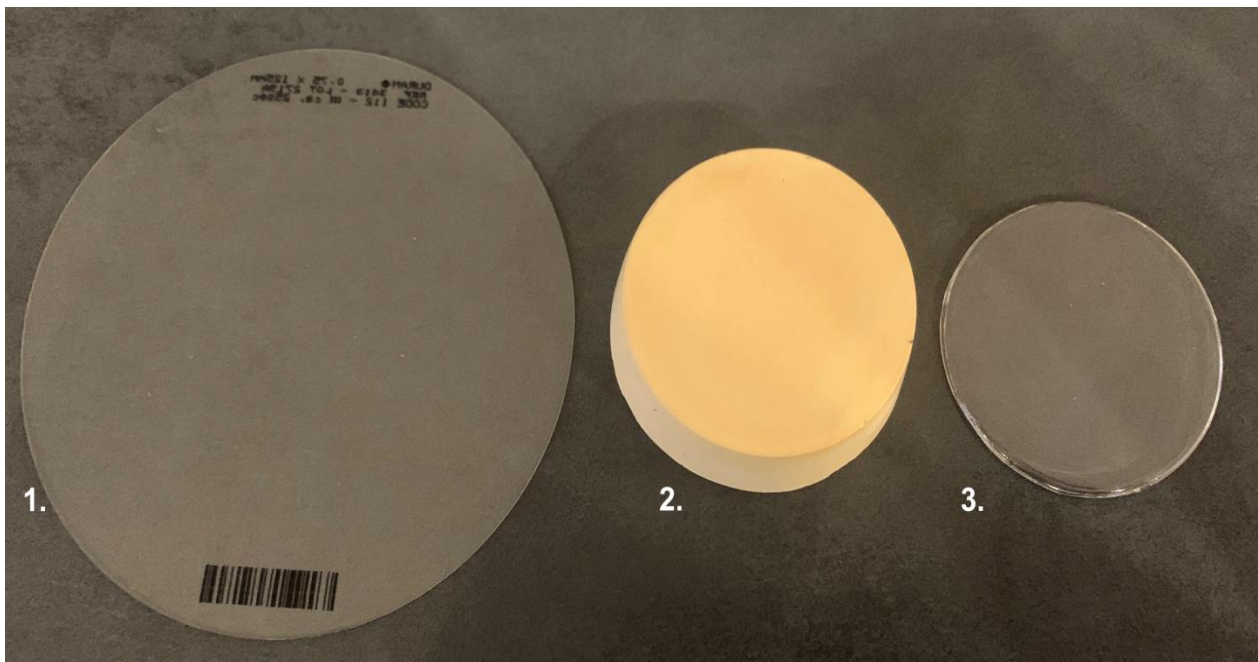


Abb. 12: Alignerfolie vor und nach Tiefziehverfahren. 1. Nicht-tiefgezogene Alignerfolie, 2. Gipszylinder, 3. Alignerfolie ausgeschnitten nach Tiefziehvorgang über Gipszylinder.

3.2.2 Messaufbau und Messparameter

Um den Versuchsaufbau anhand eines Drei-Punkt-Biegetests durchführen zu können, wurden zunächst mittels eines 3-D-Druckers Stempel und Auflagen gedruckt. Der Durchmesser von Stempel und Auflagen betrug je 1,0 mm und der Auflagenabstand 8 mm. Der initiale Werkzeugabstand wurde mit 1,0 mm festgelegt. Abbildung 13 zeigt eine technische Zeichnung des Versuchsaufbaus.

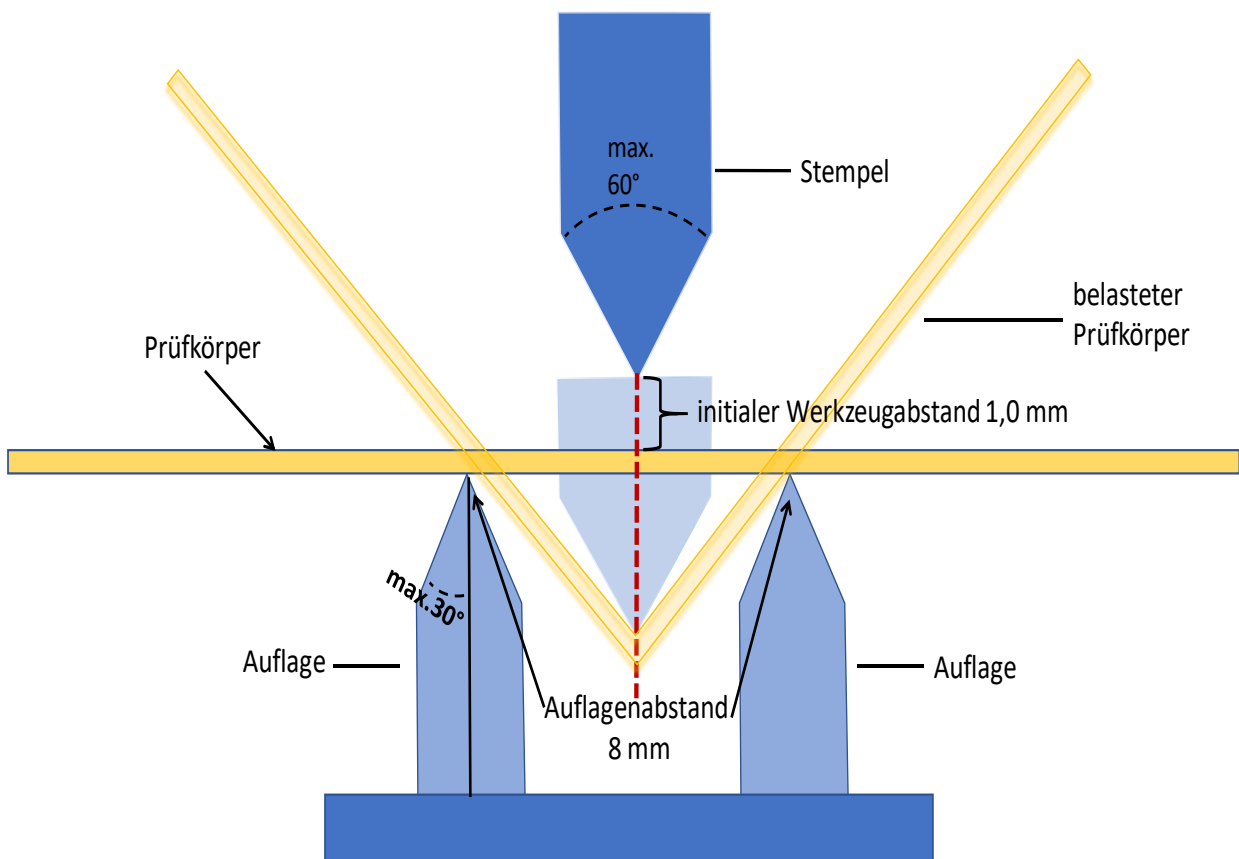


Abb. 13: Schematische Zeichnung des Versuchsaufbaus. Der zuvor mittig zum Stempel auf den Auflagen platzierte Prüfkörper wird bis zur individuell festgelegten Durchbiegungstiefe ausgelenkt.

Im ersten Versuchsdurchlauf wurden die Proben zwischen den Messungen in einem Wasserbad mit destilliertem Wasser in einem Temperaturprüfschrank VM des OMSS bei 37 °C ($\pm 0,2$ °C) eingelagert.

Der 24-Std-Dauertest des zweiten Versuchsdurchlaufs wurde ebenfalls in einem Wasserbad mit destilliertem Wasser bei 37 °C ($\pm 0,2$ °C) durchgeführt. Um ein Verrutschen des

Auflagentellers während der 24-Std-Messung zu vermeiden, wurde dieser mittels einer Heißklebepistole in der Wanne fixiert.

Als Vorlast wurde 0,01 N eingestellt und standardmäßig für alle Stärken verwendet.

Der Sensorfuhr mit einer Geschwindigkeit von 1,0 mm/min die Folie an bis zu einer Durchbiegungstiefe die individuell für jede Plättchenstärke bestimmt wurde:

- ab 0,4 mm Folienstärke – 0,2 mm Durchbiegungstiefe,
- ab 0,5 mm Folienstärke – 0,15 mm Durchbiegungstiefe,
- ab 0,7 mm Folienstärke – 0,10 mm Durchbiegungstiefe.

Die Durchbiegungstiefe für die tiefgezogenen und nicht-tiefgezogenen Proben orientierte sich hierbei nach der Angabe der Folienstärke des Herstellers und nicht nach der tatsächlich gemessenen Probenstärke oder nach der Probenstärke nach dem Tiefziehvorgang.

3.3 Versuchsdurchführung der Prüfvorschriften

3.3.1 Untersuchung der ersten Prüfvorschrift mit dem OMSS (Orthodontisches Mess- und Simulations-System)

Die erste Prüfvorschrift wurde unter Zuhilfenahme des Orthodontischen Mess- und Simulationssystems (OMSS) durchgeführt. Die technischen Details des Gerätes sowie die Anwendung insbesondere im Hinblick auf diese Versuchsreihe sollen im Folgenden kurz vorgestellt werden. Das OMSS als Mess- und 3D-Simulationssystem wurde 1990 entwickelt und war bereits Gegenstand diverser Publikationen (Drescher et al., 1991; Bourauel et al. 1992). Der Grundgedanke des Zweizahnmodells von Burstone und Koenig, mit dem Kraftsysteme untersucht werden können, die z.B. auf Zahngruppen wirken, dient als Basis des OMSS.

Bei der Konzeption des Gerätes war es das Ziel, die auf einen Zahn wirkende Kräfte und Drehmomente vollständig zu erfassen, da diese zeitgleich gemessen werden können. Über das Programm „OMSS“ das separat auf einem Computer ausgeführt wird, können verschiedene Messungen auf den beiden Messtischen realisiert werden und zugleich Daten der Kraft/Drehmoment-Sensoren erfasst werden. Durch die dreidimensional beweglichen 6-Achsen-Positioniertische können nicht nur statische, sondern auch dynamische kieferorthopädische Bewegungsabläufe, wie Rotationen und Translationen in X-, Y- und

Z-Richtungen ausgeführt und simuliert werden. Die Kraft/Momenten-Sensoren messen die Kraftsysteme gleichzeitig in allen drei Raumrichtungen und geben die Signale weiter zur Verarbeitung an die Mikroprozessor-gesteuerte Auswerteelektronik, die diese dann weiter an den Kontroll-PC sendet (Siehe Abbildung 14). Der Temperaturprüfschrank/Baugruppenprüfschrank VEM 03/400 (Heraeus-Vötsch, vötschtechnik, Balingen) ermöglicht Versuchsdurchführungen zwischen -20 °C und $+60\text{ °C}$ und hält die individuell eingestellte Temperatur konstant.

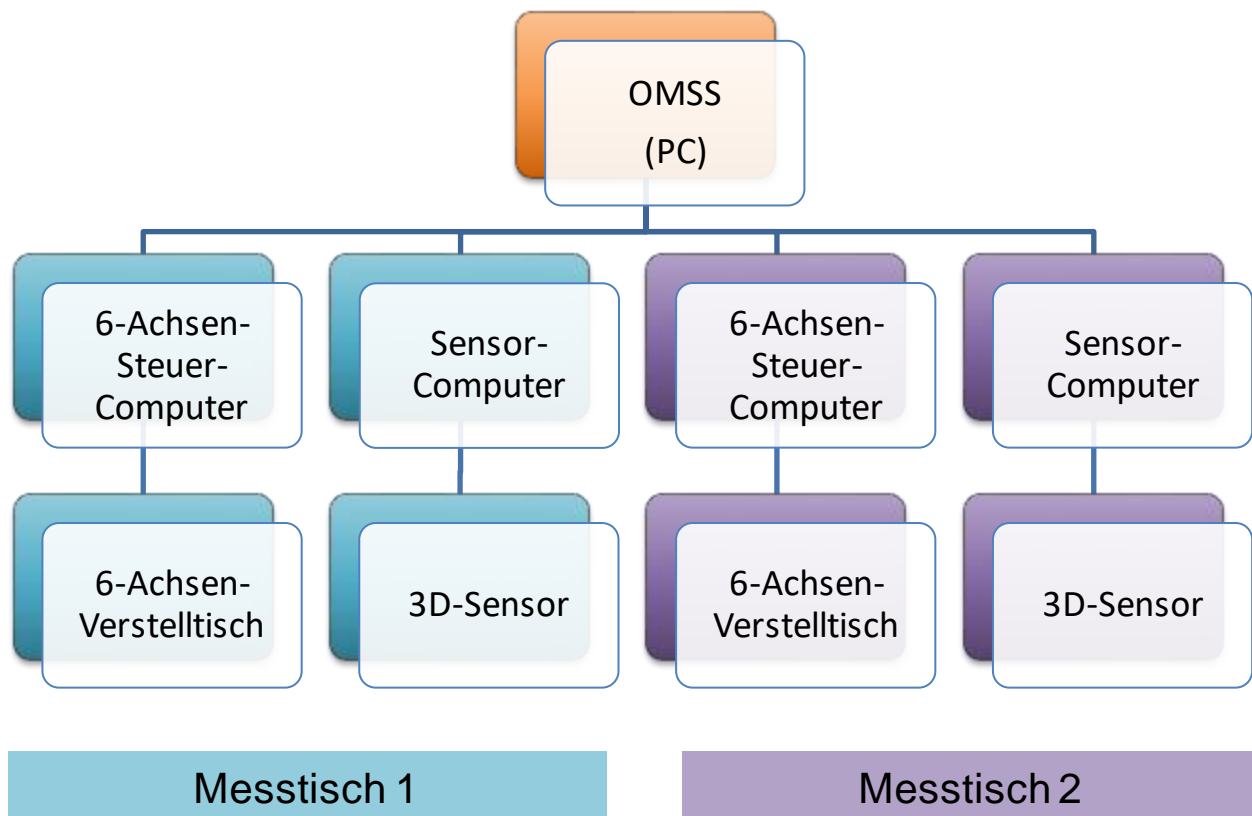


Abb. 14: Darstellung des Aufbaus im Netzwerk des orthodontischen Mess- und Simulationssystems „OMSS“. Die Messtische sind über einen Steuercomputer mit dem Programm OMSS verbunden, das sowohl Steuerung als auch Erfassung der Daten ermöglicht, die vom 3D-Sensor an den Sensor-Computer übermittelt und verarbeitet werden (nach Drescher et al., 1995).

Im Fall unseres Versuchsdurchlaufs wurde eine Absolutmessung vorgenommen und ein Kraft/Weg-Diagramm aufgezeichnet. Hierzu wurde nur ein Positioniertisch verwendet, auf dem der Auflagenteller platziert wurde. Darauf wurde nun der Prüfkörper platziert und mit einer Geschwindigkeit von $1,0\text{ mm/min}$, einer Vorlast von $0,01\text{ N}$ und einem individuellen

Werkzeugabstand von 1,0 mm so angefahren, dass die mittlere Markierung des Prüfkörpers auf den Stempel traf. Der Stempel fuhr bis zur individuellen Durchbiegungstiefe des betreffenden Prüfkörpers und dann wieder zur Ausgangsposition zurück. Anschließend wurde die Folie für 24 Stunden in das Wasserbad mit destilliertem Wasser bei $37\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$ gelegt und im Temperaturschrank des OMSS aufbewahrt. Nach Ablauf der 24 Stunden wurde die Folie erneut entsprechend der zuvor genannten Messparameter und Messdurchführung gemessen und die Werte mit dem OMSS anhand eines weiteren Kraft/Weg-Diagrammes aufgezeichnet. Dies wurde für jedes der fünf Plättchen jeder Stärke wiederholt.

3.3.2 Untersuchung der zweiten Prüfvorschrift mit der Zwick ZMART PRO[®]

Der zweite Versuchsdurchlauf wurde an der Prüfmaschine ZMART Pro[®] (Firma ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) der Universitätsklinik Bonn durchgeführt (siehe Abbildung 15/16). Der durch die 24-stündige Dauerbelastung entstehende Kraftverlust der Proben (Relaxation) wurde über die Prüfsoftware „testXpert II“ (Firma ZwickRoell, Ulm) zunächst anhand der Messparameter konfiguriert und dann aufgezeichnet.

Über den beweglichen Auflagentisch wurde zunächst der Kraftaufnehmer „Xforce P“ (Firma ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) ins Wasser eingetaucht und dann die Kraft genullt. Nun wurde die bereits markierte Mitte der Probe, die zuvor in der Kunststoffwanne im destillierten Wasserbad auf dem Auflagenteller platziert wurde, angefahren. Entsprechend der Messparameter des ersten Versuchsdurchlaufs wurde der Versuch gestartet und die Wanne mit Alufolie abgedeckt. Nach 24-stündiger Messung wurde diese automatisiert angehalten. Anschließend wurde der nach 24 Stunden erfolgte Drift der Maschine protokolliert, indem der Kraftwert N nach Abschluss der Messung jeweils mit noch eingelegerter Probe sowie nach Entfernen der Probe notiert wurde, um entsprechend später die Ergebnisse gegebenenfalls korrigieren zu können.

Ziel dieses Versuchsteils war es, die Anwendbarkeit der Prüfvorschrift auf die verschiedenen Folienmaterialien zu untersuchen und aufzuzeigen, ob die Relaxation der Folien nachzuweisen ist. In Anbetracht des enormen Zeitaufwands wurde beschlossen, für die Folien des Ringversuchs fünf Probekörper zu untersuchen, wie es in der Vorschrift zum

Ringversuch festgehalten ist. Für alle weiteren Folienmaterialien sollte jedoch nur ein Probestkörper untersucht werden, um den Zeitaufwand bei hinreichendem Erkenntnisgewinn in angemessenen Grenzen zu halten.



Abb 15: Übersichtsaufnahme der Prüfmaschine für den zweiten Versuchsdaufbau. Die Relaxationsmessungen wurden an der ZMART.PRO® (Firma ZwickRoell) durchgeführt.

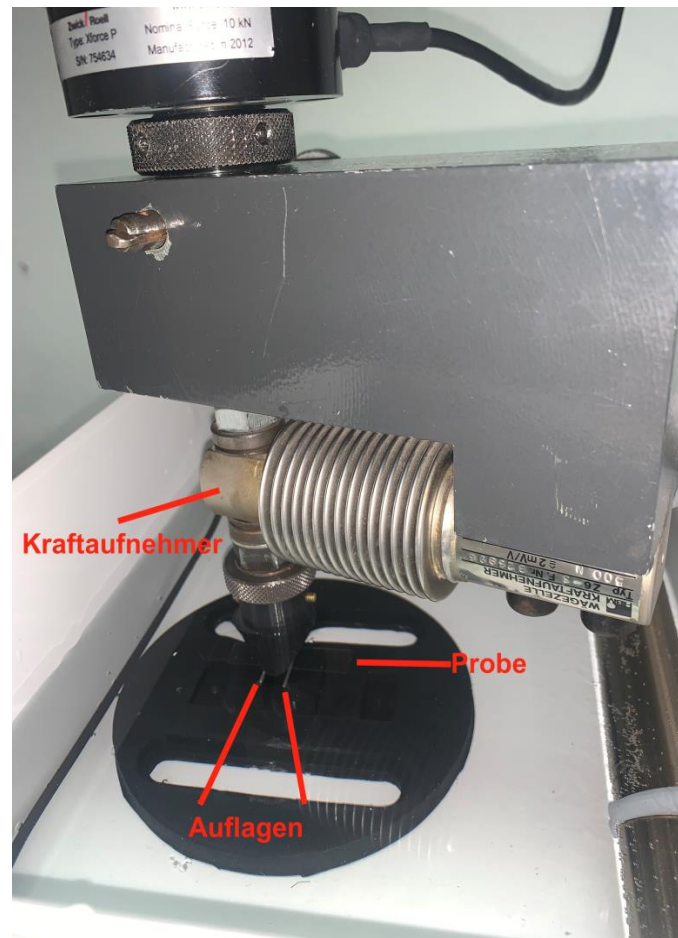


Abb. 16: Versuchsaufbau für den zweiten Versuchsdurchlauf. Die Probe liegt auf den Auflagen in der Wanne im Wasserbad und wurde entsprechend der Markierung zum Kraftaufnehmer angefahren

3.4 Statistische Auswertung

Die aus den Versuchen ermittelten Daten wurden über das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft® Excel für Mac © 2017 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) ausgewertet. Für den ersten Versuchsdurchlauf wurden aus den jeweils fünf Messungen der Probekörper für jede Messung zunächst grafisch Kraft in N (Y-Achse) und Auslenkung in mm (X-Achse) in Form einer Kurve dargestellt. Dann wurde anhand der zuvor festgelegten Durchbiegungstiefe die Kraft abgelesen. Dies wurde für jede Probe einer Folie durchgeführt und anhand dessen wurden dann für die jeweilige Folie der arithmetische Mittelwert \bar{X} errechnet. Zudem wurde die Standardabweichung (S) der Werte berechnet.

