

Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin  
Abteilung für Kieferorthopädie, Orthodontie und Kinderzahnmedizin

DISSERTATION

**Elastizität und Dimensionsstabilität  
von Druckformfolien  
vor und nach Temperaturwechselbelastung**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Zahnärztin Doreen Hiller

aus Karl-Marx-Stadt

Datum der Promotion: 14.09.2018

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Vorwort</b> .....	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Abstracts</b> .....	<b>2</b>
2.1	Deutsches Abstract .....	2
2.2	Englisches Abstract.....	4
<b>3</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>6</b>
<b>4</b>	<b>Literaturübersicht</b> .....	<b>7</b>
4.1	Kunststoffschienen .....	7
4.1.1	Werkstoffkunde .....	7
4.1.2	Thermoformen .....	8
4.1.3	Klinische Erfahrungen mit thermoplastischen Schienen .....	9
4.2	Schieneneinsatz in der Langzeittherapie.....	10
4.2.1	Retention in der Kieferorthopädie .....	10
4.2.1.1	Dauer der kieferorthopädischen Retentionsphase.....	12
4.2.2	Bruxismus .....	13
4.2.3	Aktive Apparaturen .....	14
4.2.4	Obstruktive Schlafatemstörungen.....	14
4.3	Veränderung mechanischer Eigenschaften von Druckformfolien im Verlauf der Tragedauer.....	15
4.3.1	Wasserlagerung.....	17
4.3.2	Alterung von Kunststoffen.....	18
4.4	Elastizität und Dimensionsstabilität .....	18
4.4.1	Elastizität .....	18
4.4.2	Dimensionsstabilität.....	20
<b>5</b>	<b>Fragestellung</b> .....	<b>22</b>
5.1	Nullhypothese.....	22
<b>6</b>	<b>Materialien und Methoden</b> .....	<b>23</b>
6.1	Übersicht .....	23
6.2	Testmaterialien.....	25
6.2.1	Biolon.....	25
6.2.2	BIOPLAST .....	25
6.2.3	DURASOFT .....	25
6.2.4	IMPRELON S.....	26
6.2.5	Erkolign.....	26
6.2.6	Erkoloc-pro .....	26
6.3	Methoden .....	27
6.3.1	Prüfkörperherstellung.....	27

6.3.1.1	Zugversuch .....	27
6.3.1.2	Abzugsversuch .....	28
6.3.1.3	Versuch zur Dimensionsstabilität.....	30
6.3.2	Lagerungsbedingungen .....	32
6.3.2.1	Trockenlagerung.....	33
6.3.2.2	Wasserlagerung.....	33
6.3.2.3	Thermocycling .....	33
6.3.3	Versuchsdurchführung.....	35
6.3.3.1	Zugversuch .....	35
6.3.3.2	Abzugsversuch .....	37
6.3.3.3	Versuch zur Dimensionsstabilität.....	37
6.4	Statistik.....	40
6.4.1	Zugversuch .....	40
6.4.2	Abzugsversuch .....	41
6.4.3	Versuch zur Dimensionsstabilität.....	41
6.4.4	Methodenfehler nach Dahlberg.....	42
6.4.5	Grafische Darstellung der Ergebnisse .....	42
<b>7</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>43</b>
7.1	Zugversuch.....	43
7.1.1	Spannungs-Dehnungs-Diagramm .....	43
7.1.2	Elastizitätsmodul.....	46
7.1.3	Vergleich zwischen den Druckformfolien .....	52
7.2	Abzugsversuch.....	53
7.2.1	Vergleich zwischen den Druckformfolien .....	59
7.3	Versuch zur Dimensionsstabilität .....	60
7.3.1	Vergleich zwischen den Druckformfolien .....	69
7.3.2	Methodenfehler nach Dahlberg.....	70
<b>8</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>71</b>
8.1	Diskussion der Fragestellung .....	71
8.2	Diskussion von Materialien und Methoden.....	72
8.2.1	Schienenmaterial .....	72
8.2.2	Herstellungsverfahren.....	73
8.2.3	Auswahl der Probekörper .....	74
8.2.4	Versuchsdurchführung.....	76
8.2.5	Wasserlagerung und Thermocycling .....	78
8.2.6	Nachahmung der In-vivo-Situation.....	79
8.3	Diskussion der Ergebnisse .....	80
8.3.1	Zugversuch .....	81

8.3.2 Abzugsversuch .....	85
8.3.3 Versuch zur Dimensionsstabilität.....	88
<b>9 Schlussfolgerungen .....</b>	<b>94</b>
<b>10 Literaturverzeichnis .....</b>	<b>95</b>
<b>11 Anhang.....</b>	<b>103</b>
11.1 Tabellenanhang.....	103
11.2 Abbildungsverzeichnis.....	106
11.3 Tabellenverzeichnis.....	109
11.4 Abkürzungsverzeichnis.....	110
11.5 Liste der verwendeten Materialien.....	111
11.6 Eidesstattliche Versicherung .....	112
11.6.1 Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen .....	113
11.7 Lebenslauf.....	115
11.8 Publikationsliste.....	116
11.9 Danksagung .....	117

# 1 Vorwort

Um der besseren Lesbarkeit willen wird im nachfolgenden Text auf die Angabe von Hersteller, Ort und Chargennummer sowie die Symbolik zur urheberrechtlichen Markierung verzichtet. Diese Angaben sind in Kapitel 11.5 aufgelistet.

Teilergebnisse dieser Promotion wurden vor Abschluss des Promotionsverfahrens in folgenden Originalarbeiten veröffentlicht:

Publikation 1: Gittner R, Hiller D, Fischer S, Müller-Hartwich R, Engel S, Jost-Brinkmann PG. Einfluss künstlicher Alterung durch Thermocycling auf die Elastizität von Druckformfolien. Poster bei der 84. Wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie. Dresden; 21.-25.09.2011.

Publikation 2: Nasiri S, Hiller D, Fischer S, Engel S, Jost-Brinkmann PG. Einfluss künstlicher Alterung durch Thermocycling auf das Retentionsvermögen von Druckformfolien. Poster bei der 85. Wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie. Stuttgart; 26.-29.09.2012.

Publikation 3: Hiller D, Engel S, Jost-Brinkmann PG, Fischer S. Elastizität und Dimensionsstabilität von Druckformfolien vor und nach Temperaturwechselbelastung. Kieferorthopädie 2018;32(1):17-28.

## 2 Abstracts

### 2.1 Deutsches Abstract

**Problemstellung:** Thermoplastische Schienen werden von Temperaturschwankungen und Feuchtigkeit beeinflusst. Es ist wichtig, die Größe dieser Effekte bei verschiedenen Materialien zu kennen, um deren klinische Wirksamkeit einschätzen zu können.

**Ziel:** Die vorliegende Studie untersucht den Einfluss unterschiedlicher Lagerungsbedingungen (Trockenlagerung, Wasserlagerung, Thermocycling) auf die mechanischen und geometrischen Eigenschaften (Elastizität und Dimensionsstabilität) zahlreicher Schienenmaterialien.

**Materialien und Methoden:** Untersucht wurden sechs Druckformfolien (Biolon (2,0 mm, Dreve), BIOPLAST (2,0 mm, SCHEU-DENTAL), DURASOFT (1,8 mm, SCHEU-DENTAL), IMPRELON S (2,0 mm, SCHEU-DENTAL), Erkolign (2,0 mm, ERKODENT) und Erkoloc-pro (2,0 mm, ERKODENT)), welche nach Herstellerangaben druckgeformt wurden. Als Prüfverfahren wurden Schulterstäbe in Zugversuchen geprüft. Ferner wurden Abzugsversuche kugelförmiger Oberflächen mit unterschiedlichen Gebieten durchgeführt. Außerdem wurde die Dimensionsstabilität gemessen. Für den Zugversuch und den Abzugsversuch wurden je 180 Prüfkörper hergestellt (n = 10 pro Material): 60 Proben wurden trocken gelagert (Kontrollgruppe), 60 Proben wurden für 24 h in 37 °C warmem Wasser inkubiert und 60 Proben erfuhren nach 24 h Wasserlagerung eine Temperaturwechselbelastung (1000 Zyklen, 5 °C / 55 °C, 30 s Tauchzeit). Im Zugversuch wurde durch Einspannen der Proben in eine Universalprüfmaschine (Z010, Zwick) und anschließende Belastung bis zum Bruch/Riss bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 100 mm/min der Elastizitätsmodul ermittelt. Im Abzugsversuch wurden die Prüfkörper von einem Kugelmodell abgezogen (Prüfgeschwindigkeit 100 mm/min), wobei die dabei benötigte Abzugskraft gemessen wurde. Zur Bestimmung der Dimensionsstabilität wurden insgesamt 60 Prüfkörper (n = 10 pro Material) hergestellt, welche nacheinander den verschiedenen Lagerungsbedingungen (Trockenlagerung, 24 h Wasserlagerung und Temperaturwechselbelastung) ausgesetzt wurden. Hierbei wurden die Proben nach jeder Lagerungsbedingung standardisiert fotografiert und anhand von vier Referenzpunkten vermessen. Die Ergebnisse wurden für abhängige (Dimensionsversuch) und für

unabhängige Stichproben (Zug- und Abzugsversuch) mittels ANOVA und dem Post-hoc-Test nach Bonferroni verglichen;  $p < 0,05$  wurde als signifikant erachtet.