Abschließend wurden die relevanten Ergebnisse auf statistisch signifikante Unterschiede hin überprüft. Hierbei ist festzuhalten, dass ein Vergleich der Folien untereinander aufgrund der unterschiedlichen Materialzusammensetzung, der differierenden Tiefziehverfahren und der teils schwankenden Dicke klinisch wenig sinnvoll erscheint. Die in Kapitel 2 definierten Fragestellungen und Ziele beinhalten ebenfalls nicht den Vergleich der verschiedenen Folienmaterialien, sondern die Überprüfung auf Anwendbarkeit der Prüfvorschrift auf die verschiedenen Folienmaterialien. Demzufolge erscheint es sinnvoll, das Verhalten der einzelnen Produkte vor und nach Tiefziehen sowie vor und nach 24-stündiger Wasserlagerung einem statistischen Vergleich zu unterziehen, um festzustellen, welche Prüfbedingungen relevante Aussagen erlauben. Dabei ist zu beachten, dass die Proben vor und nach Alterung gepaarte Stichproben darstellen. Da entsprechend der Prüfvorschrift unterschiedliche Folienstärken auch bei verschiedenen Auslenkungen zu testen waren, erscheint ein Vergleich der verschiedenen Foliendicken ebenfalls wenig sinnvoll. Die einzelnen Datensätze wurden zunächst mit einem Chi²-Test auf Normalverteilung überprüft. Anschließend erfolgten paarweise t-Tests, da jeweils Einzelunterschiede der Proben vor und nach Tiefziehen sowie vor und nach Wassereinlagerung überprüft werden sollten. Als Schwelle für statistisch signifikante Unterschiede wurde $p < 0,05$ angenommen. Diese Auswertungen erfolgten ebenfalls mit Microsoft Excel.

In den Grafiken des Ergebnisteils sind statistisch signifikante Unterschiede mit einem * gekennzeichnet, statistisch nicht signifikante Unterschiede durch ein -.

4. Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Messung der tatsächlichen Folienstärken

Tabelle 2 gibt Auskunft über die tatsächlich gemessenen durchschnittlichen Folienstärken im tiefgezogenen und nicht-tiefgezogenen Zustand der jeweiligen Hersteller. Diese wurden vor Beginn der Versuchsreihen ermittelt. In Klammern ist jeweils die zugehörige Standardabweichung angegeben.

Tabelle 3: Durchschnittsstärken in mm der Proben mit Angabe von Hersteller und Produktnamen sowie vom Hersteller angegebene Stärke der Folien. Der Produktname „Bio-compatible Thermoforming Material“ des Herstellers Leone wurde in der Tabelle mit „BTM“ abgekürzt.

Hersteller	Produktname	Folienstärke	nicht-	tiefgezogen
		lt. Angabe des Herstel- lers in mm	tiefgezogen Ø Stärke in mm (StdAbw.)	Ø Stärke in mm (StdAbw.)
Aldente	Folidur - N	0,5	0,54 (0,10)	0,30 (0,05)
Aldente	Folidur - N	1,0	1,02 (0,09)	0,76 (0,03)
Dentsply	Essix ACE	1,0	1,05 (0,08)	0,81 (0,05)
Dreve	Biolon	0,5	0,62 (0,02)	0,47 (0,06)
Dreve	Biolon	1,0	1,01 (0,05)	0,79 (0,20)
Erkodent	Erkodur	0,5	0,49 (0,03)	0,46 (0,04)
Erkodent	Erkodur	1,0	0,99 (0,03)	0,88 (0,04)
Forestadent	Track® A	0,5	0,39 (0,03)	0,32 (0,04)
Forestadent	Track® A	1,0	0,93 (0,08)	0,62 (0,04)
Leone	BTM	0,5	0,48 (0,04)	0,29 (0,04)
Leone	BTM	1,0	0,86 (0,05)	0,71 (0,06)
Oscident	Gospet	0,5	0,51 (0,02)	0,34 (0,07)
Oscident	Gospet	1,0	0,97 (0,05)	0,74 (0,05)

Fortsetzung Tab. 3:

Scheu	Duran	0,5	0,50 (0,02)	0,38 (0,04)
Scheu	Duran	0,75	0,74 (0,05)	0,57 (0,06)
Scheu	Duran	1,0	0,96 (0,05)	0,71 (0,03)
Scheu	Imprelon S pd	0,5	0,70 (0,04)	0,31 (0,05)
Scheu	Imprelon S pd	1,0	0,99 (0,03)	0,66 (0,06)

4.2 Ergebnisse des Dreipunktbiegeversuchs (erster Versuchsdurchlauf)

Im Folgenden werden die Ergebnisse nach Messungen der jeweiligen Folien des ersten Versuchsdurchlaufes als Säulendiagramme dargestellt. Als Grundlage für das Säulendiagramm wurde der Mittelwert der jeweils fünf gemessenen Proben genommen. Sie zeigt die maximale Kraft N, die der Sensor gemessen hat bei Auslenkung bis zur Durchbiegungstiefe mit der zugehörigen Standardabweichung. Es wurden keine dynamischen Bewegungen, sondern nur statische entlang der Y-Achse-gerichtete Kräfte registriert.

Die Messergebnisse von Versuchsteil 1 ergaben aufgrund der Auslenkung der Folie in Richtung des Messtisches ein negatives Vorzeichen, weshalb es für die statistische Auswertung notwendig war, diese mit -1 zu multiplizieren, um ein positives Vorzeichen zu erhalten. Zunächst werden die Ergebnisse des ersten Versuchsdurchlaufs alphabetisch nach Herstellern sortiert vorgestellt. Der direkte Vergleich des Säulendiagramms zeigt die gemessenen Stärken jeweils vor und nach der 24-stündigen Alterung durch Wassereinlagerung, jeweils im nicht-tiefgezogenen und tiefgezogenen Zustand.

Die Folie „Folidur N“ der Firma Al dente (al dente Dentalprodukte GmbH, Horgenzell) wurde in den Stärken 0,5 mm und 1 mm belastet (siehe Abb. 17). Anzumerken ist der relativ hohe Kraftabfall, den die Stärke in 0,5 mm durch den Tiefziehvorgang erfährt. Im nicht-tiefgezogenen Zustand liegt die Messung bei einer Kraft von 4,18 N vor Alterung und tiefgezogen bei 1,62 vor Alterung, dies ist ein Abfall von ca. 61,2 %. Die 24-stündige Alterung der Folien lässt nur leichte Abweichungen erkennen, die in einer minimalen Kraftänderung nach Alterung erscheinen. Dabei kommt es zu einer Zunahme von 1,62 N auf 1,68 N (+ 0,06 N) bei der tiefgezogenen 0,5 mm starken Folie, im nicht-tiefgezogenen Zustand lässt sich ein leichter Kraftabfall erkennen von 4,18 N auf 3,99 N (- 0,19 N) nach Wassereinlagerung.

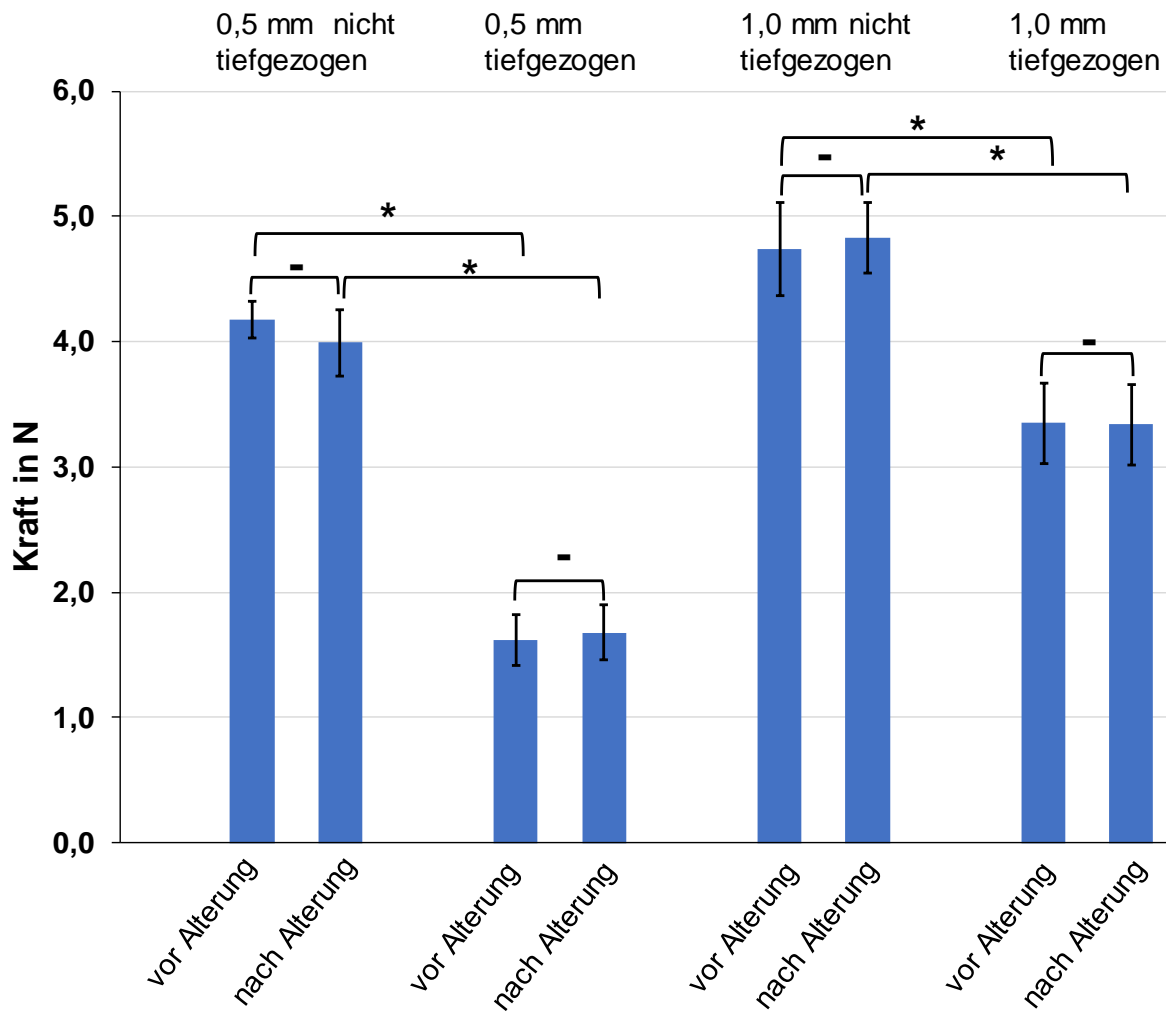


Abb. 17: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Aligner-folie „Foliodur“ des Herstellers Aldente. Es zeigt eine relativ geringe Abweichung mit fast gleichbleibender Kraftwirkung nach 24-stündiger Alterung für beide Stärken sowohl im originalen als auch im tiefgezogenen Zustand. * steht für statistisch signifikanter Unterschied, - steht für nicht signifikanter Unterschied. Dies gilt analog für alle nachfolgenden Abbildungen.

Die Alignerfolien „Essix ACE“ der Firma Dentsply (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) wurde in der Stärke 1,0 mm gemessen (siehe Abbildung 18). Durch den Tiefziehvorgang reduziert sich die Kraft der Folie vor Alterung von 4,66 N auf 3,76 N, also ca. 19,3 %. Die nicht-tiefgezogene Folie erfährt einen relativ minimalen Kraftanstieg nach 24-stündiger Alterung im Wasserbad von 4,66 N auf 4,70 N (+ 0,04 N). Die tiefgezogene Folie zeigt nach Alterung einen deutlicheren Kraftabfall als die anderen Folien von 3,76 N auf 3,28 N (-0,48 N).

Die 1,0 mm starke Folie erfährt minimale Veränderungen, im nicht-tiefgezogenen Zustand nach Alterung kommt es lediglich zu einer Kraftzunahme von 4,74 N auf 4,83 N (+0,09 N) und tiefgezogen zu einem Kraftabfall von 3,35 N auf 3,34 N (- 0,01 N). Der Tiefziehvorgang der Stärke 1,0 mm bedingt einen Kraftabfall von ca. 29,3% (von 4,74 N auf 3,35 N).

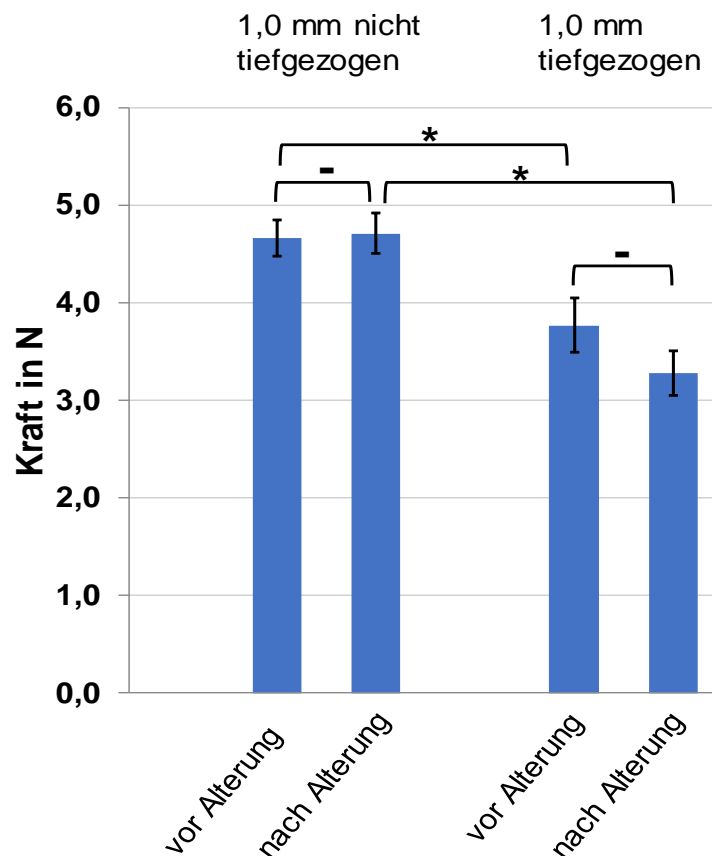


Abb. 18: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Essix ACE“ des Herstellers Dentsply. Die nicht-tiefgezogene Folie zeigt eine vernachlässigbar geringe Abweichung, wohingegen die tiefgezogene Folie einen Kraftabfall von 0,48 N nach 24-stündiger Wassereinlagerung aufweist.

Die Folie „Biolon“ der Firma Dreve (Dreve Dentamid GmbH, Unna) wurde in den Stärken 0,5 mm und 1,0 mm gemessen (siehe Abbildung 19). Auch hier fällt der Kraftabfall (ca. 43,2 %), von 5,12 N auf 2,91 N auf, den die Stärke 0,5 mm durch den Tiefziehvorgang erfährt. Dagegen liegt der Kraftabfall der Stärke 1,0 mm liegt der Kraftabfall durch Tiefziehen hier von 5,16 N auf 4,48 N, also ca. nur 13,2 %.

Die Stärke 0,5 mm, nicht-tiefgezogen, zeigt nach Alterung einen minimalen Anstieg von 5,12 N auf 5,15 N (+0,03 N). Im tiefgezogenen Zustand kommt es zu einer Kraftzunahme nach Alterung von 2,91 N auf 3,28 N (+0,37 N). Minimale Abweichungen nach Alterung zeigt auch die Stärke 1,0 mm. Im nicht-tiefgezogenen Zustand kommt es nach Alterung zu einem Kraftabfall von 5,16 N auf 5,12 N (-0,04 N). Tiefgezogen nach Alterung kommt es zu einem Kraftanstieg um +0,04 N von 4,48 N auf 4,52 N.

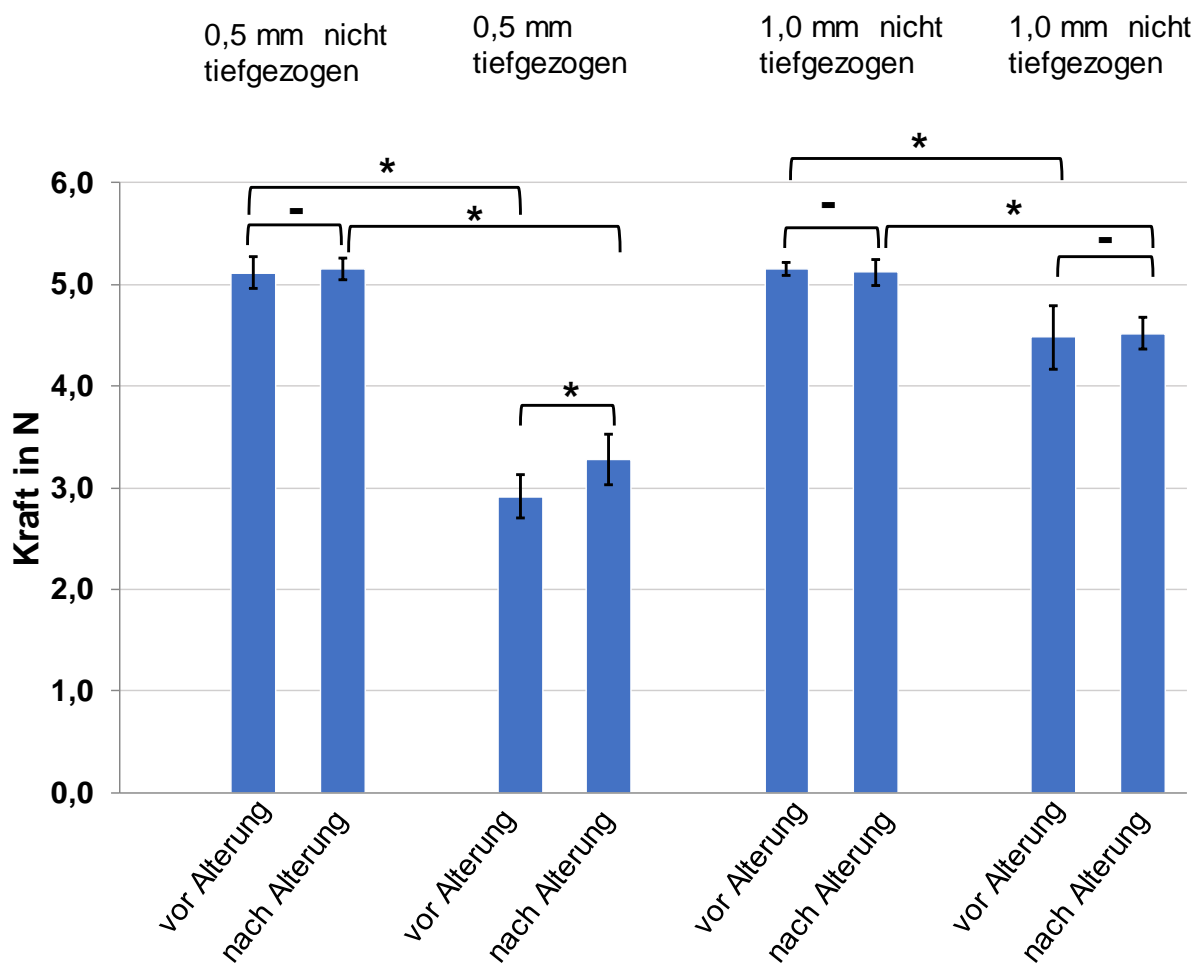


Abb. 19: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Biolon“ des Herstellers Dreve. Die Folien zeigen vernachlässigbar geringe Abweichungen, wohingegen die tiefgezogene Folie 0,5 mm einen Kraftanstieg von 0,37 N nach 24-stündiger Wassereinlagerung aufweist.

Die Folie „Erkodur“ der Firma Erkodent® (Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler) wurde in den Stärken 0,5 mm und 1,0 mm gemessen (siehe Abbildung 20). Durch den

Tiefziehvorgang der Stärke 0,5 mm kommt es zu einem Kraftabfall von 2,96 N auf 1,80 N, dies entspricht ca. 39,2 %.

Nach Alterung gewinnt die 0,5 mm starke nicht-tiefgezogene Folie von 2,96 N auf 3,22 N (+0,26 N) an Kraft, während die tiefgezogene Folie in gleicher Stärke nach Alterung von 1,80 N auf 1,78 N an Kraft verliert (-0,02 N). Durch den Tiefziehvorgang kommt es zu einem Kraftabfall der 1,0 mm starken Folie von 4,83 N auf 4,05 N. Dies entspricht der Reduktion der Kraft um ca. 16,1%. In der Stärke 1,0 mm kommt es nach Alterung im nicht-tiefgezogenen Zustand zu einem Kraftanstieg von 4,83 N auf 5,12 N (+0,29 N). Tiefgezogen nach Alterung beträgt der Kraftanstieg +0,27 N (von 4,05 auf 4,32 N).