**Ergebnisse:** Bei fast allen Versuchsmaterialien war nach der Temperaturwechselbelastung eine signifikante Abnahme des Elastizitätsmoduls und der Abzugskraft im Vergleich zur trocken gelagerten Kontrollgruppe nachweisbar. Des Weiteren zeigten alle getesteten Druckformfolien eine veränderte Dimensionsstabilität als Folge der verschiedenen Lagerungsbedingungen: Die Wasserlagerung bewirkte eine Umfangsvergrößerung und die anschließende Temperaturwechselbelastung eine Schrumpfung des Umfangs (Ausnahme: Erkoloc-pro). Besonders BIOPLAST zeigte große Veränderungen in der Dimension.

**Schlussfolgerung:** Die hier untersuchten Druckformfolien wiesen deutliche Veränderungen der Elastizität und Dimensionsstabilität auf, die den klinischen Erfolg einer Therapie je nach Einsatzgebiet beeinflussen können. Sie bedürfen in der Langzeittherapie einer regelmäßigen Kontrolle.

## 2.2 Englishes Abstract

**Background:** Thermoplastic appliances are sensitive to temperature changes and humidity. To provide a good clinical outcome, it is important to know the magnitude of these effects on different materials.

**Objective:** The aim of this study was to determine the effect of different storage conditions (dry-storage, water-storage, thermocycling) on mechanical and geometric properties (elasticity and dimensional stability) of thermoplastic materials.

**Materials and methods:** Six thermoplastic materials (Biolon (2.0 mm, Dreve), BIOPLAST (2.0 mm, SCHEU-DENTAL), DURASOFT (1.8 mm, SCHEU-DENTAL), IMPRELON S (2.0 mm, SCHEU-DENTAL), Erkolign (2.0 mm, ERKODENT) and Erkoloc-pro (2.0 mm, ERKODENT)) were investigated in this study and prepared according to the manufacturer's protocols. Dumbbell-shaped specimens were subjected to tensile tests according to ISO 527-1. Pull-off tests of spherical surfaces with undercut areas were also carried out. Additionally, the dimensional stability was measured. 180 specimens (n = 10 per material) each were prepared for the tensile test and the pull-off test: 60 specimens were dry-stored (control group), 60 specimens were incubated in 37 °C water for 24 h, and 60 specimens underwent thermocycling (1000 cycles, 5 °C / 55 °C, 30 s dwell time) after the 24 h water bath. For the tensile test, specimens were loaded in a universal testing machine (Z010, Zwick), and the modulus of elasticity was determined under tension until fracture/crack at a crosshead speed of 100 mm/min. In the pull-off test, specimens were pulled off a spherical model (100 mm/min) and the required retentive force was measured. To determine the dimensional stability, 60 specimens (n = 10 per material) were prepared and consecutively exposed to the different conditions (dry-storage, 24 h water incubation and thermocycling). The specimens were then photographed and circumferences were measured by connecting the four reference points. Results were compared for dependent (dimensional stability test) and for independent samples (tensile test and pull-off test) using ANOVA and Bonferroni post-hoc test,  $p < 0.05$  was considered significant.

**Results:** The thermocycling caused a significant decrease in the modulus of elasticity and retentive forces in almost all tested materials compared to the dry-stored control group. In all materials, the dimensional stability was affected by the different storing



conditions: water incubation caused an increased specimen circumference, and subsequent thermocycling decreased the circumference (except for Erkoloc-pro). Especially BIOPLAST showed great changes in the dimension.

**Conclusion:** The materials examined in this study showed clear changes in elasticity and dimensional stability which can influence the clinical success depending on the area of application. The thermoplastic appliances used in long-term therapy require frequent control.

### 3 Einleitung

Die Beständigkeit zahnärztlicher Materialien stellt eine wichtige Voraussetzung für deren intraoralen Einsatz und den Therapieerfolg dar. Besonders in der Langzeittherapie werden hohe Anforderungen an die Materialien gestellt.

Thermoplastische Kunststoffe werden in der Zahnmedizin unter anderem in der Schienentherapie eingesetzt. Diese Kunststoffschienen können in zwei unterschiedlichen Verfahren individualisiert werden [48, 94]. Neben dem Vakuumverfahren können die Folien unter Verwendung von Druck an ein Patientenmodell adaptiert werden. Nach Abkühlung werden die Schienen in der Regel so gekürzt, dass sie über den Zahnäquator hinausreichen, wodurch eine Retention der Schiene bewirkt wird. Dieser Halt der Schiene spielt für den klinischen Erfolg eine wichtige Rolle.

Im Hinblick auf eine Langzeittherapie werden Kunststoffschienen vor allem im Anschluss an eine aktive kieferorthopädische Behandlung als Retentionsschienen verwendet. Etliche Untersuchungen haben sich mit der Effektivität von thermoplastischen Retentionsapparaturen beschäftigt [8, 23-26, 34, 44, 61, 92, 95, 103]. Einige Autoren empfehlen eine lebenslange Retention [16, 25, 40, 62, 79, 104]. Die eingesetzten Schienen sollten daher eine hohe Stabilität sowie Haltbarkeit trotz vielfältiger intraoraler Einflüsse aufweisen. Allerdings werden den thermoplastischen Kunststoffschienen eine kurze Lebensdauer [18, 61, 87], erhöhte Bruchneigung [39, 61, 80, 96, 101] aufgrund schlechter Verschleißfestigkeit [61, 81, 84, 96] sowie - je nach Schienenausdehnung - die Entwicklung unerwünschter okklusaler Kontakte [61, 98] oder das Ausbleiben einer Veränderung okklusaler Kontakte [24, 95] nachgesagt. Einige Autoren empfehlen einen jährlichen [61, 98] oder häufigeren Wechsel [81, 87]. Kunststoffe sind im Allgemeinen empfindlich gegenüber Hitze, Feuchtigkeit sowie einem längeren Kontakt mit Speichelenzymen [37, 96].

In der vorliegenden In-vitro-Studie sollen sechs ausgewählte Druckformfolien hinsichtlich Elastizität und Dimensionsverhalten geprüft und miteinander verglichen werden. Es gilt zu klären, inwiefern die Langlebigkeit der thermoplastischen Kunststoffe von den auf die Schienen wirkenden Einflüssen beeinträchtigt wird.

## 4 Literaturübersicht

### 4.1 Kunststoffschienen

Kunststoffschienen werden in der Zahnheilkunde in verschiedenen Bereichen eingesetzt, wobei je nach Einsatz verschiedene Anforderungen an das Schienenmaterial gestellt werden.

Ermöglicht durch die unterschiedlichen Eigenschaften von Thermoplasten werden sie unter anderem als Entlastungsschiene bei der Behandlung von craniomandibulären Dysfunktionen und Erkrankungen [52], als Knirscherschiene [41, 49, 54, 60, 76, 81, 98], als Mundschutz bei Risikosportarten [10, 31, 35, 45, 65, 105, 109, 110, 113, 114], als Schutzplatte nach chirurgischen Eingriffen sowie zur Schienung traumatisierter [43, 81] oder transplanteder Zähne [43] und zur Behandlung von obstruktiven Schlafapnoen [19, 33, 55, 58, 90, 107, 108] verwendet. Zusätzlich werden sie als Trägerschienen für Medikamente und Bleichmittel eingesetzt [97].

In der Kieferorthopädie werden die Kunststoffschienen als Retentionsapparatur [8, 23-26, 34, 44, 61, 69, 70, 81, 92, 95, 98, 103], als Verankerungselement für Schrauben [7, 33, 73, 94] und Scharniere/Stege [68, 73], in der indirekten Bracket-Adhäsivtechnik als Positionierungshilfe [17] oder zur Therapie von gering ausgeprägten Zahnstellungsanomalien eingesetzt [38, 53, 88, 98].

#### 4.1.1 Werkstoffkunde

Die im Verformungsverfahren verwendeten Druckformfolien bestehen aus thermoplastischen Kunststoffen, da diese sich aufgrund ihres thermischen Verhaltens gut verarbeiten lassen [116]. Durch Temperaturerhöhung werden die physikalischen Vernetzungen aufgehoben [20, 36, 100]. Daher lassen sich die thermoplastischen Kunststoffe leicht in einen plastifizierbaren Zustand bringen, in dem Formveränderungen vorgenommen werden können [48, 100]. Nach dem Abkühlen wird dann die Formfestigkeit durch Bildung neuer Vernetzungen wieder erreicht [20, 36] und bleibt erhalten, sofern sich die Gebrauchstemperatur nicht im Schmelzintervall befindet [100].