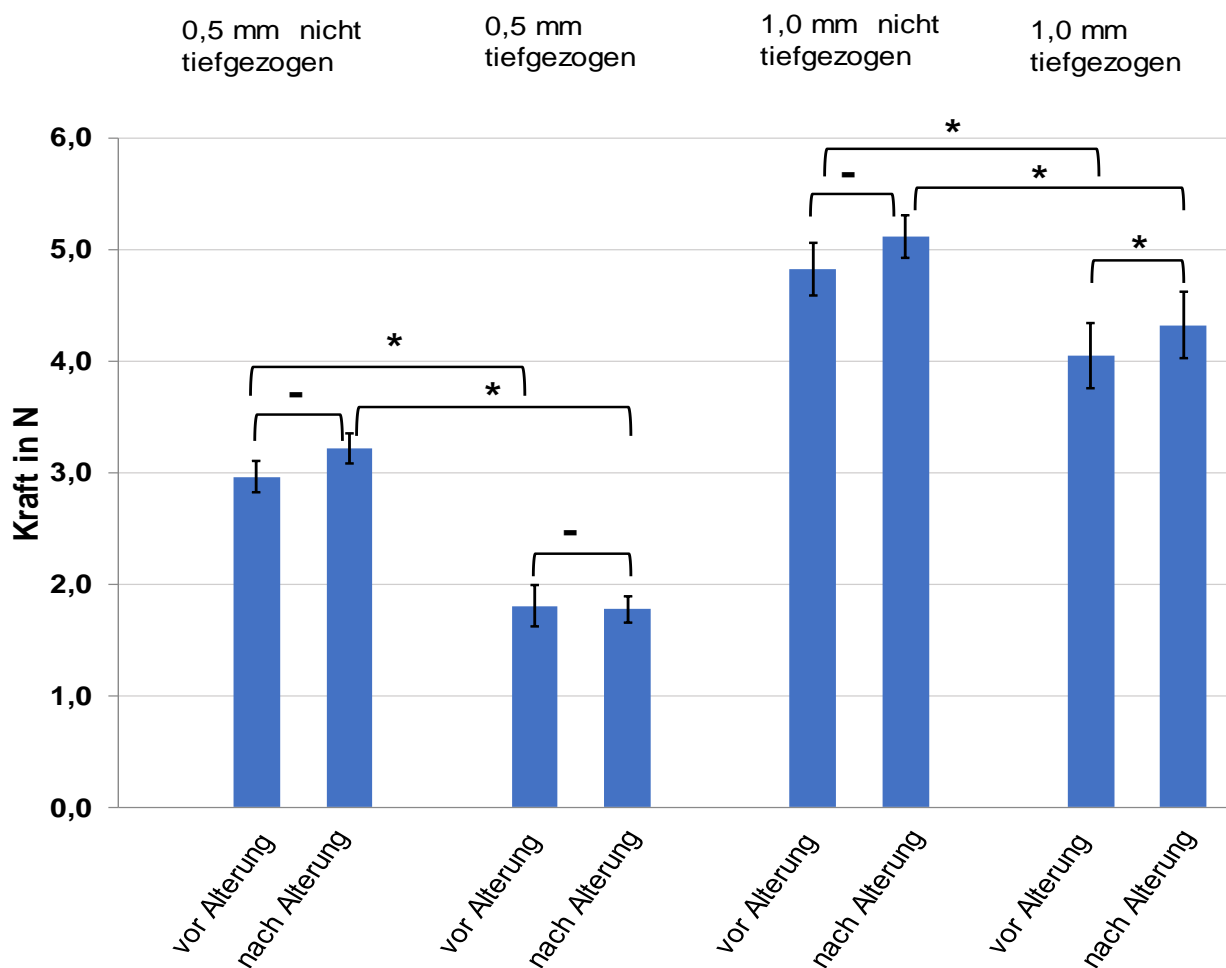


Abb. 20: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Erkodur“ des Herstellers Erkodent. Die Folien zeigen bis auf die Folie „0,5 mm tiefgezogen“, alle einen Kraftanstieg zwischen 0,26 N und 0,29 N nach 24-stündiger Wassereinlagerung aufweist.

Die Alignerfolie „Track A“ der Firma Forestadent (Forestadent Berhardt Förster GmbH, Pforzheim) wurde in den Stärken 0,5 mm und 1,0 mm gemessen (siehe Abbildung 21). Durch den Tiefziehvorgang kommt es bei der 0,5 mm starken Folie zu einem Kraftabfall von 2,06 N auf 0,94 N, dies entspricht ca. 54,3 %. Durch Alterung der 0,5 mm starken nicht-tiefgezogenen Folie kommt es zu einer Kraftzunahme von 2,06 N auf 2,34 N (+0,28 N). Im tiefgezogenen Zustand gewinnt die Folie von 0,94 N auf 1,03 N an Kraft (+0,09 N). Durch den Tiefziehvorgang kommt es bei der 1,0 mm starken Folie zu einem Kraftabfall von 4,79 N auf 3,67 N, dies entspricht ca. 23,4 %.

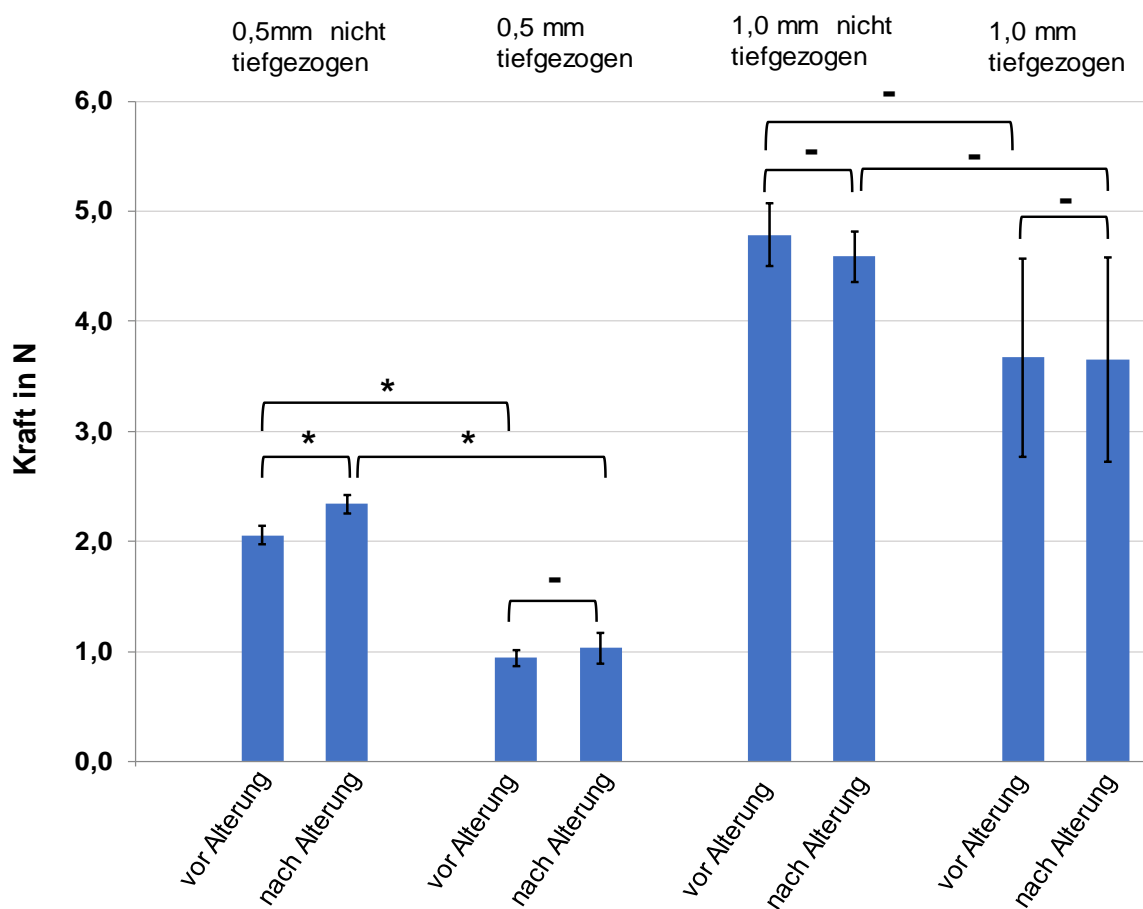


Abb. 21: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Track A“ des Herstellers Forestadent. Die Folien mit 0,5 mm zeigten beide einen leichten Kraftanstieg, während die Folie 1,0 nicht-tiefgezogen nach Alterung einen leichten Kraftverlust aufweist. Anzumerken ist hier außerdem die hohe Standardabweichung der Ergebnisse der Folie „1,0 mm tiefgezogen“.

Die Alterung der nicht-tiefgezogenen, 1,0 mm starken Folie bedingt einen Kraftverlust von 4,79 N auf 4,59 N (-0,2 N). Die tiefgezogene Folie gleicher Stärke kommt nach Alterung auf eine minimale Abweichung von 3,67 N auf 3,65 N (-0,02 N). Allerdings fällt hier der große Fehler auf, der vor Alterung bei 0,90 und nach Alterung bei 0,93 liegt.

Die Folie „Biocompatible Thermoforming Material“ der Firma Leone (Leone, s.p.a., Sesto Fierentino, Italien) wurde ebenfalls in den Stärken 0,5 mm und 1,0 mm gemessen (siehe Abbildung 22). Durch das Tiefziehen der 0,5 mm starken Folie kommt es zu einem durchschnittlichen Kraftabfall von 3,24 N auf 1,33 N, dies entspricht ca. 58,9 %. Beide getesteten Folienstärken haben sowohl im Originalzustand als auch im tiefgezogenen Zustand einen leichten Kraftanstieg nach Alterung zu verzeichnen. Dieser beträgt bei der 0,5 mm starken nicht-tiefgezogenen Folie von 3,24 N auf 3,39 N ca. +0,15 N, bei der tiefgezogenen Folie in 0,5 mm von 1,33 N auf 1,42 N ca. +0,09 N.

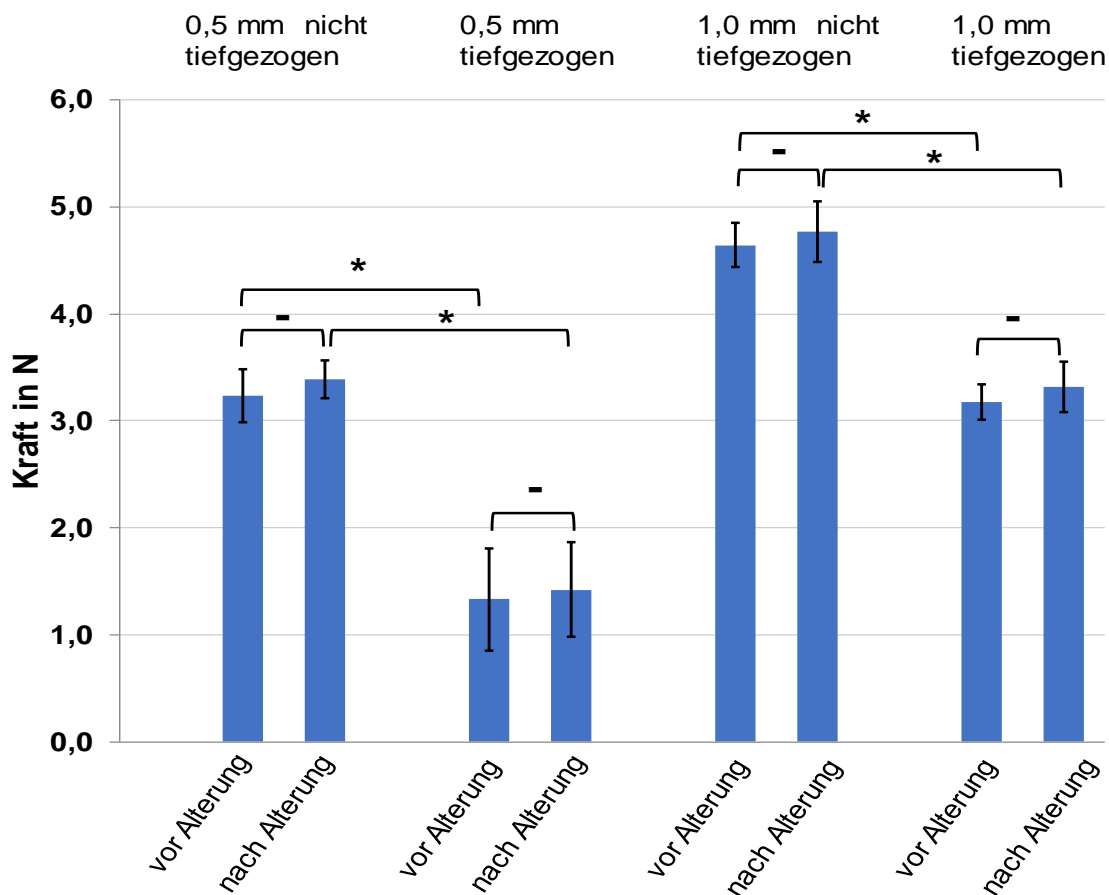


Abb. 22: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Biocompatible Thermoforming Material“ des Herstellers Leone. Die Folien zeigen alle einen kleinen Kraftanstieg von durchschnittlich 0,13 N nach Alterung durch Wassereinlagerung.

Bei der 1,0 mm starken Folie kommt es zu einem Kraftabfall von 4,64 N auf 3,18 N, dies entspricht ca. 31,5 %. Die 1,0 mm starke Folie im Originalzustand hat einen leichten Kraftanstieg nach Alterung von 4,64 N auf 4,77 N (+0,13 N) zu verzeichnen. Im tiefgezogenen Zustand liegt der Anstieg der Kraft von 3,18 N auf 3,32 N (+0,14 N).

Die Alignerfolie „Gospet“ der Firma Oscident (Oscident GmbH, Bad Homburg v.d.H.) wurde in den Stärken 0,5 mm und 1,0 mm gemessen (siehe Abbildung 23).

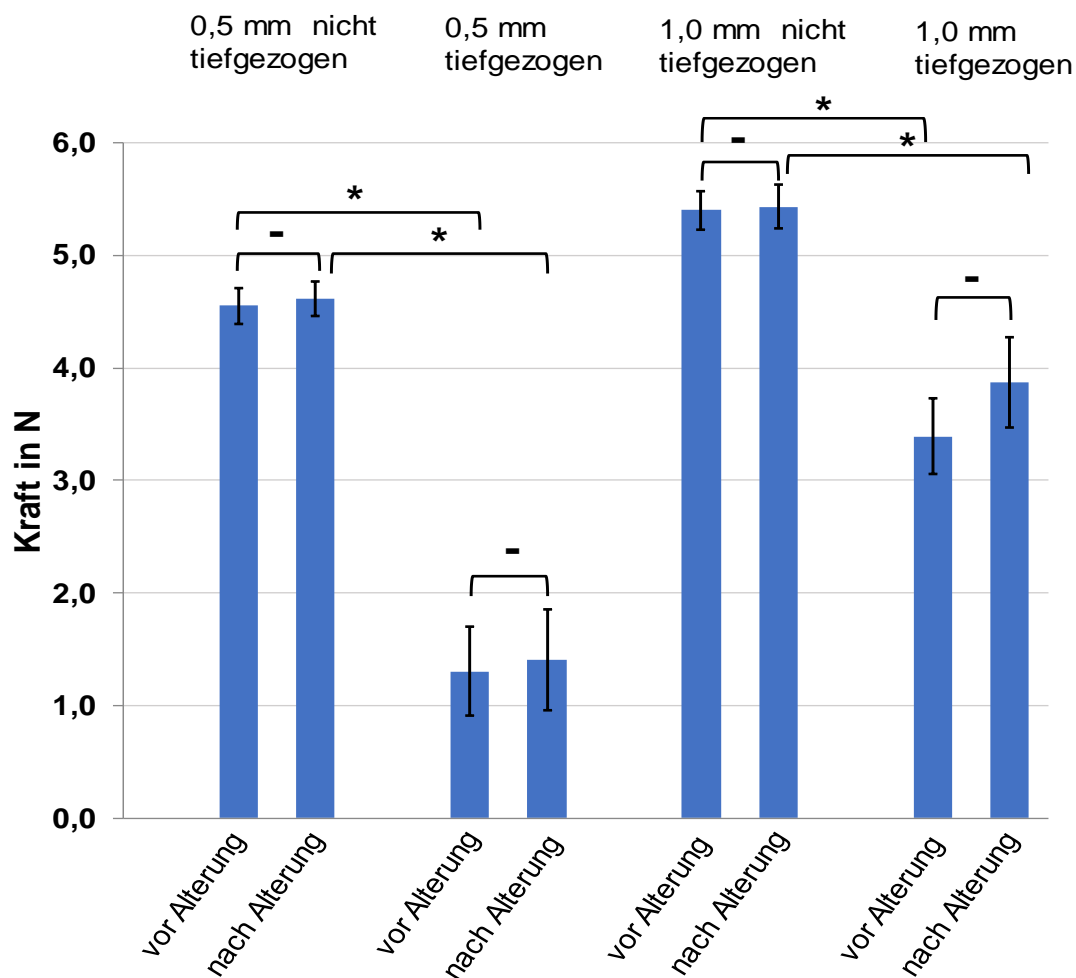


Abbildung 23: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft in N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Gospet“ des Herstellers Oscident. Bis auf die Folie „1,0 mm tiefgezogen“, die einen leichten Kraftanstieg nach Alterung von 0,49 N aufweist, zeigen die übrigen Folien eine eher gleichbleibende Kraftwirkung nach 24-stündiger Wassereinlagerung.

Durch den Tiefziehvorgang erfuhr die 0,5 mm starke Folie einen Kraftabfall von 4,55 N auf 1,31 N, dies entspricht ca. 71,2 %. Die 24-stündige Alterung im Wasserbad erzeugt eine Kraftzunahme der 0,5 mm starken nicht-tiefgezogenen Folie von 4,55 N auf 4,62 N (+0,07 N), während die tiefgezogene Folie mit einem Kraftzuwachs von 1,31 N auf 1,41 N (+0,1 N) einhergeht.

Die Stärke 1,0 mm erfährt allein durch den Tiefziehvorgang von 5,4 N auf 3,39 N einen Kraftabfall von ca. 37,2 %. Die Alterung der 1,0 mm starken Folie im Originalzustand resultiert mit einer minimalen Kraftzunahme von 5,40 N auf 5,43 N (+0,03 N). Die Alterung der tiefgezogenen 1,0 mm starken Folie geht mit einer Krafterhöhung von 3,39 N auf 3,88 N (+0,49 N) einher.

Die Folie „Duran“ der Firma Scheu (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn) wurde in den Stärken 0,5 mm, 0,75 mm und 1,0 mm belastet (siehe Abbildung 24).