Die Thermoplaste lassen sich in amorphe und teilkristalline Kunststoffe unterteilen [93]. Amorphe Kunststoffe besitzen in ihrem ungeordneten Zustand keine kristallinen Bereiche, wohingegen sich bei den teilkristallinen Kunststoffen neben dem ungeordneten Zustand auch geordnete Zustände innerhalb eines Makromoleküls befinden [93]. Je mehr teilkristalline Bereiche vorhanden sind, desto geringer ist die Volumenzunahme durch eine Quellung [47, 93]. Einen hohen Kristallisationsgrad weisen unter anderem PE, PP und EVA auf, wohingegen PET, PU und PC zu der Gruppe der amorphen Kunststoffe gezählt werden [93].

Neben den reinen thermoplastischen Druckformfolien existieren weitere in der Zahnmedizin eingesetzte Werkstoffe, bei denen elastomere Polymere in thermoplastische Materialien eingebunden sind (thermoplastische Elastomere). Zu denen gehören EVA, das häufig Verwendung als Sportmundschutz findet [10, 31, 35, 45, 65, 105, 109, 110, 114], sowie das thermoplastische PU als weiche Komponente in Verbundfolien. Thermoplastische Elastomere lassen sich ebenfalls durch Wärmezufuhr plastisch erweichen, weisen jedoch bei Raumtemperatur gummielastische Eigenschaften von chemisch vernetzten Elastomeren auf [36, 118].

### 4.1.2 Thermoformen

Beim Thermoformen wird die ausgewählte Folie in einen Rahmen eingespannt und mit Hilfe eines Heizstrahlers erwärmt. Die von den Herstellern angegebene Temperatur sollte hierbei eingehalten werden, da sonst die Gefahr besteht, dass sich der thermoplastische Kunststoff oberhalb des Schmelzintervalls zersetzt. Bei Erreichen des plastischen Zustandes wird die Folie auf das bereitstehende Modell angepasst. Dies kann mit zwei unterschiedlichen Verfahren durchgeführt werden [48, 94]. Im Vergleich zum Vakuumprinzip, bei dem das thermoplastische Material mit einem Unterdruck von 1 bar auf das Modell gezogen wird, lassen sich mit Druckformgeräten Drücke von 5-6 bar erzeugen, sodass mit diesen eine bessere Passgenauigkeit zu erzielen ist [94]. Ein weiterer Unterschied besteht in der Abnahme der Materialstärke durch den Formungsprozess, wobei druckgeformte Folien einen geringeren Verlust aufweisen als die unter Vakuum tiefgezogenen Folien [109].

Nach einer durch das Material und Verfahren vorgegebenen Abkühlzeit wird die geformte Platte mit dem Modell aus dem Gerät genommen und weiterverarbeitet.

### 4.1.3 Klinische Erfahrungen mit thermoplastischen Schienen

In den letzten Jahren ist die Verwendung von durchsichtigen Schienen in der Kieferorthopädie gestiegen [24, 39, 84]. *Ponitz* [81] sah schon 1971 in den thermoplastischen Schienen eine Alternative zu anderen herausnehmbaren Apparaturen. Die Vorteile einer durchsichtigen Schiene aus einem thermoplastischen Material liegen in der leichten Herstellung, dem Tragekomfort, einer Verbesserung der Ästhetik sowie den niedrigen Kosten im Herstellungsverfahren [8, 69, 81, 98]. Die Apparatur ist für den Patienten leicht zu reinigen, wodurch Plaqueakkumulation und Zahnfleischentzündungen vermindert werden [81]. Zudem erfordert eine Schiene in der Regel keine Anpassung [69].

Allerdings ergeben sich durch den längerfristigen Gebrauch Probleme infolge Rissbildungen [8], Bruchneigungen [39, 61, 80, 96, 101] sowie daraus resultierend eine kurze Lebensdauer [18, 61, 87], sodass einige Autoren fordern, die Schienen jährlich [61, 98] oder häufiger [81, 87] zu erneuern. Ein weiteres Problem stellt in der Literatur der Verlust transparenter Schienen dar [18, 61], das durch Einbringen eines Farbstreifens verringert werden kann [61, 98].

Viele Patienten vergessen mit der Zeit, ihre Schienen zu tragen, da sie deren Notwendigkeit nicht mehr sehen, sodass deren dauerhafter Erfolg stark von der Compliance des Patienten abhängig ist [18]. So steigt bei unregelmäßigem Tragen herausnehmbarer Retainer das Rezidivrisiko [6, 18], wodurch ein erneutes Eingliedern erschwert oder gar unmöglich wird. Bei einer Untersuchung der Patientenmitarbeit beim Tragen herausnehmbarer Retainer wurde festgestellt, dass die Compliance bei den Patienten mit thermoplastischen Retentionsschienen in den ersten zwei Jahren größer war als bei denen mit Hawley-Retainern [82]. Jedoch verschlechterte sich die Mitarbeit nach zwei Jahren bei den Trägern von thermoplastischen Retentionsschienen. Eine mögliche Erklärung für die sinkende Patientenkooperation könnten Unterschiede in der Haltbarkeit der beiden Retainertypen sein. Die thermoplastischen Schienen neigen dazu, unter Belastungen durch parafunktionelle Aktivitäten zu brechen, da sie die Okklusalfächen der Zähne bedecken. Hawley-Retainer hingegen sind weniger anfällig in Bezug auf den langfristigen Verschleiß, da die Kauflächen meistens nicht bedeckt werden. Die Autoren sahen einen Grund für die anfänglich höhere Mitarbeit bei den Schienen in der ästhetischen Überlegenheit, da diese weniger auffällig sind.

### 4.2 Schieneneinsatz in der Langzeittherapie

Den Anfang für den Einsatz von elastischen Kunststoffapparaturen bereitete *Kesling* [53] 1945, als er von einer kieferorthopädischen Apparatur aus vulkanisiertem Kautschuk für die endgültige Positionierung von Zähnen sowie deren Retention nach Abschluss der Hauptbehandlung sprach (Positioner). Ab diesem Zeitpunkt gab es viele Weiterentwicklungen, die sich mit dem Thema der Schienenherstellung und der Verwendung von Kunststoffschienen in der Kieferorthopädie beschäftigt haben [69, 75, 81, 98].

#### 4.2.1 Retention in der Kieferorthopädie

Die Retention stellt die letzte Behandlungsphase einer kieferorthopädischen Behandlung dar, in der das erreichte Ergebnis stabilisiert wird. Da orthodontisch bewegte Zähne dazu tendieren, in ihre ursprüngliche Position zurückzukehren (Rezidiv) oder in eine neue Position zu wandern, dient die Retention nach der aktiven Therapie folglich der Konsolidierung der neuen morphologisch-funktionellen Situation [51].

Um dieser Tendenz entgegenzuwirken, werden die Zähne meistens in der therapeutisch eingestellten Position mit herausnehmbaren oder festsitzenden Retentionsapparaturen gehalten [18, 25, 63]. Zu den am häufigsten verwendeten Apparaturen gehören der Hawley-Retainer und thermoplastische Schienen sowie der geklebte Retainer [25, 30].

In der Effektivität als Retentionsmaßnahme bei den herausnehmbaren Apparaturen ergaben sich nach *Barlin* et al. [8] zwischen einem Hawley-Retainer und einer thermoplastischen Tiefziehschiene keine Unterschiede (12-Monats-Studie). Die Beobachtung, dass beide herausnehmbaren Apparaturen gleichermaßen zur Aufrechterhaltung kieferorthopädischer Korrekturen geeignet sind, deckt sich mit der Aussage von *Lindauer* und *Shoff* (6-Monats-Studie) [61].

*Rowland* et al. [92] kamen in ihrer Untersuchung hingegen zu dem Ergebnis, dass bei einer Tragedauer von 6 Monaten die thermoplastische Schiene dem Hawley-Retainer im Hinblick auf die effektive Aufrechterhaltung der unteren Schneidezahnstellung überlegen ist. Ebenso favorisierten *Demir* et al. [23] die thermoplastische Schiene zur Aufrechterhaltung der Frontzähne im Unterkiefer.

Die okklusale Situation hat ebenfalls einen Einfluss auf die Retention. Eine Maximierung der okklusalen Kontaktpunkte minimiert die Belastung auf die Zähne, welche zu Veränderungen der Zahnstellung führen kann [24]. Laut *Sauget* und Mitarbeitern behindern thermoplastische Retainer durch ihre Schienenmorphologie den Kauflächenkontakt und lassen somit keine Veränderung in der vertikalen Dimension zu [95].