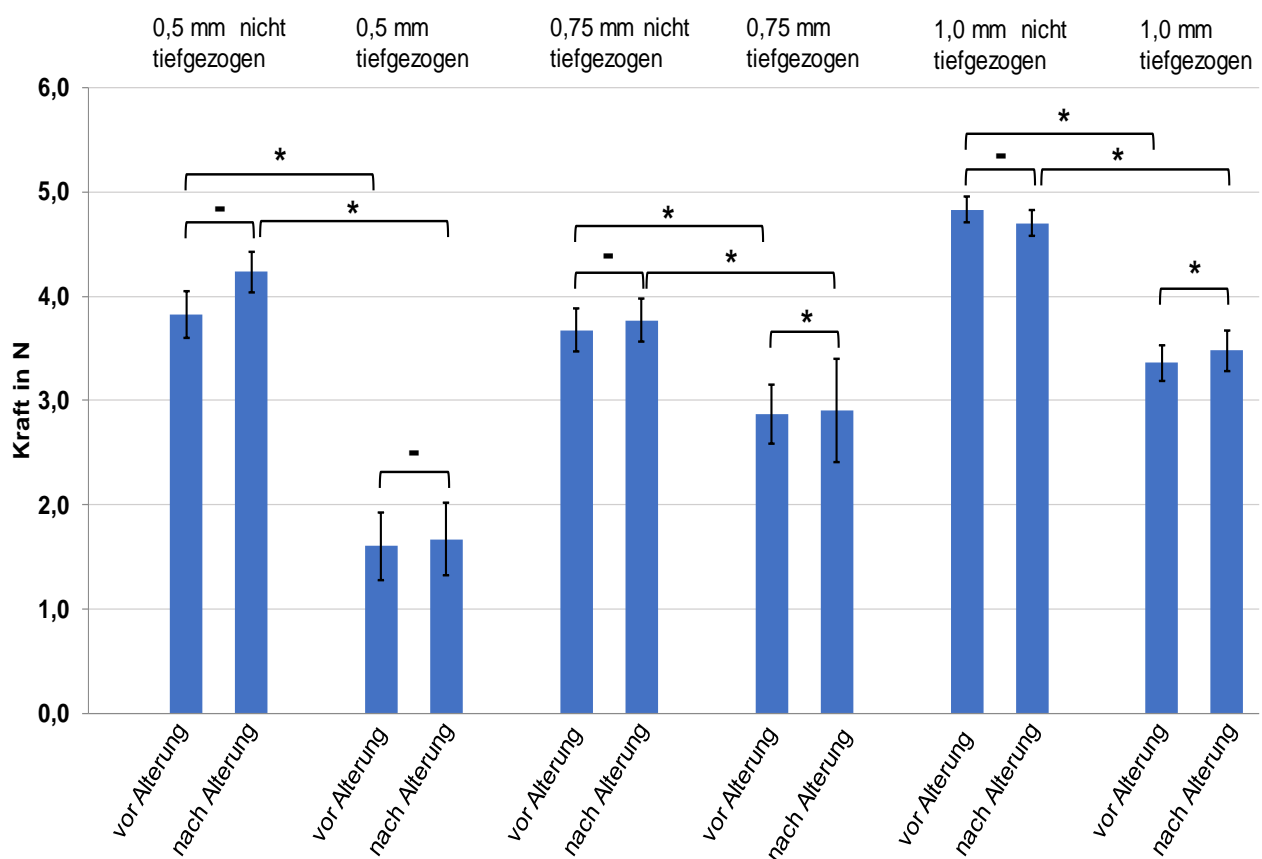


Abb. 24: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Duran“ des Herstellers Scheu. Bis auf die Folie „0,5 mm nicht-tiefgezogen“, die einen leichten Kraftanstieg nach Alterung von 0,07 N aufweist zeigen die übrigen Folien eine eher gleichbleibende Kraftwirkung nach 24-stündiger Wassereinlagerung.

Die Stärke 0,5 mm erfährt durch das Tiefziehen der Folie einen Kraftabfall von 3,82 N auf 1,60 N, dies entspricht ca. 58,1 %. Durch Alterung der 0,5 mm starken Folie im nicht-tiefgezogenen Zustand kommt es zu einer Kraftzunahme von 3,82 N auf 4,24 N (+0,42 N), im tiefgezogenen Zustand kommt es zu einer Kraftzunahme von 1,60 N auf 1,67 N (+0,07 N).

Bei der 0,75 mm starken Folie kommt es durch den Tiefziehvorgang zu einer Kraftabnahme von 3,68 N auf 2,88 N, dies entspricht ca. 21,7 %. Die Alterung der Stärke 0,75 mm im nicht-tiefgezogenen Zustand bewirkt eine durchschnittliche Kraftzunahme von 3,68 N auf 3,77 N (+0,09 N). Im tiefgezogenen Zustand kommt es nach Alterung im Wasserbad zu einer Zunahme der Kraft von 2,88 N auf 2,91 N (+0,03 N).

Die Stärke 1,0 mm erfährt durch das Tiefziehen eine Abnahme der Kraft von 4,83 N auf 3,36 N, dies entspricht ca. 30,4 %. Die nicht-tiefgezogene Folie der Stärke 1,0 mm hat eine Kraftabnahme von 4,83 N auf 4,70 N nach Alterung zu verzeichnen (-0,13 N), während die tiefgezogene Folie der gleichen Stärke mit einer Kraftzunahme von 3,36 N auf 3,48 N (+0,12 N) nach Einlagerung einhergeht.

Die Folie Imprelon S pd der Firma Scheu wurde in den Stärken 0,5 mm und 1,0 mm untersucht (siehe Abbildung 25). Durch den Tiefziehvorgang kommt es bei der 0,5 mm starken Folie zu einem Abfall der Kraft von 5,56 N auf 0,73 N, dies entspricht ca. 86,9 %. Die Alterung der nicht-tiefgezogenen Folie 0,5 mm bedingt einen Kraftabfall von 5,56 N auf 5,27 N (-0,29 N). Im tiefgezogenen Zustand der 0,5 mm starken Folie kommt es nach der 24-stündigen Alterung zu keiner Änderung der Kraft (vor und nach Alterung ca. 0,73 N).

Die Stärke 1,0 mm erfährt durch das Tiefziehen der Folie einen Kraftabfall von 5,12 N auf 3,19 N. Dies entspricht ca. 37,7 %. Im Originalzustand nach Wassereinlagerung kommt es zu einer Kraftabnahme von 5,12 N auf 4,90 N (-0,22 N), während das Tiefziehen der 1,0 mm starken Folie nach Alterung eine Kraftzunahme von 3,19 N auf 4,12 N (+0,02 N) bewirkt.

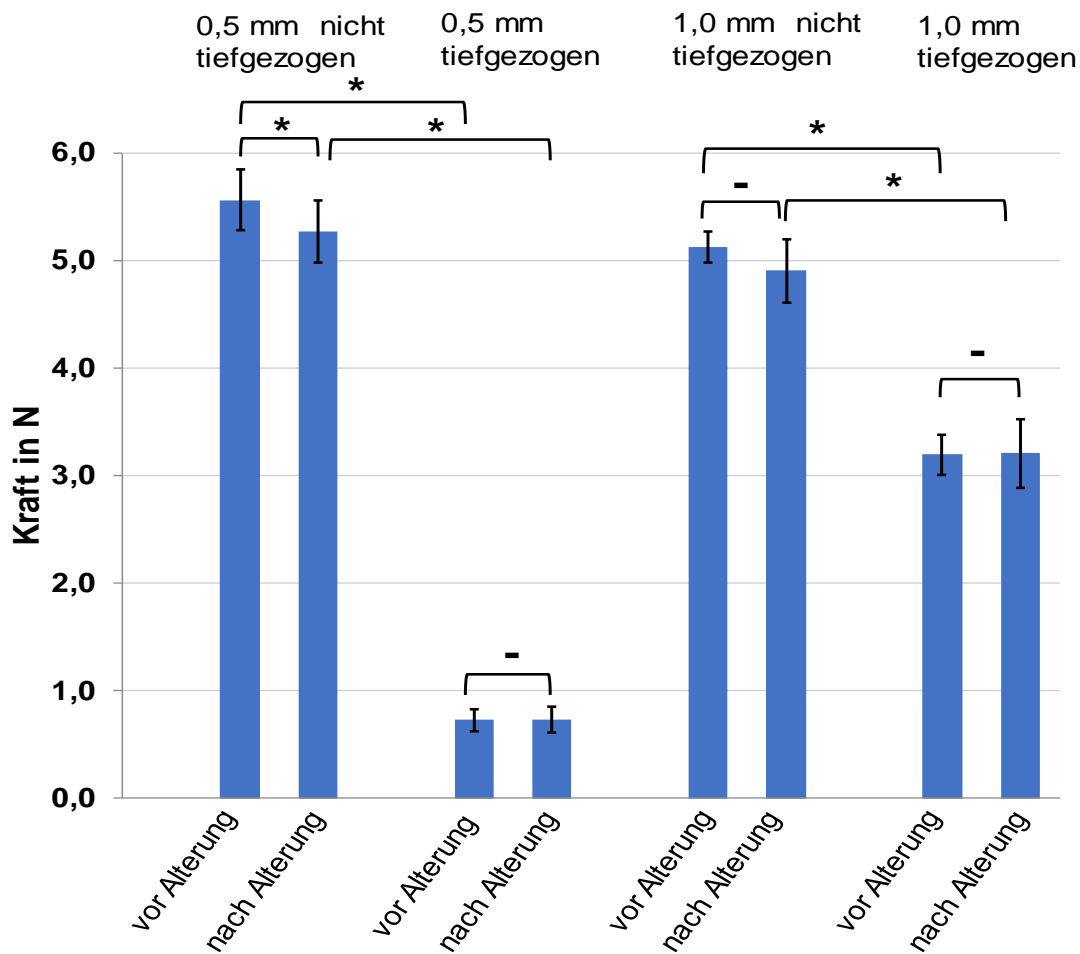


Abb. 25: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Imprelon S pd“ des Herstellers Scheu. Die nicht-tiefgezogenen Folien weisen einen Kraftabfall nach Alterung von Durchschnittlich 0,25 N auf, wohingegen die tiefgezogenen Folien eine eher gleichbleibende Kraftwirkung nach 24-stündiger Wassereinlagerung aufweisen.

4.2.1 Ergebnisse des Ringversuchs

Im Rahmen des Ringversuchs des Normausschusses Kieferorthopädische Produkte im DIN wurden die Folien „Duran“ der Firma Scheu Dental in der Stärke 0,75 mm mit 0,1 mm Durchbiegungstiefe in Laboren der Fa. Scheu, der Universität Ulm und der Universität Bonn (vorliegende Arbeit) untersucht. In Tabelle 4 sind unsere Ergebnisse des ersten Versuchsdurchlaufs dargestellt. Zum Zeitpunkt des Abschlusses unserer Untersuchungen standen nur die Ergebnisse der Fa. Scheu für beide Versuchsdurchläufe zur Verfügung.

Diese werden in der Diskussion (Kapitel 5.1) näher betrachtet und mit den eigenen Ergebnissen verglichen.

Bei den nicht-tiefgezogenen Proben konnte vor Alterung im Wasserbad eine durchschnittliche Kraft von ca. 3,68 N ($\pm 0,21$), und nach 24 Stunden Alterung im Wasserbad eine Kraft von durchschnittlich ca. 3,77 N ($\pm 0,21$) verzeichnet werden (siehe Tabelle 4).

Die durchschnittliche Kraftdifferenz liegt bei 0,09 N ($\pm 0,29$).

Tab. 4.: Ergebnisse des Ringversuchs der Proben zur Folie Scheu „Duran“ in der Stärke 0,75 mm, nicht-tiefgezogen.

Probenbezeichnung	Markenname	Material	Initiale Folienstärke (mm)	Vorbehandlung	Einlagerung 24 h in Aqua dest.	Durchbiegungstiefe (mm)	Initiale Kraft F(t=0) (N)	Finale Kraft F (t=24h) (N)	Kraftdifferenz
sdo713	Duran	PET-G	0,75	Ohne	ohne Last	0,1	3,59	3,42	-0,17
sdo724	Duran	PET-G	0,75	Ohne	ohne Last	0,1	3,50	3,97	+0,47
sdo71	Duran	PET-G	0,75	Ohne	ohne Last	0,1	3,45	3,83	+0,38
sdo732	Duran	PET-G	0,75	Ohne	ohne Last	0,1	3,94	3,97	+0,03
sdo742	Duran	PET-G	0,75	Ohne	ohne Last	0,1	3,90	3,66	-0,24

Ø3,68 Ø3,77 Ø0,09
(±0,21) (±0,21) (±0,29)

Die tiefgezogenen Folien des Ringversuchs wurden ebenfalls mit 0,1 mm Durchbiegungstiefe belastet, nach 24 Stunden konnte bei den tiefgezogenen Proben eine durchschnittliche initiale Kraft von ca. 2,88 N ($\pm 0,28$), und eine finale Kraft von durchschnittlich ca. 2,91 N ($\pm 0,49$) verzeichnet werden (siehe Tabelle 5).

Die durchschnittliche Kraftdifferenz liegt bei 0,03 N ($\pm 0,34$).

Tab 5.: Ergebnisse des Ringversuchs der Proben zur Folie Scheu „Duran“ in der Stärke 0,75 mm, tiefgezogen.

Probenbezeichnung	Markenname	Material	Initiale Folienstärke (mm)	Vorbehandlung	Einlagerung 24 h in Aqua dest.	Durchbiegungstiefe (mm)	Initiale Kraft F(t=0) (N)	Finale Kraft F (t=24h) (N)	Kraftdifferenz
sdt754d2	Duran	PET-G	0,75	Tiefziehen	ohne Last	0,1	3,07	2,56	-0,51
sdt764d2	Duran	PET-G	0,75	Tiefziehen	ohne Last	0,1	3,14	3,57	+0,43
sdt772d2	Duran	PET-G	0,75	Tiefziehen	ohne Last	0,1	3,01	3,38	+0,37
sdt781d2	Duran	PET-G	0,75	Tiefziehen	ohne Last	0,1	2,36	2,29	-0,07
sdt784d2	Duran	PET-G	0,75	Tiefziehen	ohne Last	0,1	2,81	2,72	-0,09
							Ø2,88 (±0,28)	Ø2,91 (±0,49)	Ø0,03 (±0,34)

4.3 Ergebnisse des Relaxationsversuchs (zweiter Versuchsdurchlauf)

Nachfolgend werden die Ergebnisse des zweiten Versuchsdurchlaufs in Form von Kurvendiagrammen nach Stärke und Vorbehandlung (original oder tiefgezogen) sortiert dargestellt. Gemessen wurden je Stärke und Folie jeweils ein Probenkörper im tiefgezogenen

und nicht-tiefgezogenen Zustand. Lediglich die für den Ringversuch verwendete Folie „Duran“ der Firma Scheu Dental wurde in der Stärke 0,75 mm mit je fünf Probekörpern im tiefgezogenen und fünf Probekörpern im nicht-tiefgezogenen Zustand je 24 Stunden lang belastet. Dabei kam es im Rahmen der Untersuchungen von drei tiefgezogenen Proben und einer nicht-tiefgezogenen Probe zu Fehlmessungen, die in der Auswertung der Ergebnisse daher nicht berücksichtigt werden konnten.

Der Probekörper wurde entsprechend der Messvorgaben über den Kraftaufnehmer „XForce P“ der Firma Zwick Roell im temperierten Wasserbad angefahren, so dass zu Beginn der Messung über die Prüfsoftware „testXpert II“ (Firma ZwickRoell) eine Maximalkraft bei entsprechend vorgegebener Auslenkung registriert werden konnte, um dann die Messung starten zu können. Die dabei entstandene Kurve beschreibt den Kraftabfall, den der Probekörper innerhalb der 24-stündigen Messung erfuhr. Auch bei dieser Messung wurden wie im ersten Versuchsdurchlauf keine dynamischen Bewegungen, sondern lediglich statische, entlang der Y-Achse gerichtete Kräfte registriert. Die Drift, die die Maschine zeigte, wurde zu jeder Probe protokolliert und die Ergebnisse entsprechend korrigiert. Für die Grafiken wurden nur die Folien berücksichtigt, deren Drift zwischen -0,5 mm und +0,5 mm lag, da nicht genau nachvollzogen werden konnte, wann die Drift innerhalb der 24-stündigen Dauerbelastung einsetzte.

Zudem wurde die Spannungsrelaxation S_R anhand von Anfangskraft (F_0) und Endkraft (F_{24}) ermittelt, um die Reduktion der Spannung unter konstanter Verformung aufzuzeichnen:

$$S_R = \left(\frac{F_{24}}{F_0} \right)$$

4.3.1 Ergebnisse des Ringversuchs

Die Folien „Duran“ der Firma Scheu Dental in der Stärke 0,75 mm wurden mit 0,1 mm Durchbiegungstiefe belastet, nach 24 Stunden konnte bei den nicht-tiefgezogenen Proben eine durchschnittliche initiale Kraft von ca. 5,03 N ($\pm 0,19$), und eine finale Kraft von durchschnittlich ca. 2,98 N ($\pm 0,89$) verzeichnet werden. Die mittlere Spannungsrelaxation lag bei 0,60 ($\pm 0,17$), siehe Tabelle 6.

Tab. 6: Messergebnisse des Ringversuchs zur Folie DURAN der Firma Scheu Dental in der Stärke 0,75 mm, nicht-tiefgezogen, zur Ermittlung der Spannungsrelaxation nach 24-stündiger Belastung

Probenbezeichnung	Markenname	Material	Initiale Folienstärke (mm)	Vorbehandlung	Einlagerung (24 h in Aqua dest.)	Durchbiegungstiefe (mm)	Initiale Kraft F(t=0) (N)	Finale Kraft F (t=24h) (N)	Spannungsrelaxation F(24)/F(0)
SD075O2.3	Duran	PET -G	0,75	Ohne	mit Last	0,1	5,20	1,80	0,35
SD075O2.2	Duran	PET -G	0,75	Ohne	mit Last	0,1	4,70	2,43	0,52
SD075O1.4	Duran	PET -G	0,75	Ohne	mit Last	0,1	5,10	3,82	0,75
SD075O4.4	Duran	PET -G	0,75	Ohne	mit Last	0,1	5,10	3,85	0,76

$\bar{\varnothing} 5,03$ $\bar{\varnothing} 2,98$ $\bar{\varnothing} 0,60$
 $(\pm 0,19)$ $(\pm 0,89)$ $(\pm 0,17)$

Abbildung 26 zeigt zudem alle nicht-tiefgezogenen Folien des Ringversuchs im Kraft-Zeit-Diagramm. Es zeigt sich, dass die Kraft im Dauerlastversuch im Durchschnitt um ca. 41,7 % sinkt.

Nach 24 Stunden konnte bei den tiefgezogenen Proben der Folie Scheu Duran 0,75 mm eine durchschnittliche initiale Kraft von ca. 2,92 N ($\pm 0,03$) und eine finale Kraft von durchschnittlich 1,53 N ($\pm 0,16$) verzeichnet werden.

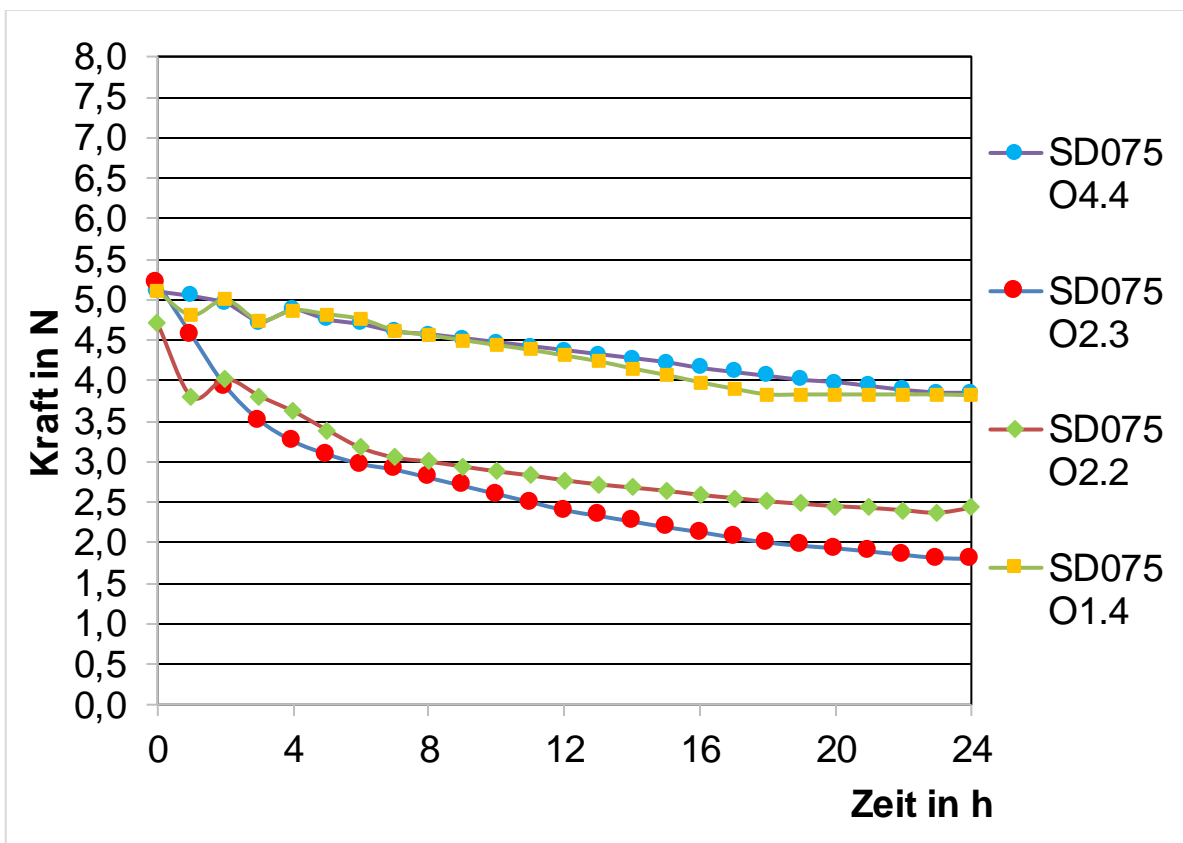


Abb. 26: Die Grafik zeigt das Ergebnis der Dauerbelastung für den Ringversuch der Folie „Scheu Duran“ in der Stärke 0,75 mm nicht-tiefgezogen, im Kraft-Zeit-Diagramm.

Die mittlere Spannungsrelaxation lag bei $0,53 (\pm 0,06)$. Hierbei ist zu beachten, dass es bei der Versuchsdurchführung mehrere Fehlmessungen gab, weshalb zur Auswertung nur die in Tabelle 7 gezeigten Ergebnisse berücksichtigt werden konnten.

Tab. 7: Messergebnisse des Ringversuchs zur Folie DURAN der Firma Scheu Dental in der Stärke 0,75 mm, tiefgezogen, zur Ermittlung der Spannungsrelaxation nach 24-stündiger Belastung

Probenbezeichnung	Markenname	Material	Initiale Folienstärke (mm)	Vorbehandlung	Einlagerung (24 h in Aqua dest.)	Durchbiegungstiefe (mm)	Initiale Kraft $F(t=0)$ (N)	Finale Kraft $F(t=24h)$ (N)	Spannungsrelaxation $F(24)/F(0)$
S075T6.2	Duran	PET-G	0,75	Tiefziehen	mit Last	0,1	2,89	1,69	0,58

Fortsetzung Tab.7:

S075T8.2	Duran	PET- G	0,75	Tief- ziehen	mit Last	0,1	2,94	1,37	0,47
							Ø 2,92 (±0,03)	Ø 1,53 (±0,16)	Ø 0,53 (±0,06)

Abbildung 27 zeigt die beiden gemessenen tiefgezogenen Folien des Ringversuchs im Kraft-Zeit-Diagramm. Es kommt zu einer durchschnittlichen Kraftabnahme von ca. 47,6 % nach 24-stündiger Dauerbelastung.

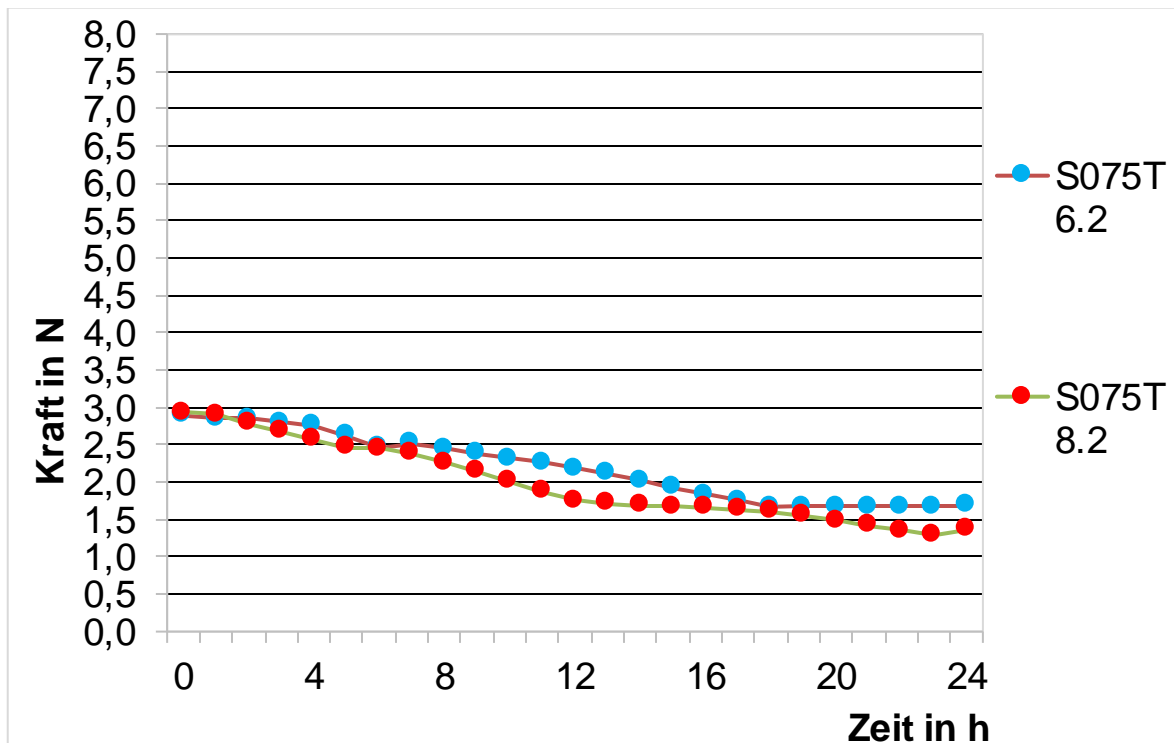


Abb. 27: Die Grafik zeigt das Ergebnis der Dauerbelastung für den Ringversuch der Folie „Scheu Duran“ in der Stärke 0,75 mm tiefgezogen, im Kraft-Zeit-Diagramm.

4.3.2 Ergebnisse der Folienstärken 0,5 mm

Tabelle 8 gibt die Ergebnisse der Folienstärken 0,5 mm wieder. Hierbei wurden initiale Kraft, finale Kraft, Kraftdifferenz und Spannungsrelaxation der Folien im tiefgezogenen und nicht-tiefgezogenen Zustand unter Dauerbelastung mit 0,15 mm Durchbiegungstiefe und einer Vorlast von 0,01 N im 37 °C temperierten Wasserbad dokumentiert.

Tab. 8: Messergebnisse der tiefgezogenen und nicht-tiefgezogenen Proben in der Folienstärke 0,5 mm im 24-stündigen Dauerbelastungsversuch

Hersteller/ Foliename	Material	Initiale Folienstärke (mm)	Vorbehandlung	Einlagerung (24 h in Aqua dest.)	Durchbiegungstiefe (mm)	Initiale Kraft F (t=0) N	Finale Kraft (t=24h) N	ØKraftdifferenz Nach 24 h ΔF	Spannungsrelaxa- tion F(24h)/F(0)
Aldente Folidur-N	PET- G	0,5	Ohne	Mit Last	0,15	4,23	2,80	-1,43	0,66
Aldente Folidur-N	PET- G	0,5	Tief- ziehen	Mit Last	0,15	1,70	0,86	-0,84	0,51
Dreve Biolon	PET- G	0,5	Ohne	Mit Last	0,15	5,20	1,68	-3,52	0,32
Dreve Biolon	PET- G	0,5	Tief- ziehen	Mit Last	0,15	3,06	1,39	-1,67	0,45
Erkodent Erkodur	PET- G	0,5	Ohne	Mit Last	0,15	3,10	2,22	-0,88	0,72
Erkodent Erkodur	PET- G	0,5	Tief- ziehen	Mit Last	0,15	1,98	0,69	-1,29	0,35
Foresta- dent Track A	PET- G	0,5	Ohne	Mit Last	0,15	2,39	1,60	-0,79	0,67
Foresta- dent Track A	PET- G	0,5	Tief- ziehen	Mit Last	0,15	1,02	0,18	-0,84	0,17
Leone BTM	PET- G	0,5	Ohne	Mit Last	0,15	3,15	1,64	-1,51	0,52
Leone BTM	PET- G	0,5	Tief- ziehen	Mit Last	0,15	1,45	0,92	-0,53	0,63
Oscident Gospet	PET- G	0,5	Ohne	Mit Last	0,15	4,84	1,93	-2,91	0,40

Fortsetzung Tab. 8:

Oscident Gospet	PET- G	0,5	Tief- ziehen	Mit Last	0,15	1,31	0,67	-0,64	0,51
Scheu Duran	PET- G	0,5	Ohne	Mit Last	0,15	4,08	1,66	-2,42	0,41
Scheu Duran	PET- G	0,5	Tief- ziehen	Mit Last	0,15	1,64	0,813	-0,83	0,50
Scheu Imprelon S pd	PET- G	0,5	Ohne	Mit Last	0,15	5,85	4,18	-1,67	0,71
Scheu Imprelon S pd	PET- G	0,5	Tief- ziehen	Mit Last	0,15	0,76	0,58	-0,18	0,76

Die durchschnittliche Spannungsrelaxation der nicht-tiefgezogenen Folien lag bei ca. 0,55 ($\pm 0,15$), die der tiefgezogenen bei ca. 0,49 ($\pm 0,16$). Die Kraftdifferenz lag im Mittel bei den nicht-tiefgezogenen Folien bei -1,89 N ($\pm 0,91$) und bei den tiefgezogenen Folien bei -0,85 N ($\pm 0,43$).

Die Folien Scheu „Imprelon S pd“ und Dreve „Biolon“ zeigten im nicht-tiefgezogenen Zustand die höchste Anfangskraft (siehe Abbildung 28). Während die Initialkraft bei der Folie Scheu „Imprelon S pd“ bei 5,85 N liegt, zeigt sie eine Kraftabnahme von ca. 1,67 N. Höher fällt die Kraftabnahme der Folie „Biolon“ aus, hier zeigt sich unter den nicht-tiefgezogenen Folien die größte Kraftdifferenz mit -3,52 N. Die Folie Forestadent „Track A“ zeigt im Versuch die niedrigste initiale Kraft. Diese liegt bei ca. 2,39 N. Auch die niedrigste Kraftdifferenz und damit konstanteste Kraftausübung der nicht-tiefgezogenen 0,5 mm starken Folien geht von ihr aus mit -0,79 N.

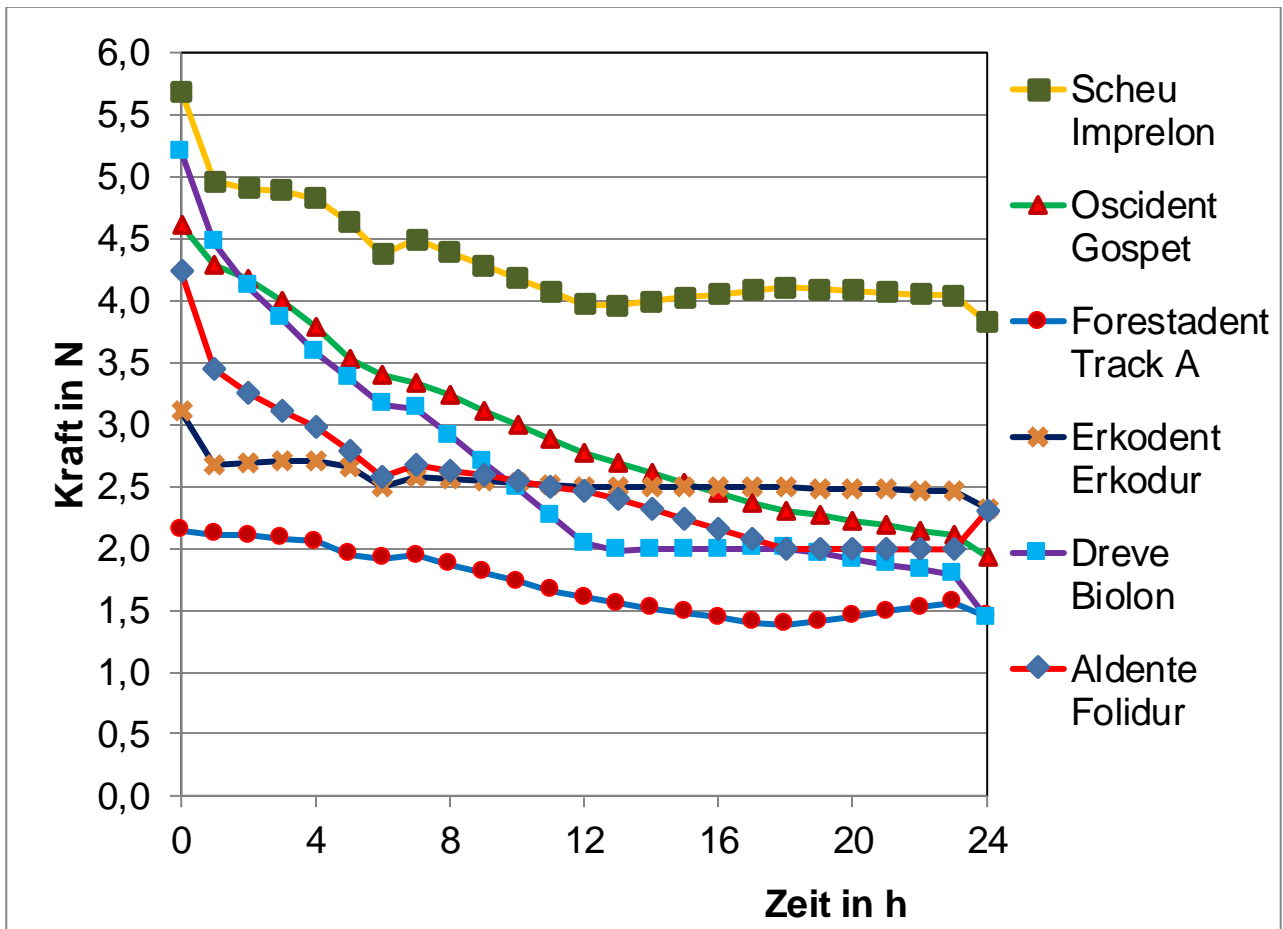


Abb. 28: Die Grafik zeigt das Ergebnis der Dauerbelastung für die Folien mit der Stärke 0,5 mm Scheu „Imprelon S pd“, Oscident „Gospet“, Forestadent „Track A“, Dreve „Biolon“, Aldente „Folidur“ und Erkodent „Erkodur“ nicht-tiefgezogen, im Kraft-Zeit-Diagramm.

Bei den tiefgezogenen Folien zeigte auch hier die Folie „Biolon“ der Firma Dreve mit 3,06 N die höchste Anfangskraft und liegt in der Kraftdifferenz wie auch zuvor im nicht-tiefgezogenen Zustand im Vergleich zu den übrigen Folien mit -1,67 N am höchsten (siehe Abbildung 29). Die niedrigste Kraftdifferenz ging von der Folie „Imprelon S pd“ der Firma Scheu aus. Mit einer Anfangskraft von -0,76 N erreicht sie eine Kraftabnahme von nur ca. -0,18 N nach 24-stündiger Dauerbelastung.

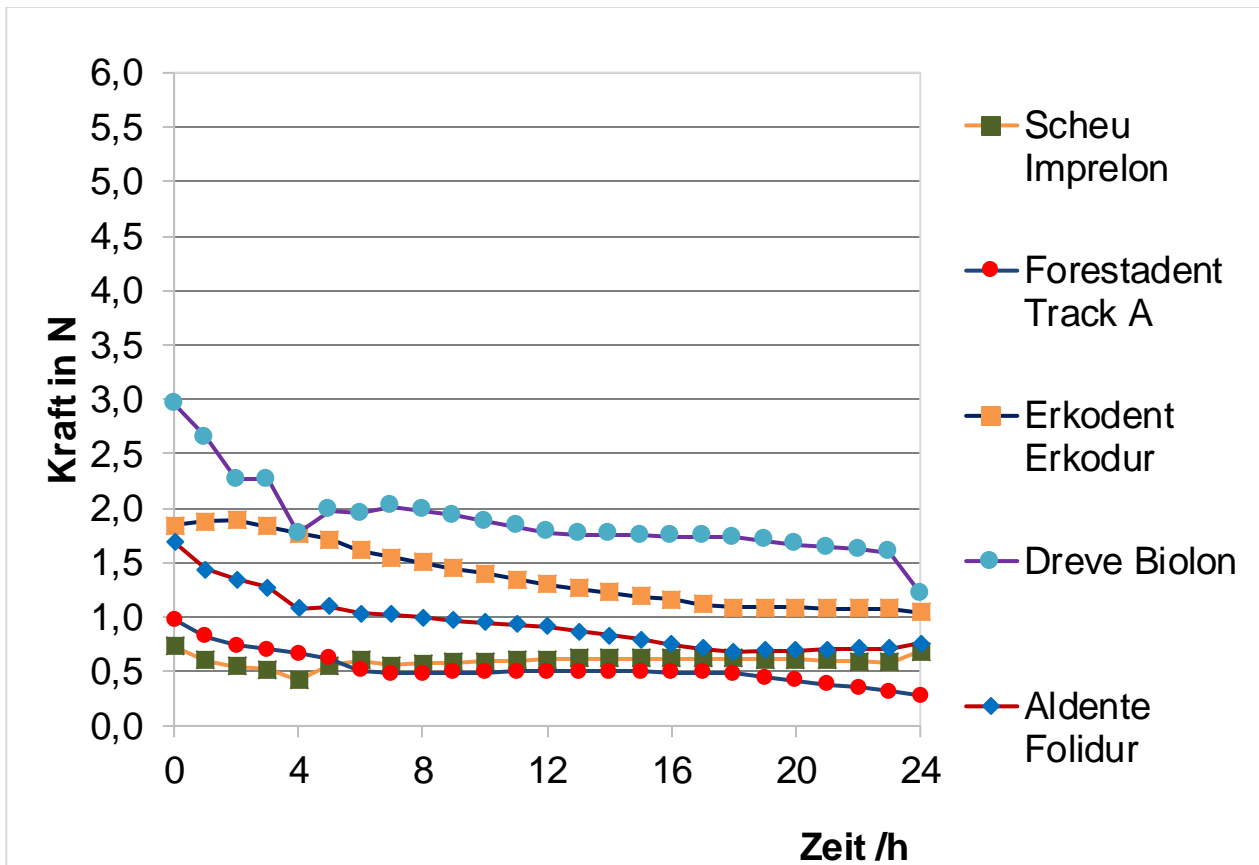


Abb. 29: Die Grafik zeigt das Ergebnis der Dauerbelastung für die Folien mit der Stärke 0,5 mm Scheu „Imprelon S pd“, Dreve „Biolon“, Aldente „Folidur“, Forestadent „Track A“ und Erkodent „Erkodur“ tiefgezogen, im Kraft-Zeit-Diagramm.

4.3.3 Ergebnisse der Folienstärken 1,0 mm

Tabelle 9 gibt die Ergebnisse der Folienstärken 1,0 mm wieder. Hierbei wurden wie zuvor auch initiale Kraft, finale Kraft, Kraftdifferenz und Spannungsrelaxation der Folien im tiefgezogenen und nicht-tiefgezogenen Zustand unter Dauerbelastung mit 0,10 mm Durchbiegungstiefe und einer Vorlast von 0,01 N im 37 °C temperierten Wasserbad dokumentiert.

Tab. 9: Messergebnisse der tiefgezogenen und nicht-tiefgezogenen Proben in der Folienstärke 1,0 mm im 24-stündigen Dauerbelastungsversuch

Hersteller/ Foliename	Material	Initiale Folienstärke (mm)	Vorbehandlung	Einlagerung (24 h in Aqua dest.)	Durchbiegungstiefe (mm)	Initiale Kraft F (t=0) N	Finale Kraft (t=24h) N	ØKraftdifferenz Nach 24 h ΔF	Spannungsrelaxation F(24h)/F(0)
Aldente Folidur-N	PET- G	1,0	Ohne	Mit Last	0,10	5,68	5,93	+0,25	1,04
Aldente Folidur-N	PET- G	1,0	Tief- ziehen	Mit Last	0,10	3,32	2,65	-0,67	0,80
Dentsply Essix ACE	PET- G	1,0	Ohne	Mit Last	0,10	4,66	3,56	-1,10	0,76
Dentsply Essix ACE	PET- G	1,0	Tief- ziehen	Mit Last	0,10	3,29	2,47	-0,82	0,75
Dreve Biolon	PET- G	1,0	Ohne	Mit Last	0,10	5,32	4,68	-0,64	0,88
Dreve Biolon	PET- G	1,0	Tief- ziehen	Mit Last	0,10	5,50	3,74	-1,76	0,68
Erkodent Erkodur	PET- G	1,0	Ohne	Mit Last	0,10	4,84	4,93	+0,09	1,02
Erkodent Erkodur	PET- G	1,0	Tief- ziehen	Mit Last	0,10	3,96	4,29	+0,33	1,08
Foresta- dent Track A	PET- G	1,0	Ohne	Mit Last	0,10	4,83	3,82	-1,01	0,79
Foresta- dent Track A	PET- G	1,0	Tief- ziehen	Mit Last	0,10	3,96	2,62	-1,34	0,66

Fortsetzung Tab. 9:

Leone BTM	PET- G	1,0	Ohne	Mit Last	0,10	4,82	3,72	-1,10	0,77
Leone BTM	PET- G	1,0	Tief- ziehen	Mit Last	0,10	3,58	-0,45	-4,03	-0,13
Oscident Gospet	PET- G	1,0	Ohne	Mit Last	0,10	5,47	4,91	-0,56	0,90
Oscident Gospet	PET- G	1,0	Tief- ziehen	Mit Last	0,10	3,63	2,88	-0,75	0,79
Scheu Duran	PET- G	1,0	Ohne	Mit Last	0,10	7,98	4,82	-3,12	0,60
Scheu Duran	PET- G	1,0	Tief- ziehen	Mit Last	0,10	3,34	1,81	-1,53	0,54
Scheu Imprelon S pd	PET- G	1,0	Ohne	Mit Last	0,10	6,39	5,75	-0,64	0,90
Scheu Imprelon S pd	PET- G	1,0	Tief- ziehen	Mit Last	0,10	3,21	3,98	+0,76	1,24

Die durchschnittliche Spannungsrelaxation der nicht-tiefgezogenen Folien lag bei ca. 0,85 ($\pm 0,13$), die der tiefgezogenen bei ca. 0,71 ($\pm 0,36$). Die Kraftdifferenz lag im Mittel bei den nicht-tiefgezogenen Folien bei $-0,89$ N ($\pm 0,95$) und bei den tiefgezogenen Folien bei $-1,09$ N ($\pm 1,30$).