*Jäderberg* et al. [44] untersuchten die Effektivität von thermoplastischen Retentionschienen mit zwei unterschiedlichen Tragemodi und stellten fest, dass nur nachts getragene Schienen nach einer einwöchigen Vollzeittrageperiode ebenso in der Lage sind, den Zustand nach kieferorthopädischer Behandlung zu halten. Dies deckt sich mit zwei weiteren sechsmonatigen Studien, in denen keine wesentlichen Unterschiede zwischen den beiden Trageformen (Voll-/Teilzeittragemodus) festgestellt wurden [34, 103].

Angesichts der vorliegenden Studien ist die Wirksamkeit von thermoplastischen Schienen als Retentionsapparatur unbestritten, wobei jedoch längere Untersuchungszeiträume als die bereits erwähnten 6-Monats- bzw. 12-Monats-Studien fehlen [26, 44]. Kritisch zu betrachten ist allerdings die Langlebigkeit von thermoplastischen Retentionsschienen, die wiederum unter anderem von der Verschleißfestigkeit abhängig ist [74, 84]. Die Hauptursache für das Erneuern von thermoplastischen Retentionschienen sahen *Lindauer* und *Shoff* [61] in der starken Abnutzung des Materials. Sie verglichen die physikalischen Eigenschaften von Essix- und Hawley-Retainern und stellten fest, dass einige Essix-Retainer nach 6 Monaten Risse aufwiesen oder sogar gebrochen waren. Durch den Verschleiß kommt es zu einer Abnahme der Schienenstärke, wodurch sich die Zugfestigkeit verringert, was eine leichtere Verformung und eine erhöhte Bruchgefahr bewirkt [20]. Da es von entscheidender Bedeutung ist, dass die Retentionsschienen aufgrund des Rückfallrisikos für viele Jahre wirksam sind, müssen die Materialien eine gute Verschleißfestigkeit aufweisen [84]. Bei der Gegenüberstellung der beiden am häufigsten eingesetzten Materialien zeigte PET eine geringere Verschleißrate als PP [30, 84].

### 4.2.1.1 Dauer der kieferorthopädischen Retentionsphase

Die Frage nach der Dauer der kieferorthopädischen Retentionsphase ist bis heute nicht eindeutig beantwortet worden. Dennoch können die Rezidivneigungen möglicherweise unter Einbeziehung von Ausgangsbefund und Behandlungsfaktoren in die Retentionsüberlegungen vermindert werden [57].

Grundlage für das Halten der Zähne in der behandelten Position ist die parodontale und gingivale Reorganisation, um Änderungen durch das Wachstum zu vermeiden sowie eine neuromuskuläre Anpassung an die korrigierte Zahnstellung zu ermöglichen [11]. Ein Rezidiv kann auftreten, solange eine Reorganisation des Gewebes stattfindet [85, 104], welche nach Untersuchungen von *Reitan* [86] mindestens 232 Tage dauert. *Reitan* [85] empfahl daher eine Retentionsphase, bis der parodontale Umbau und die ossäre Konsolidierung beendet sind. Vor diesem Hintergrund der Untersuchungen an parodontalen Strukturen sowie nach eigenen klinischen Befunden sollte die Retentionszeit nach *Lang et al.* [57] wenigstens 2 Jahre umfassen. Jedoch spielt auch die Wachstumsaktivität des Kiefer- und Gesichtsschädels für die Stabilität eine wesentliche Rolle, wobei das menschliche Gebiss lebenslang einer Dynamik unterliegt [40, 51]. Mit zunehmendem Alter nimmt die Zellaktivität ab, die Reaktion des Gewebes ist deutlich langsamer hinsichtlich der Zellmobilisierung und Umwandlungen von Kollagenfasern [104]. Des Weiteren beeinflussen physiologische und pathologische Veränderungen in der Zahnreihe und der umliegenden Gewebe das Ergebnis einer kieferorthopädischen Behandlung ebenso wie okklusale Kräfte, die Kaumuskulatur, die Zahnstellung sowie die Zunge auch mittel- und langfristig [63]. Daher tendieren zahlreiche Autoren in Richtung einer permanenten Retention, um eine Langzeitstabilität zu sichern [16, 25, 40, 62, 79, 104]. Bereits 1920 stellte *Case* [16] fest, dass eine permanente Retention der regulierten Zähne aufgrund der Ungewissheit der orthodontischen Stabilität notwendig sei. Jedoch gewährleistet selbst eine Dauerretention keine vollständige Stabilität [57].



### 4.2.2 Bruxismus

Bruxismus beschreibt okklusale Parafunktionen, die zu Verschleiß an Zähnen führen. Diese parafunktionellen Knirsch- und Pressbewegungen werden in diurnalen (tagsüber) und nocturnalen (nächtlichen) Bruxismus unterteilt. Während tagsüber das Pressen überwiegt, tritt nachts eher das Knirschen in den Vordergrund [41, 54, 59]. Es gibt derzeit keine definitive Behandlung von Bruxismus [41, 49, 54], obwohl verschiedene präventive Maßnahmen (Schienentherapie, Stressmanagement) sowie Medikamente eingesetzt werden können [41]. Die gebräuchlichste Methode, um die Folgen des Bruxismus zu verringern, stellt die Schienentherapie dar [49, 54]. Die Kunststoffschienen verhindern einen weiteren Substanzverlust und gewährleisten einen mechanischen Schutz der Zähne [41, 49, 77]. Zudem führen sie zu einer Reduzierung der Muskelaktivität [54].

Die Kunststoffschiene wird für einen der beiden Kiefer hergestellt und bedeckt zumeist die gesamte Dentition des entsprechenden Kiefers [54]. Hartes Schienenmaterial wird im Allgemeinen bevorzugt, da harte Schienen unbeabsichtigte Zahnbewegungen eher verhindern. Zudem wird den harten Schienen im Vergleich zu den weichen Schienen eine höhere Wirksamkeit in der Verringerung der Muskelaktivität beim Bruxismus nachgesagt [76]. Weiche Schienen nutzen sich zudem relativ schnell ab. Sie eignen sich daher eher für eine akute Notfallbehandlung, in der harte Schienen nicht akzeptiert werden, im Wechselgebiss und bei Habits wie Zungenpressen [77].

Beim Bruxismus werden die Schienen okklusalen Belastungen ausgesetzt. Daher eignen sich Materialien mit hoher Duktilität besser als spröde Materialien [60]. Gute Verschleißfestigkeit und chemische Beständigkeit sind wichtige Merkmale bei der Materialauswahl [67]. In einer Studie mussten die Knirscherschienen aus einer Verbundfolie (PETG/TPU) häufiger erneuert werden als Schienen aus dem Einkomponentenmaterial PETG, da TPU eine sehr schlechte Beständigkeit gegenüber Bakterien zeigt. Verfärbungen und Rissbildungen in der TPU-Schicht wurden schneller beobachtet als bei der reinen PETG-Schiene [67].

### 4.2.3 Aktive Apparaturen

In der Schienentherapie können aktive Elemente wie Federn [88, 94], Transpalatinalbögen [88], Gummizüge [94] oder Dehnschrauben [7, 94] in die Kunststoffschienen eingearbeitet werden, indem die aktiven Elemente auf die Schiene aufpolymerisiert [94] oder zwischen zwei miteinander verklebten Kunststofffolien eingebettet werden [99]. Dadurch können unter anderem Engstände aufgehoben, Zähne derotiert und Lücken geschlossen werden [94].

In der Literatur finden sich weitere Einsatzmöglichkeiten von Kunststoffschienen als Basismaterial: die Vorschubdoppelplatte [73] und die Schienen-Herbst-Apparatur [4, 68] zur Behandlung von Unterkieferrücklagen. Die Vorschubdoppelplatte besteht aus zwei getrennten Kunststoffschienen, welche durch Protrusionsstege miteinander verbunden werden. Integrierte Expansionsschrauben erlauben zudem eine Expansion des Kiefers [73]. Bei der Herbst-Apparatur wird die Vorschublage des Unterkiefers durch doppelseitige Führungsteleskope erzielt, wobei die Teleskope vestibulär an den Kunststoffschienen befestigt werden [4, 68]. Eine weitere Indikation stellt die Behandlung der obstruktiven Schlafapnoe (Kapitel 4.2.4) dar, bei der eine modifizierte Herbst-Apparatur eingesetzt wird [3, 68].