Die Folie Scheu „Duran“ zeigt im nicht-tiefgezogenen Zustand die höchste Anfangskraft (siehe Abbildung 30). Während die Initialkraft bei der Folie Scheu „Duran“ bei 7,98 N liegt, zeigt sie gleichzeitig die höchste Kraftabnahme mit $-3,12$ N.

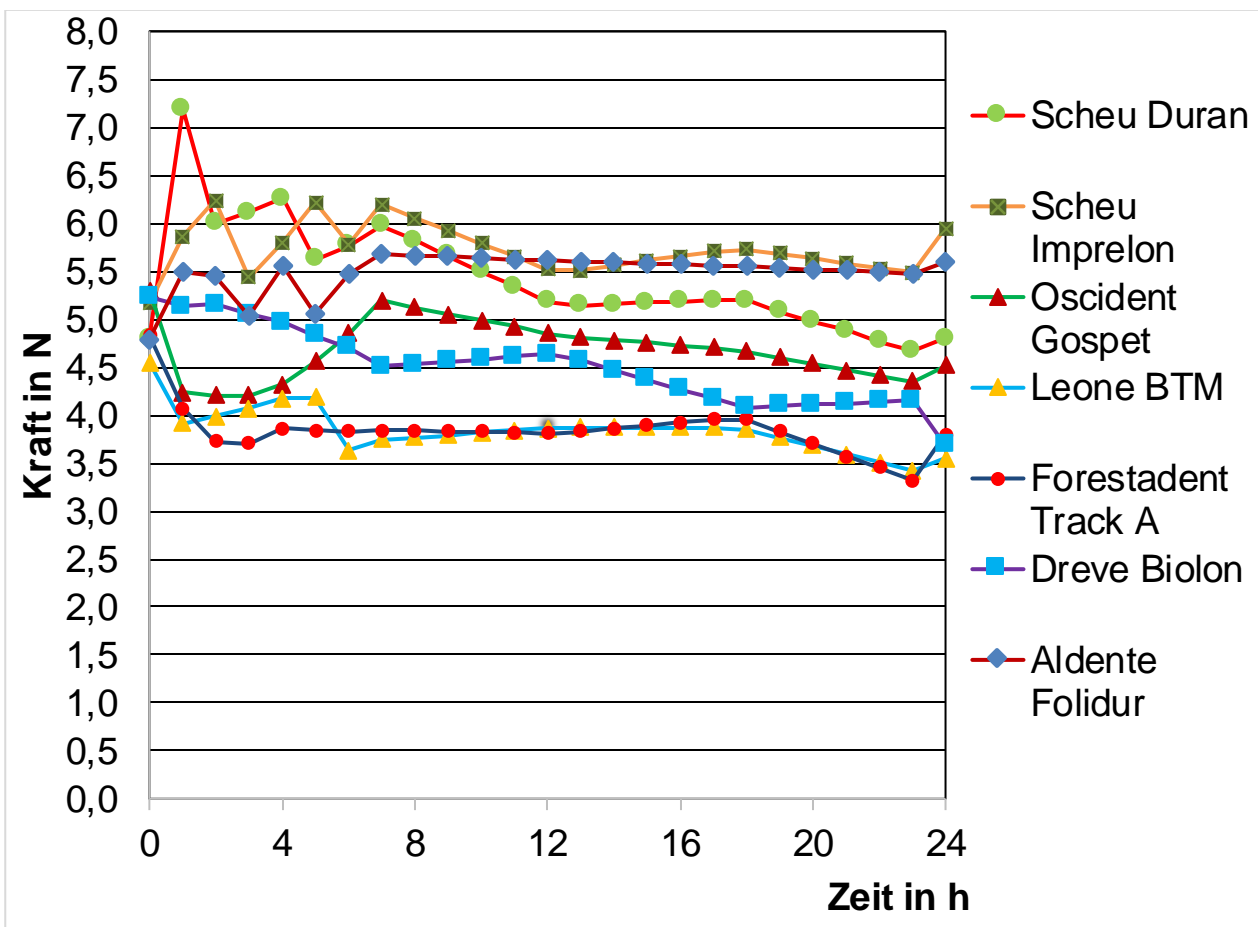


Abb. 30: Die Grafik zeigt das Ergebnis der 24-stündigen Dauerbelastung für die Folien mit der Stärke 1,0 mm Scheu „Duran“, Scheu „Imprelon S pd“, Oscident „Gospet“, Leone „BTM“, Forestadent „Track A“, Aldente „Folidur“ und Dreve „Biolon“ nicht-tiefgezogen im Kraft-Zeit-Diagramm.

Die niedrigste Kraftdifferenz und damit konstanteste Kraftausübung der nicht-tiefgezogenen 1,0 mm starken Folien geht von der Folie „Erkodur“ der Firma Erkodent mit +0,09 N, bei einer Initialkraft von 4,84 N aus.

Bei den tiefgezogenen Folien zeigt auch hier die Folie „Biocompatible Thermoforming Material“ der Firma Leone mit -4,03 N die höchste Kraftdifferenz (siehe Abbildung 31). Die niedrigste Kraftdifferenz geht auch bei den tiefgezogenen 1,0 mm starken Proben von der Folie „Erkodur“ der Firma Erkodent aus. Diese beträgt ca. +0,33 N bei einer Initialkraft von 3,96 N.

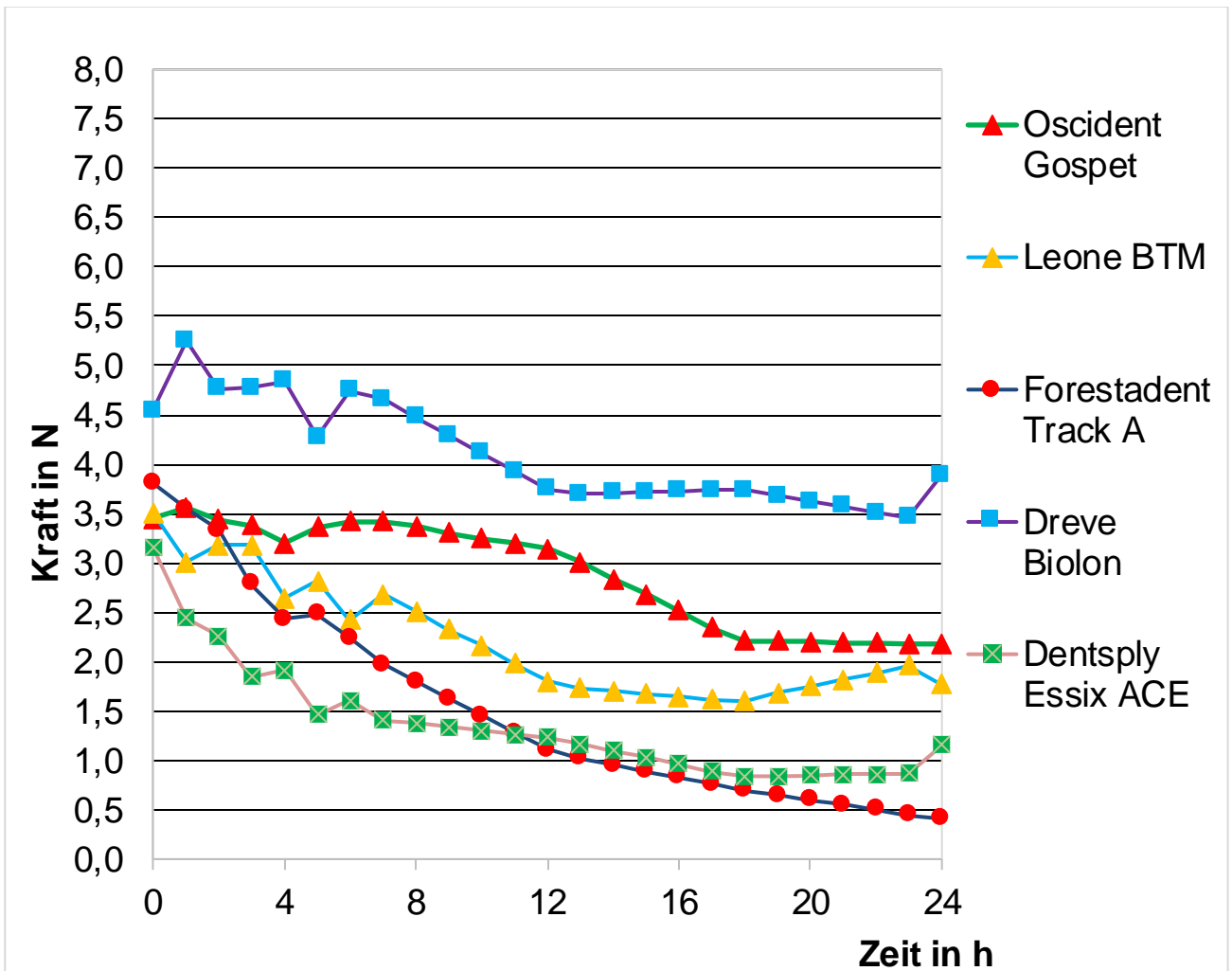


Abb. 31: Die Grafik zeigt das Ergebnis der 24-stündigen Dauerbelastung für die Folien mit der Stärke 1,0 mm Oscident „Gospet“, Leone „BTM“, Forestadent „Track A“, Dreve „Biolon“ und Dentsply „Essix ACE“ tiefgezogen im Kraft-Zeit-Diagramm.

5. Diskussion

In-vitro-Messverfahren zur Kraftmessung von kieferorthopädischen Alignermaterialien sind in der Werkstoffkunde der Kieferorthopädie von hoher Bedeutung, wenn deren Resultate eine relevante Einschätzung und Bewertung zur Wahl des richtigen Werkstoffes liefern. Im Idealfall haben Zähne im Bereich der Krone eine physiologische Beweglichkeit von ca. 0,2 mm. Dies entspricht dem Inkrement, dem ein Aligner idealerweise folgen sollte. Eine zu hohe Kraftapplikation kann genauso wie ein zu schneller Kraftabfall eine unerwünschte Komplikation der Behandlung darstellen, was somit das Ergebnis der kieferorthopädischen Maßnahme signifikant beeinträchtigen und im schlechtesten Fall mit Schäden des Zahnes und Zahnhalteapparates einhergehen könnte.

Der 3-Punkt-Biegeversuch wurde schon vermehrt in anderen Studien zur Untersuchung von kieferorthopädischen Materialien eingesetzt, leider gibt es jedoch bisher wenig vergleichende Literatur. Die vorliegenden Versuchsdurchläufe können leicht reproduziert werden und gerade der zweite Versuchsdurchlauf eignet sich zum Erstellen einer einheitlichen DIN-Norm, die die Chance bietet, vergleichbare und vertrauenswürdige Ergebnisse zu schaffen, um einen Anhaltspunkt auf eine ausreichende Steifigkeit und Eignung des Alignerfolienmaterials zu liefern.

Im Folgenden werden zunächst die Ergebnisse diskutiert, anschließend die angewandte Methode näher beleuchtet.

5.1 Diskussion der eigenen Ergebnisse und Vergleich mit der Literatur

Die Ergebnisse des ersten Versuchsdurchlaufs decken sich teils mit den Ergebnissen des Ringversuchsteilnehmers Fa. Scheu zur Untersuchung der Folie Scheu Duran 0,75. Im ersten Versuchsdurchlauf zeigen sich auch bei der Fa. Scheu vernachlässigbar geringe Abweichungen nach Alterung im Wasserbad. Bei den tiefgezogenen Folien der ersten Versuchsdurchführung wurden in dieser Arbeit durchschnittlich 0,03 N ($\pm 0,34$) gemessen, während die Firma Scheu im Ringversuch durchschnittlich 0,2 N ($\pm 0,17$) Kraftdifferenz verzeichnet. Bei den nicht-tiefgezogenen Folien verzeichnen wir eine durchschnittliche Kraftdifferenz von 0,09 N ($\pm 0,29$), während hier die Firma Scheu („DIN 2019: Dokumentation zum Ringversuch“) 0,18 N ($\pm 0,05$) Kraftdifferenz verzeichnet.

Im zweiten Versuchsdurchlauf zur Spannungsrelaxation nach 24 Stunden im Wasserbad beträgt die durchschnittliche Spannungsrelaxation in dieser Arbeit für die tiefgezogenen Folien 0,53 ($\pm 0,06$), bei der Firma Scheu 0,31 N ($\pm 0,02$). Die nicht-tiefgezogenen Folien haben in dieser Arbeit eine durchschnittliche Spannungsrelaxation von 0,6 N ($\pm 0,17$), bei der Firma Scheu 0,43 N ($\pm 0,03$). Zu beachten sei jedoch, dass die Anfangs- und Endkraftwerte der Firma Scheu deutlich höher ausfallen, als die Werte in dieser Arbeit, was durchaus an der Charge oder am Tiefziehvorgang liegen könnte.

Es ist jedoch festzuhalten, dass eine 24-stündige Wasserlagerung bei 37 °C aus der Prüfvorschrift der Norm vernachlässigt werden kann, da bei keiner der getesteten Folien im Ringversuch eine relevante Kraftveränderung beobachtet werden konnte. Dies kann mit der chemischen und physikalischen Beschaffenheit des Kunststoffes erklärt werden.

In der Literatur gibt es nur eine Arbeit, die einen Vergleich der gemessenen Ergebnisse erlaubt, da sich in den hier durchgeführten Versuchen auch an den Empfehlungen von Elkholy et al. orientiert wurde. Elkholy et al. haben 2019 einen Dreipunkt-Biegeversuch unternommen und Folien der Firma Duran u.a. in den Stärken 0,5 mm und 0,75 mm im tiefgezogenen und nicht-tiefgezogenen Zustand sowohl bei Raumtemperatur als auch im Wasserbad untersucht. Dabei wurden die Proben über vier verschiedene Formen tiefgezogen (Gipsmodellbasisform, Dachziegelform, Edelstahlplatte und wie in dieser Arbeit über einen Gipszylinder mit 7 cm Durchmesser) und die Kraftverhältnisse miteinander verglichen. Es wurde derselbe Auflagenabstand und dieselbe Probendimension wie in dieser Arbeit gewählt und zunächst die Kraft gemessen und nach Alterung im Wasserbad bei 37 °C erneut gemessen. Zunächst ist anzumerken, dass es sowohl für die tiefgezogenen als auch nicht-tiefgezogenen Folien Abweichungen unserer Messungen der Stärken zu denen von Elkholy et al. gibt. Nicht-tiefgezogen haben die 0,5 mm starken Folien in den Messungen von Elkholy et al. durchschnittlich 0,56 mm (in dieser Arbeit 0,50 mm) tiefgezogen 0,50 mm (in dieser Arbeit 0,38 mm). Die Folien mit 0,75 mm haben in den Messungen von Elkholy et al. durchschnittlich nicht-tiefgezogen 0,77 mm (in dieser Arbeit 0,74 mm), tiefgezogen 0,74 mm (in dieser Arbeit 0,57 mm). Dies könnte begründen, warum die Kräfteergebnisse bei gleicher Auslenkung bei Elkholy et al. höher ausfallen, als bei den Messungen in dieser Arbeit. Der Grund könnte im Tiefziehverfahren liegen, da in der Arbeit von Elkholy et al. nicht klar ersichtlich ist, mit welchem Gerät tiefgezogen wurde. Da die Geräte über unterschiedliche Heizspiralen und Temperaturen arbeiten, könnte hier die

Fehlerquelle liegen. Allerdings zeigen auch die nicht-tiefgezogenen Folien höhere Ausgangswerte als bei unseren Messungen. All diese Beobachtungen könnten aber auch ein Ergebnis unterschiedlicher Chargen des Materials sein und somit die Schwankungen des Ausgangsmaterials als Ursprung angesehen werden.

Die Kraftmessungen vor und nach 24-stündiger Alterung im 37 °C warmen Wasserbad decken sich mit den Beobachtungen des ersten Versuchsdurchlaufes, dass eine einfache Einlagerung keinen starken Einfluss auf die Kraftergebnisse der Alignerfolien hat. Die Relaxationsmessungen ergeben wahrscheinlich aufgrund der stärkeren Folien von Elkholy et al. auch größere Initial- und Finalkräfte, jedoch decken sich die prozentualen Kraftabnahmen mit den Messungen des zweiten Versuchsdurchlaufes dieser Arbeit. Elkholy et al. beobachtete bei den nicht-tiefgezogenen 0,5 mm starken Folien eine Kraftabnahme nach 24-stündiger Dauerbelastung von ca. 56,2 %. Die Kraftabnahme beim zweiten Versuchsdurchlauf für die gleiche Folie lag in unseren Messungen bei 50,4 %. Bei der tiefgezogenen 0,75 mm starken Folie verzeichneten Elkholy et al. nach 24 Stunden einen Kraftabfall von ca. 42,9 %. In unseren Messungen liegt der Kraftabfall für dieselbe Folie bei ca. 40,7 %. Die Spannungsrelaxation für 0,5 mm nicht-tiefgezogen liegt bei Elkholy et al. (2019) bei ca. 0,44 und in unseren Messungen bei ca. 0,41. Für die 0,75 mm starke nicht-tiefgezogene Folie liegt die Spannungsrelaxation im Versuch von Elkholy et al. (2019) bei durchschnittlich 0,57 und in unserer Versuchsdurchführung bei ca. 0,60 ($\pm 0,17$).

Um eine Vergleichbarkeit der tatsächlichen Messergebnisse gewährleisten zu können, wird die Euler Bernoulli-Formel (Kraft der Biegelinie) angeführt. Sie zeigt die Kraft in Abhängigkeit zur Durchbiegung auf:

$$F = \frac{48 \cdot E \cdot I \cdot f}{l^3} ,$$

E steht für Elastizitätsmodul der jeweiligen Folie, f ist die individuelle Auslenkung, l der Auflagenabstand und I das Flächenträgheitsmoment.

Somit ist das Flächenträgheitsmoment ausschlaggebend, wenn man die Ergebnisse einer Folie miteinander vergleicht, da die übrigen Variablen sich nicht verändern:

$$I = \frac{b \cdot h^3}{12} ,$$

b steht für die Breite der Probe, in den Versuchsreihen ist sie mit 10 mm standardisiert.

h^3 gibt das Verhältnis der gemessenen Folien aus den Versuchen von Elkholy (h_{Ulm}) und den Messungen aus dieser Arbeit wieder (h_{Bonn}):

$$h = \left(\frac{h_{Ulm}}{h_{Bonn}} \right) ,$$

Berechnet man nun anhand der Messergebnisse der Stärke der 0,5 mm tiefgezogenen Folie das Verhältnis so ergibt sich:

$$h^3 = \left(\frac{0,50 \text{ Ulm}}{0,38 \text{ Bonn}} \right)^3 = 2,28 \quad .$$

Um die Kraftmessungen der beiden Arbeiten vergleichen zu können, ist also das Verhältnis der gemessenen Stärken der Proben ausschlaggebend, und lässt eine Abweichung der Kraft N multipliziert mit 2,28 zu. Da die Kraftstärke für die angegebene Folie in dieser Arbeit bei 1,6 N ($\pm 0,33$) lag, und bei Elkholy et al. bei 2,89 N ($\pm 0,41$), würde dies die Ergebnisse bestätigen.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass sich ähnliche Ergebnisse aus dem Verhältnis der Messungen ableiten lassen.

Dass sich mechanische Eigenschaften von thermoplastisch geformten Alignern mit Temperaturschwankungen, wie sie im intraoralen Milieu vorkommen, verändern bereits bekannt, wurde aber wenig untersucht. Ihssen et al. untersuchte dies 2019 anhand von thermoplastischen Alignermaterialien in drei Gruppen. Eine Gruppe wurde im Wasserbad bei 37 °C gelagert, während bei der zweiten Gruppe extreme Temperaturschwankungen durch Thermozyklierung simuliert wurden und die dritte Gruppe bei 22 °C Raumtemperatur als Kontrollgruppe diente. Anschließend wurden Zugtests durchgeführt und die Elastizitätsmodule bestimmt. Es konnte festgestellt werden, dass die thermozyklierten Proben eine 48 % höhere Wasseraufnahme zeigten als die anderen Gruppen und somit zu einer Alterung des PET-G-Materials führten. Die physikalischen Veränderungen die in der Verringerung des Elastizitätsmoduls und der Zugfestigkeit beobachtet werden konnten, sind der Grund für eine Kraftabnahme (Ihssen et al., 2019).