### 4.2.4 Obstruktive Schlafatemstörungen

Unter schlafbezogenen Atemstörungen versteht man Krankheiten, die mit dem Schlaf und dessen Störung assoziiert sind [58]. Für deren Behandlung kommen unter anderem Kunststoffschienen als Basismaterial zum Einsatz [19, 58, 90]. Neben Zungenretainern und Gaumen- oder Ventilationsplatten werden am häufigsten Unterkieferprotrusionsgeräte eingesetzt [89]. Diese meist zweiteiligen Protrusionsschienen (Zwei-Schienen-Systeme) bewirken eine Vorverlagerung des Unterkiefers, wodurch die extrathorakalen Luftwege erweitert und der Atemwegswiderstand im Schlaf gesenkt werden sollen [19, 90]. Jeweils eine Schiene im Ober- und im Unterkiefer sind mit einem Vorschub-mechanismus verbunden. Die Verbindungselemente können mittig in der Front, palatinal oder beidseitig lateral angebracht sein [89, 90]. Demgegenüber stehen Monoblockapparaturen, bei denen die Protrusion fest eingestellt ist [89, 107]. Als Basis

werden häufig hart-weiche Verbundfolien angewendet, die zur Retention alle Zähne körperlich umfassen [90]. Allerdings zeigten sich in einer Untersuchung modifizierter Herbst-Apparaturen Risse und Brüche in den Basisschienen nach einer Tragezeit von 12 bis 14 Monaten. Als Folge löste sich die weiche von der harten Folie ab. Zusätzlich verfärbte sich durch Aufnahme von Pigmenten die weiche schneller als die harte Folie. Eine Haltbarkeitsdauer von drei bis fünf Jahren wurde eher als unwahrscheinlich erachtet [55].

### **4.3 Veränderung mechanischer Eigenschaften von Druckformfolien im Verlauf der Tragedauer**

Beim Ein- und Ausgliedern von Schienen wirken mechanische Kräfte auf das Schienenmaterial [101]. Es entstehen einerseits Reibungskräfte zwischen der Schieneninnenseite und dem Zahnschmelz, vor allem bei der Überwindung des anatomischen Äquators, andererseits erfährt der Schienenkörper Biege- und Torsionsspannungen. Es kommt zu einer vorübergehenden elastischen Deformation der Schiene [118]. Die Intensität der jeweiligen Spannungen ist dabei abhängig von der Geschicklichkeit und Übung des Patienten, von der Zahnstellung, von der Passgenauigkeit, vom Schienenmaterial, vom Alter der Schiene sowie von der Behandlung der Schiene außerhalb der Trageperiode.

Im Mund wird die Schiene mechanisch beansprucht und quillt durch Speichelaufnahme. Zudem kommt es zu Temperaturwechselbelastungen. Schienen, die weniger Wasser aufnehmen, nehmen auch weniger Speichel auf und zeigen weniger bakterielles Wachstum sowie eine Reduktion der Mundgerüche [83].

*Gracco et al.* [37] untersuchten die chemischen und physikalischen Änderungen bei Invisalign-Schienen, die für 14 Tage entweder trocken oder in künstlichem Speichel gelagert oder im Patientenmund getragen wurden. Alle Oberflächen der Schienen zeigten molekulare Veränderungen, die trocken gelagerten Apparaturen waren allerdings chemisch stabil. Hingegen ließen sich bei den anderen Schienen Mikrorisse als Folge der partiellen Fragmentierung der Polymerketten, Plaqueablagerungen, besonders in Staubereichen wie den Zentralfissuren, und ein Verlust der Transparenz erkennen. Im Patientenmund erfuhren diese Schienen zusätzlich eine mechanische Beanspruchung durch Kauen und Bruxismus, sodass es zu Verschleiß des Schienen-

materials an den Kontaktpunkten kam. Ähnliche Ergebnisse stellten *Schuster* et al. [96] in vivo an Invisalign-Schienen fest. Die an den Oberflächen der Schienen festgestellten morphologischen Veränderungen wurden von den Autoren durch den Abrieb während des Kauvorganges, Einnahme von sauren Getränken und das Einwirken von Enzymen erklärt. An den durch Abrasion modifizierten Oberflächen zeigte sich eine Veränderung des Härtegrades. Die Autoren begründeten die Erhöhung der Vickershärte mit der Veränderung der Polymerkristallinität durch Kaltbearbeitung während des Abrasionsvorganges.

Durch Abrasion kommt es langfristig zu einem Verlust des Materials auf der Okklusalfäche. Dieser Verlust begünstigt Rissbildungen oder Perforationen bis zum Bruch [30, 61]. Die Schädigung des Werkstoffes durch stark wechselnde Dauerbelastung beschreibt den mechanischen Ermüdungsprozess, wobei die eintretende Erweichung des Materials infolge der Umwandlung von mechanischer Energie in Wärme als Ursache für das Versagen gilt [47]. In einer Untersuchung über die Bruchrate von herausnehmbaren Retainern wurde festgestellt, dass bei den thermoplastischen Schienen ein Bruch zumeist an der dünnsten Stelle stattfand. Dies könnte eine Erklärung für die höhere Bruchrate im Unterkiefer sein, wobei die Mittellinie im Unterkiefer am häufigsten betroffen war. Anatomische Strukturen wie Lingualneigung der Zähne sowie Aussparungen wegen eines hoch ansetzenden Zungenbändchens können die Bruchneigung erhöhen [101].

Außerhalb der Tragezeit im Mund spielt der Umgang mit den kieferorthopädischen Apparaturen eine wesentliche Rolle für das Materialverhalten. Weitere Belastungen können auftreten, wenn der Patient seine Schiene nach dem Tragen in Leitungswasser aufbewahrt bzw. die Apparatur auf dem Fensterbrett im Sonnenlicht lagert. Das UV-Licht führt zu photochemischen Veränderungen wie Kettenspaltung, Nachvernetzung, Veränderungen vorhandener oder Bildung neuer funktioneller Gruppen im Molekül [14].

Durch die ständig wechselnden Belastungen kommt es zu einer Schädigung des Werkstoffes, besonders bei Thermoplasten [47].

### 4.3.1 Wasserlagerung

Kunststoffschiene sind beim Tragen in der Mundhöhle permanent im Feuchten. Dies bewirkt Eigenschaftsänderungen in den Polymeren [9, 15, 47, 65, 93, 112]. Einem Weichmacher gleichend lagert sich das Wasser zwischen die Kunststoffmoleküle und fördert somit die Beweglichkeit der Polymerketten [9, 15, 47]. Messbare Veränderungen wie Quellung und Plastifizierung sind die Folge. Diese Plastifizierung ist Folge von Störungen in der chemischen Struktur. Die Verbindungen zwischen den Ketten werden geschwächt und sogar zerstört, sodass der mechanische Zusammenhalt abnimmt [15]. Mechanische Eigenschaften wie Zug- und Biegefestigkeit sowie der Elastizitätsmodul nehmen dadurch ab [9, 15, 47, 93, 112].

Eine von *Ryokawa* et al. [93] durchgeführte Studie über die Wasserabsorption von thermoplastischen Schienen ergab, dass die ausgewählten Kunststoffmaterialien durch 24 h Wasserlagerung eine Dickenzunahme erfuhren. Das Thermoformen zuvor führte zu einer Abnahme der Schienenstärke. Zwar nahm durch die Wasseraufnahme die Dicke des druckgeformten Materials wieder zu, allerdings wurde die Ausgangsdicke (vor dem Thermoformen) nicht wieder erreicht. Die Wasserabsorption war bei allen Kunststofffolien proportional zur Dauer der Lagerung in Wasser. Die Autoren kamen zusätzlich zu dem Ergebnis, dass amorphe Kunststoffe eine höhere Wasserabsorptionsrate haben als teilkristalline Thermoplaste. Je höher der Kristallisationsgrad eines Kunststoffes ist, desto geringer ist dessen Quellbarkeit [47, 93].

Bei Vergleichen der Dickenänderungen von Biolon (rechteckig herausgeschnittene Platten) mit drei unterschiedlichen Schichtstärken (0,5 mm, 0,75 mm, 1,0 mm) konnte nach einer zweiwöchigen Lagerung in künstlichem Speichel bei 37 °C ebenfalls eine Zunahme beobachtet werden. Die Plattendicke nahm nach dem Herstellungsverfahren zunächst ab und nach der Kontamination mit künstlichem Speichel wieder zu; die größte Veränderung wurde bei der dünnsten Folienstärke von 0,5 mm festgestellt [119]. *Meck-Theben* [71] untersuchte in ihrer Dissertationsschrift das Dimensionsverhalten von Tiefziehschienen. Alle untersuchten Schienenmaterialien wiesen nach Wasserlagerung eine Vergrößerung des gemessenen Umfangs auf. Eingefasste Stecknadeln in der Schiene markierten hierbei die vier festgelegten Referenzpunkte des Umfangs.

### 4.3.2 Alterung von Kunststoffen

Laut DIN 50035 versteht man unter einer Alterung eine Änderung von physikalischen und chemischen Werkstoffeigenschaften in Abhängigkeit von der Zeit. Kunststoffe sind beim therapeutischen Einsatz vielen Einflüssen ausgesetzt, die eine Alterung des Materials bewirken.

Während bei der physikalischen Alterung die Morphologie des Werkstoffes verändert wird, ändert sich bei der chemischen Alterung dessen chemische Struktur. Durch die physikalischen und chemischen Einflüsse kommt es zum Verlust des Glanzes [47], Verlust der Transparenz [37, 47], zu Oberflächenrissen [2, 15, 37, 47, 96] sowie zu einer Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften [9, 15, 47, 93, 112]. Bei der Begutachtung der Oberflächen von vakuumgeformten Retainern nach einer Tragedauer von 6 Monaten zeigten sich morphologische Veränderungen wie Verzerrungen und Kratzer. Diese Veränderungen waren posterior stärker ausgeprägt als im anterioren Bereich. Die Oberflächenrauigkeit nahm mit der Dauer der Tragezeit zu [2]. Ein ständiger Temperaturwechsel kann zudem aufgrund unterschiedlicher thermischer Ausdehnung zu Spannungen im Kunststoff führen [47].

## 4.4 Elastizität und Dimensionsstabilität

### 4.4.1 Elastizität

Feste Körper können unter Einwirkung von Kräften verformt werden. Zunächst ist die Verformung elastisch und der Prüfkörper erlangt nach Wegfall der Kräfte wieder seine Ursprungsform. Ab der Elastizitätsgrenze jedoch erfährt der Körper eine plastische Verformung, die nicht mehr reversibel ist. Sobald die maximale Spannung bzw. die Zugfestigkeit erreicht wird, beginnt die lokale Einschnürung der Probekörper. Die weitere plastische Verlängerung beschränkt sich nun bis zum Bruch nur noch auf den Bereich der Einschnürung. Dieses mechanische Verhalten kann in einem Spannungs-Dehnungs-Diagramm dargestellt werden, anhand dessen der Elastizitätsmodul ermittelt werden kann [47, 93]. Diese Materialkonstante beschreibt den Zusammenhang zwischen Kraft und elastischer Verformung [91]. Ein hoher Elastizitätsmodul eines Schienenmaterials bietet ein erhöhtes Potenzial für Zahnbewegungen, die Schiene

kann allerdings schwer ein- bzw. ausgegliedert werden. Umgekehrt wird ein Material mit niedrigerem Elastizitätsmodul leicht einzusetzen und zu entfernen sein, erzeugt allerdings weniger Kraft für Zahnbewegungen [20].

In einem Dehnversuch von zahnmedizinischen Thermoplasten wurde festgestellt, dass der Elastizitätsmodul amorpher im Vergleich zu den teilkristallinen Kunststoffen höher war, wobei sich diese Werte bei Temperaturveränderung von 23 °C auf 37 °C nur geringfügig änderten. Hingegen trat bei den teilkristallinen Kunststoffen bei dieser Temperaturveränderung eine stärkere Veränderung (Verkleinerung) des Elastizitätsmoduls auf [93].

Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch *Gould* et al. [35] in ihrer Studie, als sie das elastische Verhalten von Mundschutzmaterialien (EVA) untersuchten. Die Materialhärte und die Reißfestigkeit nahmen bei EVA von Raum- zu Mundtemperatur ab, hingegen nahm die Wasserabsorptionsrate zu. Die Autoren verwiesen dabei auf den proportionalen Zusammenhang zwischen Elastizitätsmodul und Härte.

In einer anderen Untersuchung wurde das plastoelastische Verhalten von Werkstoffen für Positioner in einem Zugversuch bei 20%iger Dehnung untersucht, wobei die zeitliche Veränderung der Elastizität über drei Monate Lagerung in destilliertem Wasser bei 37 °C gemessen wurde. Die meisten Materialien zeigten im Beobachtungszeitraum eine Zunahme des Elastizitätsmoduls [91].

*Kwon* et al. [56] ermittelten die elastischen Eigenschaften verschiedener Kunststofffolien im Drei-Punkt-Biegeversuch, wobei sie auch das Verhalten nach Thermocycling und wiederholten Belastungen untersuchten. Das Thermocycling bewirkte nur eine leichte Verringerung der Kraftgröße. Hingegen führten wiederholte Belastungen zu einer signifikanten Reduktion der Kraftabgabe.

Ergebnisse einer weiteren Studie zeigten, dass eine hygrothermale Alterung die Spannungsrelaxation von thermoplastischen Materialien beschleunigte. Die Eigenspannung nahm innerhalb der Materialien mit der Zeit ab; dies geschah im Wasserbad bei 37 °C schneller als bei Raumtemperatur [28].

### 4.4.2 Dimensionsstabilität

Unter dem Begriff Dimensionsstabilität versteht man die Eigenschaft eines Materials auch unter wechselnden Bedingungen seine Form nicht oder nur unwesentlich zu verändern. Eine Dimensionsänderung von Kunststofffolien findet zum einen bei deren thermoplastischer Verarbeitung statt, aber auch bei Temperaturänderungen sowie bei Wasserlagerung. Durch die Wasseraufnahme wird eine hygroskopische Vergrößerung des Materials beobachtet und damit die Schienenpassung beeinträchtigt [10, 93].

In einer Untersuchung der Dimensionsstabilität von PMMA-Schienen, die über ein zahnloses Oberkiefermodell mit acht Markierungen geformt worden waren, wurden Veränderungen in der Dimension festgestellt. Es wurden hierbei die Strecken zwischen den festgelegten Markierungen vermessen und miteinander verglichen. Die Vermessungen erfolgten nach 24 h Trockenlagerung sowie nach Lagerung in Wasser bei 37 °C für 1 Woche, 1 Monat und 3 Monate. 24 h nach der Herstellung wiesen alle Schienen eine kleinere Dimension auf als das Ursprungsmodell. Die Wasserlagerung bewirkte wiederum eine Vergrößerung der linearen Abmessungen. Dieser Anstieg reichte jedoch nicht aus, die vorhergehende Kontraktion auszugleichen. Keine gemessene Veränderung der definierten Strecken innerhalb der Schienen war im Vergleich zu denen vom Ursprungsmodell größer als 0,2 mm [46].

*Bohnenkamp* [12] untersuchte den Einfluss der Herstellungstechnik sowie der Lagerungsmethode von Kunststoffschienen auf das Dimensionsverhalten. Als Negativmodell für die Kunststoffschienen diente ein zahnloses Oberkiefermodell mit vier Markierungspunkten, die für die Vermessung herangezogen wurden. Die vakuumgeformte Schiene mit Acrylauftrag zeigte die größte Dimensionsänderung im Vergleich zu den anderen vier Herstellungstechniken (Streu- und Anteigtechnik von Autopolymerisaten/Heißpolymerisaten). In Bezug auf die Lagerungsmethode zeigte die Wasserlagerung nach 2 Wochen kleinere Dimensionsänderungen als die Trockenlagerung.

In einer Studie von *Waked et al.* [110], in der die Auswirkungen des Alterns auf Mundschutzmaterialien aus EVA untersucht wurden, zeigten die druckgeformten Schienen kleinere Dimensionsänderungen als die vakuumgeformten Schienen. Die durch künstliche Alterung bedingten Dimensionsänderungen waren abhängig vom Material und der Herstellungstechnik.



Für den Halt einer Schiene ist die Qualität der Passung von entscheidender Bedeutung. *Johal* et al. [48] untersuchten daher die Passform von vier verschiedenen Retainermaterialien, indem sie spezifische Referenzpunkte in den hergestellten Schienen abtasteten und mit jenen des Modells verglichen. An allen Messstrecken gab es signifikante Unterschiede im Vergleich zu den Ausgangswerten am Gipsmodell. Jedes Schienenmaterial zeigte kleine, aber unterschiedliche Schrumpfungen bzw. Expansionen.

In einer weiteren Untersuchung über das Dimensionsverhalten von Tiefziehschienen wurden die Veränderungen von definierten Messpunktabständen nach 24 h in Wasser aufgenommen. Alle im feuchten Milieu gelagerten Versuchskörper wiesen eine Vergrößerung im Vergleich zu trocken gelagerten Schienen auf, ebenfalls begründet durch die Aufnahme von Wasser und die dadurch bedingte Quellung [71].

## 5 Fragestellung

Die Langlebigkeit von Druckformfolien in der Schienentherapie ist erheblich von ihren Werkstoffeigenschaften abhängig. Diese Kunststoffschienen sind beim Tragen im Mund ständig der Speichelflüssigkeit, häufigen Temperaturwechseln sowie mechanischer Beanspruchung durch das Ein- und Ausgliedern ausgesetzt. Es stellt sich daher die Frage, ob Druckformfolien durch die genannten Faktoren auch nach einem längeren klinischen Gebrauch noch nutzbar sind.