In der Untersuchung von Kwon et al. wurden verschiedene Materialien für thermoplastisch hergestellte Aligner untersucht. Die Materialien für die nach Herstellerangaben tiefgezogenen standardisierten Proben (Essix A+, Essix ACE, Essix C+) bestanden aus Polyethylene und Polypropylen und wurden u. a. nach Thermozyklierung im 3-Punkt-Biegeversuch auf Kraftabgabe untersucht. Auch hier konnte festgestellt werden, dass Thermozyklieren die Kraftabgabe vermindert, nicht jedoch im Bereich der optimalen Kraftabgabe (Auslenkungsbereich von 0,2-0,5 mm). Die Ergebnisse bestätigen, dass man für ähnliche Kraftgrößen dünnere Folien verwenden kann, diese aber weiter auslenken muss, um ähnliche Kraftergebnisse zu erhalten wie mit dickeren Schienen. Die Alternative wären kleinere Set-Up-Schritte, was einen höheren Laboraufwand, höhere Kosten und längere Tragedauer implizieren würde (Kwon et al. 2008).

Iijima et al. haben in ihrer Arbeit 2015 u. a. den PET-G Kunststoff Scheu Duran untersucht, dieser wurde zwischen 5 °C und 55 °C thermozykliert und anschließend im 3-Punkt-Biegetest im Kraftverhalten bewertet, bevor eine Formwiderherstellung durch Erhitzen erfolgte. Es konnte widerlegt werden, dass erst klinisch relevante Temperaturschwankungen im Bereich von 37 °C bis 60°C wie sie im Alltag beispielsweise beim Trinken von heißen Speisen oder Getränken vorkommen können, in den Materialien eine Spannungsrelaxation auslösen, die zu einer relevanten Kraftabnahme der Aligner führen (Iijima et al. 2015).

Elkholy et al. erforschten in verschiedenen Untersuchungen anhand von verschiedenen Messungen das Kraftverhalten von Alignern, indem sie die mechanischen Belastungen, Kräfte und Drehmomente anhand von Mesialisierungen, Distalisierungen sowie labialer und palatinaler Bewegungen anhand von Zahnmodellen untersuchten. Zusammenfassende Feststellung dessen war, dass selbst dünne Alignerfolien eine ausreichende Steifigkeit aufweisen, um eine Zahnbewegung induzieren zu können (Elkholy et al. 2016; 2017)

Weder die Ergebnisse von Iijima et al. (2015) noch von Elkholy et al. (2016; 2017) können zu Vergleichszwecken für diese Arbeit herangezogen werden, da fertige Aligner über Zahnmodelle hergestellt wurden und nicht wie in unserem Fall über genormte Zylinder. Anwendungsorientierte Messungen simulieren eine kliniknahe Situation. Jeder Patient ist aber letztendlich individuell unterschiedlich, und anhand dieser Messungen kann man zunächst eine Aussage über einen bestimmten Patientenfall machen und nicht Kraftwerte

individuell für jede Schiene verallgemeinern. Letztendlich bleiben es aber In-vitro-Messungen, mit denen immer noch nicht klar ausgesagt werden kann, wie stark die Kraft ist, die tatsächlich auf den Zahn wirkt, da z. B. die Wirkung und der Widerstand des PDL gänzlich unberücksichtigt bleibt. Letztendlich sagen diese Versuchsaufbauten nur aus, dass die getesteten Folien eine ausreichende Steifigkeit besitzen, um den Zahn auszulenken. Hierzu würde jedoch auch ein einfacher 3-Punkt-Biegeversuch ausreichen.

Für alle gestesteten Folien des zweiten Versuchsteils konnte eine Spannungsrelaxation nach 24-stündiger Lagerung mit mechanischer Belastung eindeutig nachgewiesen werden. Sie betrug zwischen 0,17 und 1,24 und zeigte deutliche, materialabhängige Unterschiede. Somit konnte das Ziel durch Anwendung der Prüfvorschrift erreicht werden und es konnte gezeigt werden, dass dieser Versuchsteil geeignet ist, die Relaxation kieferorthopädischer Folienmaterialien nachzuweisen.

Die Arbeiten von Iijima et al. aus 2015 und Kwon et al. aus 2008 untermauern zudem die Annahme, dass allein durch Wasseraufnahme und gleichbleibende Wärme des auspolymerisierten PET-G-Kunststoffes keine relevante Änderung der Makromolekülstruktur erfolgen kann. Erst durch die gleichzeitige mechanische Belastung, wie sie im Rahmen dieser Arbeit im zweiten Versuchsdurchlauf untersucht wurde, werden die Makromoleküle soweit gedehnt und neu angeordnet, dass eine Kraftveränderung erfolgen kann.

Dies belegen auch die Untersuchungen von Fang et al. (2013) die in einem Versuch die Spannungsrelaxation im Wasserbad und bei 20 °C Raumtemperatur untersuchten. Man kann die Ergebnisse der Studie nicht vollständig auf den zweiten Versuchsdurchlauf in dieser Arbeit spiegeln, da nur ein Zeitfenster von 180 Minuten betrachtet wurde, in dem Probekörper im 37 °C warmen Wasserbad oder bei Raumtemperatur belastet und untersucht wurden. Ähnlich wie in unserem Versuch waren die 1 mm starken Probekörper Erkodur der Firma Erkodent die Folien mit der langsamsten Spannungsrelaxation, gefolgt von Biolon der Firma Dreve. Die Folie Duran der Firma Scheu war in dem durchgeführten Versuch die Folie mit der niedrigsten Restspannung. Der Versuch von Fang et al. zeigt auch hier, dass eine Spannungsrelaxation im Wasserbad im Vergleich zur Raumtemperatur beschleunigt wird (Fang et al., 2013). Ergänzend zu dieser Studie ist jedoch zu sagen, dass die Belastung von drei Stunden eher unrealistisch ist, um das langfristige Kraftverhalten von Folien bewerten zu können, da innerhalb der ersten zwei Stunden zwar der größte Kraftabfall geschieht, es aber im Laufe einer zweiten Phase innerhalb weiterer

Tage zu einem stetigen kleineren Kraftabfall kommt und es gerade bezogen auf den klinischen Alltag zu beachten ist, dass die kieferorthopädische Kraft die von Alignern ausgeht eben nicht gleichbleibend ist (Jaggy et al. 2020).

Anzumerken ist jedoch, dass die Alterung durch In-vitro-Lagerung in destilliertem Wasser bei 37 °C nicht der Situation intraoral entspricht. Die Gesamtheit der Mikroorganismen in der Mundhöhle kann schlecht bis gar nicht nachgeahmt werden. Es ist nicht auszuschließen, dass die individuelle Mundflora die Materialbeschaffenheit sowohl in der Oberflächenstruktur, Zusammensetzung und mechanischen Wirkungsweise verändern könnte. Der Biofilm und dessen spätere Kalzifizierung, der sich gleich nach Platzierung des kieferorthopädischen Gerätes in der Mundhöhle bildet, ist ein oft beobachteter Hergang, der bei vielen verwendeten kieferorthopädischen Materialien, gleich ihrer Materialzugehörigkeit, beobachtet wird und dessen Wirkungsweise auf die kieferorthopädische Behandlungsmaßnahme bis heute nicht hinreichend erforscht ist (Eliades und Bourauel, 2005). Das einfache Einlagern der Proben in unserem Versuch bei 37 °C in destilliertem Wasser hat somit keinen physikalischen Effekt, folglich ist der medizinische Nutzen bei klinischer Anwendung weniger relevant.

Im zweiten Versuchsdurchlauf blieben die Ergebnisse der Folie „Imprelon S pd“ der Firma Scheu in der tiefgezogenen 1,0 mm starken Version unberücksichtigt, da sich trotz mehrmaliger Messungen immer wieder schlechte bis keine Ergebnisse reproduzieren lassen konnten. Beim Tiefziehen der Folie hat sich bereits gezeigt, dass sich diese besonders schlecht verarbeiten ließ, da sie im Tiefziehvorgang im Gerät „Ministar S®“ der Firma SCHEU gleich nach Erhitzen sofort Blasen an der Oberfläche warf, obwohl es sich bei dem Tiefziehgerät um ein Gerät des Folienherstellers handelte, bei dem die Folie über einen Barcode einfach eingescannt wurde. Somit waren Heizvorgang und Abkühlzeit vorgegeben und mögliche Fehlerquellen hätten ausgeschlossen werden können. Es handelte sich um die Charge: LOT0219A, REF3320. Nach Reklamation beim Hersteller wurden neue Folien zugesandt, die keine Blasen mehr warfen, jedoch hing die Folie gleich zu Beginn des Heizvorgangs etwas durch. Nach mehreren fehlerhaften Tiefziehvorgängen konnten doch noch einige Folien gewonnen werden, die für die Versuche genutzt werden konnten. Es kann geschlussfolgert werden, dass die bedingte Verarbeitbarkeit des Materials ursächlich für die schlechten Kraftergebnisse dieser Folie sein können.

Den höchsten Kraftabfall wiesen die Folien „Duran“ und „Imprelon S pd“ der Firma Scheu auf. Die Werte sind in der 24-stündigen Relaxationsmessung des zweiten Versuchsdurchlaufs für die nicht-tiefgezogenen 1,0 mm starken Folien die höchsten mit 7,93 N (Duran) und 6,39 N (Imprelon S pd) Kraftabfall nach 24 Stunden. Dies entspricht nicht den gewünschten Kriterien einer kontrollierten Kraftabgabe, weist aber auch auf eine ähnliche Zusammensetzung der Folien hin. Eine kontrollierte Kraftabgabe im Sinne einer konstanten und kontinuierlichen Kraft ist schonender und sollte angestrebt werden. Eine zu schnelle Kraftabgabe ist unerwünscht, da sie z.B. unerwünschte Resorptionsprozesse auslösen kann (Burstone, 1989).

5.2 Diskussion von Material & Methodik

5.2.1 Diskussion der Messmethode

Zunächst lässt sich feststellen, dass der erste Versuchsdurchlauf gezeigt hat, dass das Gerät OMSS (Orthodontisches Mess- und Simulations-System) der Universität Bonn im ersten Versuchsdurchlauf gute Ergebnisse liefern konnte. Die Proben wurden gemessen und 24 Stunden später nach Alterung im Wasserbad erneut belastet. Es zeigte sich, dass die Kräfte gut reproduziert werden konnten und die Unterschiede gering waren. Die geringen Messunterschiede lassen sich ggf. durch die leichte Wasseraufnahme der Proben im Wasserbad erklären. Die geringe Standardabweichung von 5-10 % der Messwerte nach 24 Stunden ist ein Hinweis darauf, dass sich diese Messmethode für diesen Versuchsdurchlauf als geeignet herausgestellt hat.

Als problematisch bei den Relaxationsmessungen erwies sich die Werkstoffprüfmaschine ZMART Pro® (Firma ZwickRoell). Obwohl das Gerät regelmäßig gewartet und auch kalibriert wird, war das Verhalten insbesondere des Kraftsensors aufgrund der starken Drift absolut nicht zufriedenstellend. Durch sorgfältige Korrektur dieser Drift durch händisch festgehaltene Korrekturwerte konnte dieses Problem zwar behoben werden, für einen routinemäßigen Einsatz erscheint jedoch insbesondere diese in der Zahnklinik der Universität Bonn zur Verfügung stehende Maschine nicht geeignet. Dies ist ein weiterer Punkt, der die Beschränkung auf einen Probekörper rechtfertigt. Das Ziel, die unterschiedliche Relaxation der Folienmaterialien nachzuweisen, konnte dennoch erreicht werden.

5.2.2 Diskussion der verwendeten Materialien und deren Vorbereitung

Dieser Teil der Diskussion befasst sich mit dem verwendeten Material und dessen Vorbereitung, insbesondere im Hinblick auf das Tiefziehverfahren. Beim Tiefziehen der Folien werden diese nach Herstellerinformation erwärmt um dann im plastischen Zustand z. B. über ein Gipsmodell gezogen zu werden. Da die Hersteller der thermoplastischen Folien nicht Standarddurchmesser vertreiben, musste auf zwei verschiedene Tiefziehgeräte zurückgegriffen werden. Die Folien mit Foliendurchmesser 120 mm (Folidur-N, Essix ACE, Biolon, Erkodur, Biocompatible Thermoforming Material) wurden nach Herstellerangaben mit dem Tiefziehgerät „Erkoform-RVE“ der Firma ERKODENT verarbeitet. Die Folien mit Foliendurchmesser 125 mm (Track A, Gospet, Duran, Imprelon S pd) wurden mit dem Tiefziehgerät „Ministar S[®]“ der Firma SCHEU tiefgezogen. Während das „Erkoform-RVE“ über ein Vakuum Unterdruck erzeugt und mit maximal 0,8 bar arbeitet, arbeitet das „Ministar S[®]“ über Druck mit bis zu 4 bar. Dabei kommt es beim Tiefziehverfahren regelmäßig zu einer Abnahme der Materialwandstärke, wobei es beim Druckverfahren zu weniger Wandstärkenverlust kommt, als beim Vakuumverfahren. Zudem kommt es beim Druckverfahren zu einer erhöhten Passgenauigkeit bei der Herstellung von Schienen (Waked und Caputo, 2005).

Zu beachten ist weiterhin, dass Aligner, die vakuumthermoformiert werden (z.B. Erkodur) schwächere Kräfte auf die Zähne ausüben, als Aligner, die mit Druck thermoformiert werden. Dies könnte der erhöhten Friktion und Passgenauigkeit geschuldet sein (Hahn et al., 2009). In unseren Versuchsdurchführungen waren die Prüfkörper standardisiert und somit identisch, da über genormte Gipszylinder tiefgezogen wurde. Daher hat die Technik des Tiefziehverfahrens hier keine Relevanz. Bei klinischen Modellen könnte die Verfahrensweise aber aufgrund der individuellen Anatomie der Modelle und der unterschiedlichen Stärke an verschiedenen Stellen des Aligners wieder relevant werden.

Die unterschiedlichen Kraftergebnisse der Folien, die überwiegend aus PET-G-Material bestanden, lassen sich auch durch die tatsächlich gemessenen unterschiedlichen Foliestärken erklären. Selbst die nicht-tiefgezogenen Folien wiesen in ihrer ursprünglichen Stärke große Differenzen auf, die durch das Tiefziehverfahren nicht besser wurden. Die tiefgezogenen Folien wurden alle nach Herstellerangaben aufgeheizt und abgekühlt, die

Aufheiz- und Abkühlphasen waren jedoch nicht einheitlich (s. Kapitel „Material und Methode“). Es ist nicht auszuschließen, dass höhere Temperaturen die chemische Zusammensetzung der Proben in soweit verändern, dass sich auch die Kraftabgabeesigenschaften der Folie verändert.

Es wird empfohlen, tiefgezogene Folien auf die klinische Tauglichkeit für die Herstellung von Alignern zu untersuchen, da sich z. B. Wasserabsorption, Oberflächenhärte, Biege- und Zugfestigkeit der Materialien durch thermoformieren verändern (Ryu et al., 2018).

5.3 Klinische Schlussfolgerungen

Da es sich hier um In-vitro-Versuche handelt, ist die klinische Anwendbarkeit nicht direkt gegeben. Die Versuchsdurchführung soll letztendlich vor allem einen Hinweis darauf geben, ob eine thermoplastische Folie zur Herstellung eines Aligners eine ausreichende Steifigkeit aufweist. Der medizinische Nutzen des ersten Versuchsdurchlaufs ist klinisch eher gering, da es zu keiner übermäßigen Kraftveränderung durch einfache Einlagerung in 37 °C warmes destilliertes Wasser kommt. Erst die permanente Belastung führt im Versuch zu einer Kraftveränderung der Folie, wie sie im Versuch gemessen wird.

Da die Hersteller verschiedene Durchmesser vertreiben, könnte man einen genormten Versuch mit einem einheitlichen Gipsmodell und der Herstellung von Alignern eines Durchmessers und nur mit einem Tiefziehverfahren durchführen, da sonst die Vergleichbarkeit nicht gewährleistet wäre.

Zudem bietet es sich an, ein thermozyklisches Verfahren in beiden Versuchsdurchläufen anzustreben, um klinisch vorkommende Temperaturschwankungen zu simulieren. Da sich die physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Folien durch Tiefziehen verändern, sollte man für dieses Verfahren verstärkt tiefgezogene Folien nutzen, um die Ergebnisse klinisch verwerten und vergleichen zu können (Ryu et al., 2018).

Als Fazit der Arbeit ist festzustellen, dass die in Kapitel 3 definierten Fragestellung und Ziele, ob durch die Anwendung der definierten Prüfvorschrift eine Vergleichbarkeit gegeben ist, mit ja zu beantworten ist und sie sich auch für alle der angewandten Folien eignet. Es kann festgehalten werden, dass diese werkstoffwissenschaftliche Untersuchung zwar

nicht direkt auf die Klinik übertragen werden kann, aber vergleichende Aussagen zur Eignung der Folien erlaubt und sie sich somit als standardisiertes Prüfverfahren für eine Norm eignet.

6. Zusammenfassung

Aligner sind aus der modernen Kieferorthopädie nicht mehr wegzudenken. Mittels fast unsichtbarer Schienen werden die Zähne ohne festsitzende oder sichtbare Apparaturen in ihrer Position korrigiert, deren Ursprung Kesling mit dem Positioner setzte.

Es gibt wenige Untersuchungen, die sich mit der Kraftabgabe der Aligner beschäftigen, und deren Ergebnisse, lassen sich schwer bis gar nicht vergleichen, da es keine einheitliche Norm gibt, nach der die Messungen durchgeführt werden können. Dem soll das Abfassen einer DIN-Ringversuchsvorschrift Abhilfe leisten, indem Folien mithilfe eines 3-Punkt-Biegeversuchs unter vorgegebenen Parametern auf ihre Steifigkeit hin untersucht werden, um eine Richtung vorgeben zu können, inwiefern sich eine thermoplastisch verformbare Folie zur Herstellung eines Aligners eignet.

Die aus PET-G und Copolyester bestehenden Folien von den Herstellern Aldente, Dentsply, Dreve, Erkodent, Forestadent, Leone, Oscident und Scheu wurden zunächst im Originalzustand belassen, es wurden lediglich Proben aus den Folien herausgeschnitten. Dann wurden weitere Folien der Hersteller nach Herstellerangaben erwärmt, und über einen genormten Gipszylinder gezogen. Nach der jeweiligen Abkühlzeit wurden aus jeder tiefgezogenen Folienmitte bis zu vier Proben herausgeschnitten und beschriftet. Die Proben wurden dann in zwei Versuchsdurchläufen auf ihre Kraftabgabe hin gemessen. Im ersten Versuchsdurchlauf wurden von jeder Folie fünf Proben je nach Stärke definiert ausgelenkt und danach 24 Stunden lang in 37 °C warmes, destilliertes Wasser eingelegt. Am folgenden Tag wurden die Folien erneut gemessen und die Werte verglichen. Im zweiten Versuchsdurchlauf fand ein Relaxationsversuch statt, bei dem je eine Probe jeder Stärke und jeden Herstellers 24 Stunden lang im 37 °C warmen Wasser statisch belastet wurde und die Kraftabnahme über 24 Stunden protokolliert wurde. Zudem wurde die Spannungsrelaxation errechnet und protokolliert. Die Ergebnisse zeigen, dass der erste Versuchsdurchlauf für das Abfassen der DIN-Norm wenig relevant ist, da es zu keinen wesentlichen Kraftänderungen kommt. Dies zeigen auch die Ergebnisse des Ringversuchsteilnehmers Fa. Scheu.

Der zweite Versuchsdurchlauf ist aussagekräftiger, weil er zeigt, dass es erst durch die Zugabe der Kraft im Wasserbad zu einer Veränderung der Makromolekülstruktur kommen kann und diese soweit gedehnt werden, dass es zu einer Abnahme der Kraft kommt. Es

konnten innerhalb von 24 Stunden Kraftdifferenzen zwischen 0,77 N (Scheu Imprelon S pd, 0,5 mm, tiefgezogen) und 7,93 N (Scheu Duran, 1,0 mm, nicht-tiefgezogen) verzeichnet werden, während im ersten Versuchsdurchlauf die Kraftdifferenz nach 24 Stunden zwischen 0 N (Scheu Imprelon S pd, 0,5 mm, tiefgezogen) und 0,49 N (Oscident Gospet, 1,0 mm tiefgezogen) lag.