Ziel der vorliegenden Studie ist es, die Veränderungen der Elastizität und Dimensionsstabilität der ausgewählten Druckformfolien nach Durchführung eines künstlichen Alterungsprozesses experimentell zu untersuchen. Es soll ermittelt werden, in welchem Ausmaß geometrische und mechanische Veränderungen in den Kunststofffolien in Abhängigkeit vom Alterungsprozess auftreten. Die Untersuchung soll darlegen, ob sich einerseits die Elastizität der verwendeten Materialien im Laufe der Zeit verändert und ob andererseits über eine längere Tragezeit die Dimensionsstabilität der Schienen gewährleistet bleibt.

### 5.1 Nullhypothese

Es wird davon ausgegangen, dass die künstliche Alterung durch Temperaturwechselbelastung keinen Einfluss auf die Elastizität und Dimensionsstabilität hat. Neben Einkomponentenmaterialien werden auch Verbundfolien untersucht, wobei keine relevanten Unterschiede bezogen auf die zu untersuchenden Parameter erwartet werden.

# 6 Materialien und Methoden

## 6.1 Übersicht

Zur Beantwortung der Fragestellungen wurden drei In-vitro-Untersuchungen zur Erfassung von Elastizität und Dimensionsstabilität in der Schienentherapie angewendet. Folgende Eigenschaften wurden bei allen Druckformfolien bestimmt:

- Elastizitätsmodul im Zugversuch (Kapitel 6.3.3.1)
- Abzugskraft im Abzugsversuch (Kapitel 6.3.3.2)
- Streckenänderungen im Versuch für die Dimensionsstabilität (Kapitel 6.3.3.3)

Das folgende Diagramm (Abb. 1) bietet eine Übersicht über die durchgeführten Untersuchungen für alle Versuchsmaterialien.

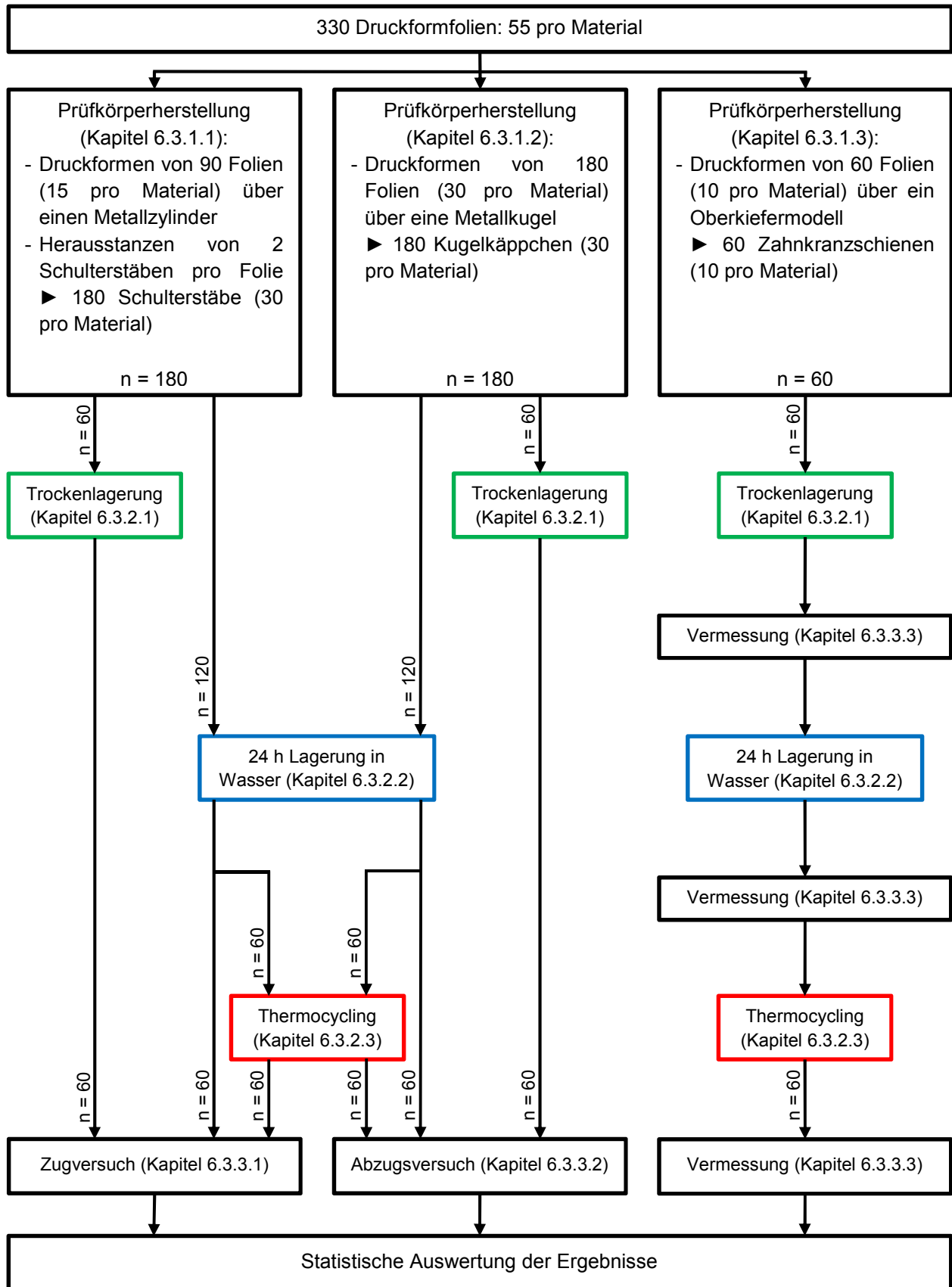


Abb. 1 Durchführung der Untersuchungen im Flussdiagramm.

### 6.2 Testmaterialien

In dieser Studie wurden von drei Herstellern sechs verschiedene Druckformfolien untersucht, die sich in ihrem chemischen Aufbau unterscheiden. 330 Folien (55 pro Material, Abb. 1) wurden nach Herstellerangaben mit den entsprechenden Druckformgeräten verarbeitet und anschließend für die Prüfversuche vorbereitet.

#### 6.2.1 Biolon

Die Kunststoffolie Biolon auf der Basis von PET ist zähelastisch und in den Stärken 0,5 bis 3 mm erhältlich. In der Druckformtechnik wird Biolon mit dem Druckformgerät Druformat scan durch einen Quarz-Infrarot-Strahler erwärmt und im plastischen Zustand mit einem Druck von 6 bar druckgeformt.

#### 6.2.2 BIOPLAST

BIOPLAST ist ein EVA-Copolymerisat, das mit dem Druckformgerät BIOSTAR druckgeformt wird. Ein kurzwelliger, thermostatisch gesteuerter Infrarotstrahler beheizt dabei die dem Modell zugewandte Folienseite, welche anschließend mit einem Druck von 6 bar über das Modell gepresst wird. Die Folien werden mit 1,0 bis 5,0 mm Dicke angeboten.

#### 6.2.3 DURASOFT

Bei dem Material DURASOFT handelt es sich um einen Zweikomponentenverbund aus einem harten PC-Trägermaterial mit einer weichen PU-Schicht. Es ist in den Stärken 1,8 mm (0,8 mm PC + 1,0 mm PU) sowie 2,5 mm (1,1 mm PC + 1,4 mm PU) verfügbar. Diese im Co-Extrusionsverfahren hergestellte Folie wird ebenfalls mit dem BIOSTAR thermoplastisch verarbeitet. Zuvor ist das Material in dem dafür vorgesehenen BIOSTAR-Trockenschrank bei 80 °C vorzutrocknen, um eine blasenfreie Verarbeitung zu ermöglichen [94]. Verantwortlich für diese Bläschenbildung ist das in der

Verbundfolie enthaltene PC, welches Luftfeuchtigkeit speichert und somit hygroskopisch wirkt.

### 6.2.4 IMPRELON S

IMPRELON S besteht aus PC und wird in Folienstärken von 0,5 bis 3,0 mm angeboten. IMPRELON S wird mit dem BIOSTAR-Gerät im Druckformverfahren verarbeitet. Da auch das hartelastische IMPRELON S aus PC besteht, ist diese Folie ebenfalls bei 80 °C vorzutrocknen.

### 6.2.5 Erkolign

Die zähe Druckformfolie Erkolign, die mit dem Druckformgerät ERKOPRESS ES-200 E verarbeitet wird, besteht hauptsächlich aus PP. Nach Erwärmen der Folie wird diese mit einem Betriebsdruck von 4,5 bar auf das Modell adaptiert. Das Angebot der Folienstärken reicht von 0,5 bis 3,0 mm.