Die unterschiedlichen Kraftwerte können in der Herstellung der Proben liegen, da Heiz- und Abkühlzeiten variieren, auch können die tatsächlich gemessenen Folienstärken ursächlich sein, da diese von den Herstellerangaben teilweise erheblich abweichen.

Zwar können mit diesem Prüfverfahren keine praxisnahen Ergebnisse erwartet werden, jedoch ist eine Vergleichbarkeit der verwendeten Folien durch die Anwendung der Prüfvorschrift gegeben und somit ist sie als standardisiertes Verfahren im Rahmen einer Norm geeignet.

7. Tabellenanhang

Tab. 10: Durchschnittswerte des ersten Versuchsdurchlaufs der Folienstärke 0,5 mm tiefgezogen und nicht-tiefgezogen bei einer Durchbiegungstiefe von 0,15 mm, mit Angabe von Initialkraft, Finalkraft und Kraftdifferenz. In Klammern ist jeweils die Standardabweichung angegeben.

Hersteller/ Foliename	Material	Initiale Folienstärke (mm)	Vorbehandlung	Einlagerung 24h in Aqua dest.	Durchbiegungstiefe (mm)	ØInitiale Kraft F (t=0) N	ØFinale Kraft (t=24h) N	ØKraftdifferenz Nach 24 h ΔF
Aldente Folidur-N	PET- G	0,5	Ohne	Ohne Last	0,15	4,18 (±0,15)	3,99 (±0,26)	-0,19
Aldente Folidur-N	PET- G	0,5	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,15	1,62 (±0,20)	1,68 (±0,22)	+0,06
Dreve Biolon	PET- G	0,5	Ohne	Ohne Last	0,15	5,12 (±0,16)	5,15 (±0,10)	+0,03
Dreve Biolon	PET- G	0,5	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,15	2,91 (±0,21)	3,26 (±0,24)	+0,35
Erkodent Erkodur	PET- G	0,5	Ohne	Ohne Last	0,15	2,96 (±0,14)	3,22 (±0,14)	+0,26
Erkodent Erkodur	PET- G	0,5	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,15	1,80 (±0,18)	1,77 (±0,12)	-0,03
Foresta- dent Track A	PET- G	0,5	Ohne	Ohne Last	0,15	2,06 (±0,08)	2,34 (±0,08)	+0,28
Foresta- dent Track A	PET- G	0,5	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,15	0,94 (±0,07)	1,03 (±0,14)	+0,07

Fortsetzung Tab. 10

Leone BTM	PET- G	0,5	Ohne	Ohne Last	0,15	3,24 (±0,25)	3,39 (±0,18)	+0,15
Leone BTM	PET- G	0,5	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,15	1,33 (±0,48)	1,42 (±0,44)	+0,09
Oscident Gospet	PET- G	0,5	Ohne	Ohne Last	0,15	4,55 (±0,16)	4,62 (±0,16)	+0,07
Oscident Gospet	PET- G	0,5	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,15	1,31 (±0,39)	1,41 (±0,45)	+0,10
Scheu Duran	PET- G	0,5	Ohne	Ohne Last	0,15	3,82 (±0,22)	4,24 (±0,20)	+0,42
Scheu Duran	PET- G	0,5	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,15	1,60 (±0,33)	1,67 (±0,35)	+0,07
Scheu Imprelon S pd	PET- G	0,5	Ohne	Ohne Last	0,15	5,56 (±0,29)	5,27 (±0,29)	-0,29
Scheu Imprelon S pd	PET- G	0,5	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,15	0,73 (±0,11)	0,73 (±0,12)	0

Tab. 11: Durchschnittswerte des ersten Versuchsdurchlaufs der Folienstärke 1,0 mm tiefgezogen und nicht-tiefgezogen bei einer Durchbiegungstiefe von 0,10 mm. mit Angabe von Initialkraft, Finalkraft und Kraftdifferenz. In Klammern ist jeweils die Standardabweichung angegeben.

Hersteller/ Foliename	Material	Initiale Folienstärke (mm)	Vorbehandlung	Einlagerung 24h in Aqua dest.	Durchbiegungstiefe (mm)	ØInitiale Kraft F (t=0) N	ØFinale Kraft (t=24h) N	ØKraftdifferenz Nach 24 h ΔF
Aldente Folidur- N	PET- G	1,0	Ohne	Ohne Last	0,10	4,74 (±0,37)	4,83 (±0,28)	+0,09
Aldente Folidur- N	PET- G	1,0	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,10	3,35 (±0,32)	3,34 (±0,32)	-0,01
Dentsply Essix ACE	PET- G	1,0	Ohne	Ohne Last	0,10	4,66 (±0,18)	4,70 (±0,21)	+0,04
Dentsply Essix ACE	PET- G	1,0	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,10	3,76 (±0,28)	3,28 (±0,23)	-0,48
Dreve Biolon	PET- G	1,0	Ohne	Ohne Last	0,10	5,16 (±0,07)	5,12 (±0,13)	-0,04
Dreve Biolon	PET- G	1,0	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,10	4,48 (±0,31)	4,52 (±0,15)	+0,04
Er- kodent Erkodur	PET- G	1,0	Ohne	Ohne Last	0,10	4,83 (±0,24)	5,12 (±0,19)	+0,29
Er- kodent Erkodur	PET- G	1,0	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,10	4,05 (±0,29)	4,32 (±0,30)	+0,27

Fortsetzung Tab. 11

Foresta- dent Track A	PET- G	1,0	Ohne	Ohne Last	0,10	4,79 (±0,28)	4,59 (±0,22)	-0,20
Foresta- dent Track A	PET- G	1,0	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,10	3,67 (±0,90)	3,65 (±0,93)	-0,02
Leone BTM	PET- G	1,0	Ohne	Ohne Last	0,10	4,64 (±0,21)	4,77 (±0,28)	+0,13
Leone BTM	PET- G	1,0	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,10	3,18 (±0,17)	3,32 (±0,23)	+0,14
Osci- dent Gospet	PET- G	1,0	Ohne	Ohne Last	0,10	5,40 (±0,17)	5,43 (±0,20)	+0,03
Osci- dent Gospet	PET- G	1,0	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,10	3,39 (±0,34)	3,88 (±0,40)	+0,49
Scheu Duran	PET- G	1,0	Ohne	Ohne Last	0,10	4,83 (±0,13)	4,70 (±0,13)	-0,13
Scheu Duran	PET- G	1,0	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,10	3,36 (±0,17)	3,48 (±0,20)	+0,12
Scheu Imprelon S pd	PET- G	1,0	Ohne	Ohne Last	0,10	5,12 (±0,15)	4,90 (±0,30)	-0,22
Scheu Imprelon S pd	PET- G	1,0	Tiefzie- hen	Ohne Last	0,10	3,19 (±0,18)	3,21 (±0,32)	+0,02

8. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Festsitzende Versorgung von Ober- und Unterkiefer mit einer Ribbon-Arch-Apparatur	8
Abbildung 2:	Klassische Multiband-Apparatur im Ober- und Unterkiefer mit adhäsiv befestigten Edelstahlbrackets und Drahtligaturen	9
Abbildung 3:	Versorgung von Ober- und Unterkiefer mit einer Multiband-Apparatur durch adhäsiv befestigte Keramikbrackets und Gummiligaturen zur Sicherung des Bogens in der Front	9
Abbildung 4:	Festsitzende Versorgung im Oberkiefer mit einer individuell angefertigten Lingualapparatur mit Drahtligaturen auf den Brackets	10
Abbildung 5:	Transparenter, nahezu unsichtbarer Aligner	11
Abbildung 6:	Formen der Zahnbewegung	13
Abbildung 7:	Phasen der orthodontischen Zahnbewegung	15
Abbildung 8:	Kraftwirkung bei festsitzender Kieferorthopädische Apparatur	18
Abbildung 9:	Kraftwirkung beim Aligner	19
Abbildung 10:	Reaktionsschema der Polykondensation zur PET-Herstellung (Polyethylenterphtalat)	21
Abbildung 11:	Vakuumentziehgerät „Erkoform-RVE“ der Firma Erkodent (Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland)	26

Abbildung 12:	Alignerfolie vor und nach Tiefziehverfahren.	27
Abbildung 13:	Technische Zeichnung des Versuchsaufbaus	28
Abbildung 14:	Darstellung des Aufbaus im Netzwerk des orthodontischen Meß- und Simulationssystems „OMSS“.	30
Abbildung 15:	Übersichtsaufnahme der Prüfmaschine für den zweiten Versuchsaufbau	32
Abbildung 16:	Versuchsaufbau für den zweiten Versuchsdurchlauf	33
Abbildung 17:	Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Folidur“ des Herstellers Aldente	37
Abbildung 18:	Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Essix ACE“ des Herstellers Dentsply	38
Abbildung 19:	Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Biolon“ des Herstellers Dreve	39
Abbildung 20:	Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Erkodur“ des Herstellers Erkodent	40

- Abbildung 21: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Track A“ des Herstellers Forestadent. 41
- Abbildung 22: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Biocompatible Thermoforming Material“ des Herstellers Leone 42
- Abbildung 23: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Gospet“ des Herstellers Oscident 43
- Abbildung 24: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Duran“ des Herstellers Scheu 44
- Abbildung 25: Säulendiagramm zur Darstellung der Maximalkraft N und der zugehörigen Standardabweichung bei Erreichen der bestimmten Durchbiegungstiefe der Alignerfolie „Imprelon S pd“ des Herstellers Scheu 46
- Abbildung 26: Ergebnis der Dauerbelastung für den Ringversuch der Folie „Scheu Duran“ in der Stärke 0,75 mm nicht-tiefgezogen, im Kraft-Zeit Diagramm 51
- Abbildung 27: Ergebnis der Dauerbelastung für den Ringversuch der Folie „Scheu Duran“ in der Stärke 0,75 mm tiefgezogen, im Kraft-Zeit Diagramm. 52
- Abbildung 28: Ergebnis der Dauerbelastung für die Folien mit der Stärke 0,5 mm Scheu „Imprelon S pd“, Oscident „Gospet“, Forestadent „Track A“ und Erkodent „Erkodur“ nicht-tiefgezogen, im Kraft-Zeit Diagramm 55

- Abbildung 29: Ergebnis der Dauerbelastung für die Folien mit der Stärke 0,5 mm Scheu „Imprelon S pd“, Dreve „Biolon“, Aldente „Folidur“, Forestadent „Track A“ und Erkodent „Erkodur“ tiefgezogen, im Kraft-Zeit Diagramm 56
- Abbildung 30: Ergebnis der 24-stündigen Dauerbelastung für die Folien mit der Stärke 1,0 mm Scheu „Duran“, Scheu „Imprelon S pd“, Oscident „Gospet“, Leone „BTM“, Forestadent „Track A“ und Dreve „Biolon“ nicht-tiefgezogen, im Kraft-Zeit Diagramm 59
- Abbildung 31: Ergebnis der 24-stündigen Dauerbelastung für die Folien mit der Stärke 1,0 mm Oscident „Gospet“, Leone „BTM“, Forestadent „Track A“ und Dreve „Biolon“, Dentsply „Essix ACE“ tiefgezogen, im Kraft-Zeit Diagramm 60

9. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Folienmaterialien mit Angaben von Herstellern und Folienstärke	23
Tabelle 2:	Individuelle Aufheiz- und Abkühlzeiten der verwendeten Folien.	25
Tabelle 3:	Durchschnittsstärken in mm der Proben mit Angabe von Hersteller und Produktnamen sowie vom Hersteller angegebene Stärke der Folien	35
Tabelle 4:	Ergebnisse des Ringversuchs der Proben zur Folie Scheu „Duran“ in der Stärke 0,75 mm, nicht-tiefgezogen.	47
Tabelle 5:	Ergebnisse des Ringversuchs der Proben zur Folie Scheu „Duran“ in der Stärke 0,75 mm, tiefgezogen.	48
Tabelle 6:	Messergebnisse des Ringversuchs zur Folie DURAN der Firma Scheu Dental in der Stärke 0,75 mm, nicht-tiefgezogen	50
Tabelle 7:	Messergebnisse des Ringversuchs zur Folie DURAN der Firma Scheu Dental in der Stärke 0,75 mm, tiefgezogen	51
Tabelle 8:	Messergebnisse der tiefgezogenen und nicht-tiefgezogenen Proben in der Folienstärke 0,5 mm im 24-stündigen Dauerbelastungsversuch	53
Tabelle 9:	Messergebnisse der tiefgezogenen und nicht-tiefgezogenen Proben in der Folienstärke 1,0 mm im 24-stündigen Dauerbelastungsversuch	57
Tabelle 10:	Durchschnittswerte des ersten Versuchsdurchlaufs der Folienstärke 0,5 mm tiefgezogen und nicht-tiefgezogen bei einer Durchbiegungstiefe von 0,15 mm	74

Tabelle 11: Durchschnittswerte des ersten Versuchsdurchlaufs der Folienstärke 1,0 mm tiefgezogen und nicht-tiefgezogen bei einer Durchbiegungstiefe von 0,10 mm

76

10. Literaturverzeichnis

Azaripour A, Weusmann J, Mahmoodi B, Peppas D, Gerhold-Ay A, Van Noorden C, Willershausen B. Braces versus Invisalign®: gingival parameters and patients' satisfaction during treatment: a cross-sectional study. *BMC Oral Health* 2015; 15: 69

Barber, S. Orthodontic Aligners. In: Littlewood, S., Mitchell, L., 5th ed. An introduction to orthodontics. Oxford, UK: Oxford University Press, 2019: 275-286

Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng* 1992; 14: 371-378

Burstone C. The biophysics of bone remodeling during orthodontics—optimal force considerations. In: Norton L., Burstone C., eds. The biology of tooth movement. Boca Raton, La: CRC Press, 1989: 321-334

Burstone C, Koenig H. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod* 1974; 65: 270–289

Domininghaus H. Die Kunststoffe und ihre Eigenschaften, 5th ed., Berlin, Heidelberg, NewYork: Springer, 1998: 13-15

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Orthodontisches Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 1991; 52: 133–140

Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127: 403-412

DIN2019, Zahnheilkunde – Biegeprüfung von Alignerfolien, Normentwurf „Ringversuch – Drei-Punkt-Biegetests zur Prüfung von thermoplastischen Alignermaterialien“ 2019

Elkholy F, Mikhael B, Schmidt F, Lapatki B. Mechanical load exerted by PET-G aligners during mesial and distal derotation of a mandibular canine: An in vitro study. *J Orofac Orthop* 2017; 78: 361-370

Elkholy, F, Panchaphongsaphak T, Kilic F, Schmidt F, Lapatki B. Forces and moments delivered by PET-G aligners to an upper central incisor for labial and palatal translation. *J Orofac Orthop* 2015; 76: 460–475

Elkholy, F, Schmidt S, Amirkhani M, Schmidt F, Lapatki B. Mechanical Characterization of Thermoplastic Aligner Materials: Recommendations for Test Parameter Standardization. *J Healthc Eng.* 2019; 10: 1-10

Elkholy F, Schmidt F, Jäger R, Lapatki B. Forces and moments delivered by novel, thinner PET-G aligners during labiopalatal bodily movement of a maxillary central incisor: An in vitro study. *Angle Orthod* 2016; 86: 883-890

Fang D, Zhang N, Chen H, Bai Y. Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment. *Dent Mater J* 2013; 32: 946-951.

Gao L, Wichelhaus A. Forces and moments delivered by the PET-G aligner to a maxillary central incisor for palatal tipping and intrusion. *Angle Orthodontist* 2017; 87: 534-541

Göz G, Rahn B. Parodontale und alveoläre Reaktionen bei kippender Zahnbelastung-eine tierexperimentelle Untersuchung. *Fortschr Kieferorthop* 1985; 46: 77-86

Göz G. Die Bedeutung der parodontalen Zirkulationsstörung für Umbau und mögliche parodontale Schädigung im Laufe einer kieferorthopädischen Behandlung. *Fortschr Kieferorthop* 1987; 48: 34-40

Göz G. Die apikale Wurzelresorption unter kieferorthopädischer Behandlung. *Fortschr Kieferorthop* 1989; 50: 196-206

Hahn W, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Zapf A, Kubein-Meesenburg D, Sadat Khonsari R. Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136: 12.e1-13.

Ihsen B, Willmann J, Nimer A, Drescher D. Effect of in vitro aging by water immersion and thermocycling on the mechanical properties of PETG aligner material. *J Orofac Orthop* 2019; 80: 292–303

Iijima M, Kohda N, Kawaguchi K, Muguruma T, Ohta M, Naganishi A, Murakami T, Mizoguchi I. Effects of temperature changes and stress loading on the mechanical and shape memory properties of thermoplastic materials with different glass transition behaviours and crystal structures. *Eur J Orthod.* 2015; 37: 665-670

Jaggy F., Zinelis S., Polychronis G. et al. ATR-FTIR Analysis and One-Week Stress Relaxation of Four Orthodontic Aligner Materials. *Materials (Basel).* 2020; 13:1868.

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. 3. Auflage Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, 2019

Kesling H. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Oral Surg* 1945; 3: 297–304

Kunert D. Unsichtbare Kieferorthopädie-Entwicklung und aktueller Stand der Lingualtechnik, *Zahnmedizin up2date* 2012; 6: 195-212

Kwangchul C, Eung-Kwon P, Youngchel P, Kyung-Ho K, Burstone C. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament, *Am J Orthod and Dentofacial Orthop* 2000; 117: 98-105

Kwon J-S, Lee Y-K, Lim B-S, Lim Y-K. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials, *Am J Orthod and Dentofacial Orthop.* 2008; 133: 228-234

Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1967; 53: 721-745

Reitan K. Evaluation of orthodontic forces as related to histologic and mechanical factors. *Schweiz Monatschr Zahnheilkd.* 1970; 80: 579-596

Ryu JH, Kwon JS, Jiang HB, Cha JY, Kim KM. Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials for transparent orthodontic aligners. *Korean J Orthod.* 2018; 48: 316-325

Sander C, Biomechanik. Sander F., Schwenger N., Ehrenfeld, M., Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Kieferorthopädie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2. Auflage, 2011

Schwarzmann P. Thermoformen in der Praxis. Illig Hrsg. 3. Auflage München: Carl Hanser Verlag, 2016

Smith R, Burstone C. Mechanics of Tooth Movement, *Am J Orthod.* 1984; 85: 294-307

Tai S. Alignertherapie. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2019

Waked E, Caputo A. Thickness and stiffness characteristics of custom-made mouthguard materials. *Quintessence Int* 2005; 36: 462-466

Wichelhaus A, Farbatlant der Zahnmedizin: Kieferorthopädie – Therapie Band 1 Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 2012 S. 26

Witt E. Untersuchungen kieferorthopädischer Kräfte und ihre Wirkung auf Zahn und Parodontium unter Anwendung elektronischer Messmethoden. Freiburg: Med Habil-Schr. 1966

11.Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Christoph Bourauel. Vielen Dank für Ihre Unterstützung. Ich schätze es sehr, dass Sie immer ein offenes Ohr für mich hatten und mir stets die Hilfestellung gaben, die ich benötigte. Das Arbeiten mit Ihnen hat mir wirklich große Freude bereitet.

Herzlichen Dank auch an Anna Weber und Dr. rer. nat. Dipl.-Math. Ludger Keilig, die mir im Labor technisch weitergeholfen haben.

Ein besonderes Anliegen, ist es mir mich bei meiner lieben Mutter Nassrin Laila Seddiqzai zu bedanken. Danke für Deine Hingabe, dass Du mich in guten und schlechten Zeiten immer unterstützt und an mich glaubst. Ich liebe Dich.

Meinem Ehemann und besten Freund Hamed möchte ich auf diesem Wege danken, der mich seit dem Studium bis heute immer unterstützt, motiviert und auch während der ganzen Zeit, die ich im Labor gearbeitet oder geschrieben habe, den Rücken freigehalten hat. Du hast eine Energie, die ist nicht von dieser Welt! Danke, dass es Dich gibt.

Ich danke meinen lieben Schwiegereltern Najiba und Saber Lamha für ihren Beistand und ohne deren Organisation die Anfertigung dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre. Auch Onkel Samad, meinen Geschwistern Mansur und Meriam, meinen Schwägerinnen Malia, Walia und Jasamin, meinen Schwagern Habed und Mansour, sowie meinen Nichten Narges und Jasmin sei gedankt für ihre Hilfestellungen, ihr offenes Ohr und dass sie sich während der Erstellung der Dissertation immer wieder liebevoll mit um unsere Söhne Noah und Ilyan gekümmert haben.

Ich danke Euch von Herzen für Eure Hingabe und Liebe.

Ohne das Zusammenwirken von Euch allen hätte ich diese Arbeit nicht fertigstellen können.