### 6.2.6 Erkoloc-pro

Erkoloc-pro ist eine Doppelschichtplatte; die harte Seite besteht aus PETG und die weiche aus TPU. Je nach Stärke (2,0-5,0 mm) variiert der Anteil der harten Komponente, wobei die weiche Schicht immer 1 mm beträgt. Bei diesen Folien wird vom Hersteller eine Unterziehfolie (Platzhalterfolie) aus PE aufgebracht. Trotz hygroskopischer Eigenschaften ist diese Kunststoffolie nicht im Trockenschrank vorzutrocknen, da sie in luftundurchlässigen Aluminiumbeuteln verpackt wird. Für die thermoplastische Verarbeitung wird das Druckformgerät ERKOPRESS ES-200 E verwendet.

## 6.3 Methoden

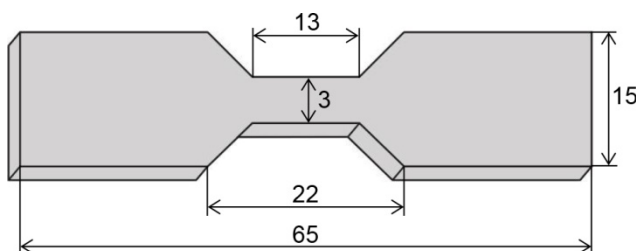
### 6.3.1 Prüfkörperherstellung

Bei allen Prüfversuchen wurde die Folienstärke der Druckformfolien auf 2,0 mm festgelegt. Die Ausnahme stellte DURASOFT dar, da diese Folien nur in den Stärken 1,8 mm und 2,5 mm vom Hersteller angeboten werden, wobei hier die Wahl auf 1,8 mm fiel. Die bei Erkoloc-pro aufgebrauchte Unterziehfolie wurde vor dem Druckformverfahren entfernt, sodass bei keiner Kunststoffolie eine Unterziehfolie verwendet wurde.

#### 6.3.1.1 Zugversuch

Für die Zugversuche wurden hantelförmige Prüfkörper hergestellt. Dazu wurden 90 Druckformfolien nach Herstellerangaben über einen 1 cm hohen Metallzylinder mit einem Durchmesser von 8 cm druckgeformt. In Anlehnung an EN ISO 527-2 für Kunststoffprüfungen wurden anschließend aus den entstandenen planen Flächen die Probekörper ausgestanzt. Als Stanzwerkzeug diente eine Spindelpresse des Typs RAS 300/20 mit einem Spindeldurchmesser von 60 mm und 200 mm Hub. Der Stempel drückte dabei die Druckformfolie mit 20 Tonnen gegen eine Auflage und schließlich in die Stanzform, wobei diese aus der Folie herausgeschnitten wurde. Aus jeder Druckformfolie wurden zwei Schulterstäbe herausgestanzt, sodass sich eine Gesamtzahl von 180 Probekörpern (30 pro Material) ergab.

Die Maße der Probekörper (Schulterstäbe) mussten in Anbetracht des Durchmessers der verwendeten Druckformfolien (120-125 mm) angepasst und gegenüber EN ISO 527-2 verkleinert werden. Für die Schulterstäbe ergab sich folgende Probengeometrie (Abb. 2):

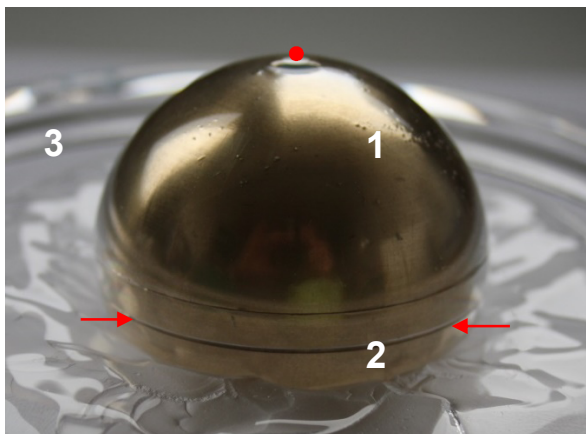


**Abb. 2** Maße der Schulterstäbe für die Zugversuche; die Dicke des Ausgangsmaterials betrug 2,0 mm bzw. 1,8 mm (DURASOFT); Bemaßung in Millimeter.

Nach Beseitigung von Kunststoffspänen mit einem Einmalskalpell Nr. 15 wurden die Prüfkörper bei Raumtemperatur trocken und lichtgeschützt gelagert.

### 6.3.1.2 Abzugsversuch

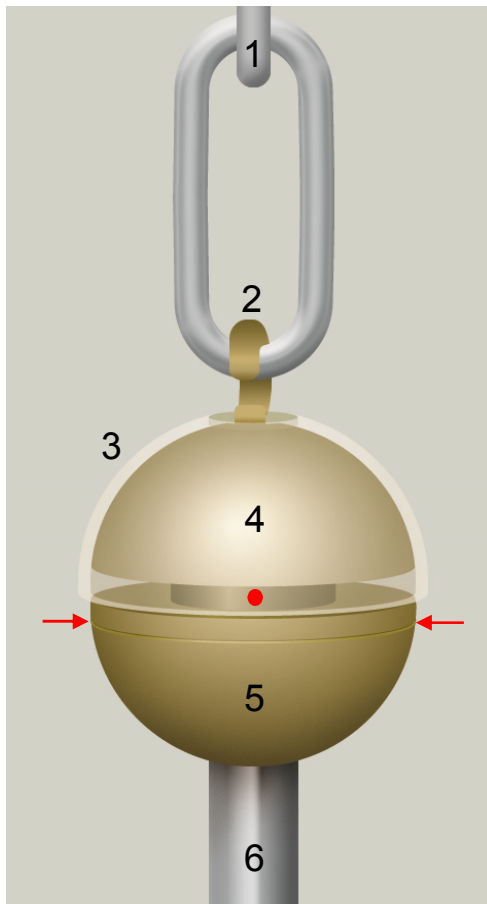
Da die im Mund verwendeten Kunststoffschienen ihren Halt über den retentiven Unterschnitt zervikal des Zahnäquators erhalten, wurde für den Abzugsversuch als Probenhalter eine Messingkugel herangezogen. Es wurden zwei Kugelmodelle mit einem Durchmesser von 40 mm angefertigt, wobei Messingkugel A (Abb. 3) der Prüfkörperherstellung und Messingkugel B (Abb. 4) als Aufnahmeobjekt für die Prüfkörper im Prüfverfahren dienten. Messingkugel A bestand aus zwei Kugelhälften, indem diese oberhalb des Äquators durchgetrennt wurde. In die obere Kugelhälfte wurde ein Gewinde zur Aufnahme eines Gewindehakens gedreht, wohingegen in der unteren Kugelhälfte eine Markierungsrille 2 mm unterhalb des Äquators angelegt wurde. Die obere Kugelhälfte wurde mittig an ihrer Basalfläche zusätzlich mit einem Dorn versehen, während die untere Kugelhälfte in der Mitte der planen Basalfläche eine Vertiefung entsprechend der Dornmaße erhielt. Auf diese Weise konnten beide Kugelhälften einem Steckprinzip gleichend ineinander gesetzt werden.



**Abb. 3** Messingkugel A: obere Kugelhälfte (1) mit Gewinde (roter Punkt), untere Kugelhälfte (2) mit Markierungsrille (2 mm unterhalb des Äquators, rote Pfeile), Druckformfolie (3, Biolon).

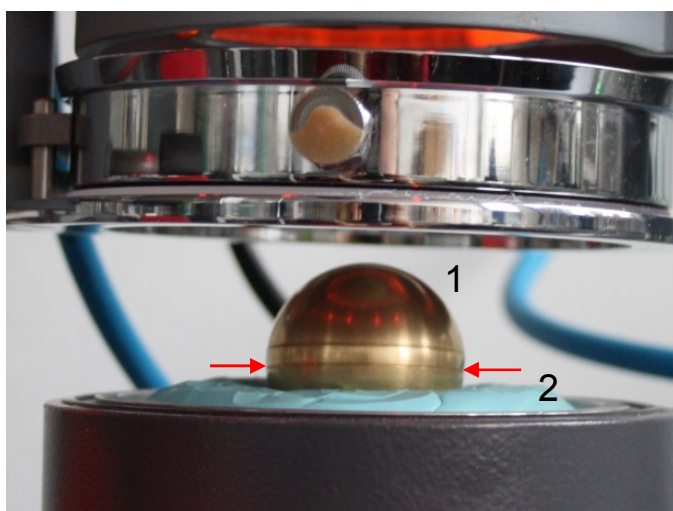
Die untere Kugelhälfte wies am Auflagepunkt zudem eine Bohrung für einen Schraubstift auf. Messingkugel B hatte den gleichen Aufbau, aber bei dieser Kugel gab es statt der Markierungsrille eine zarte Stichlinie 1 mm unterhalb des Äquators (Abb. 4).





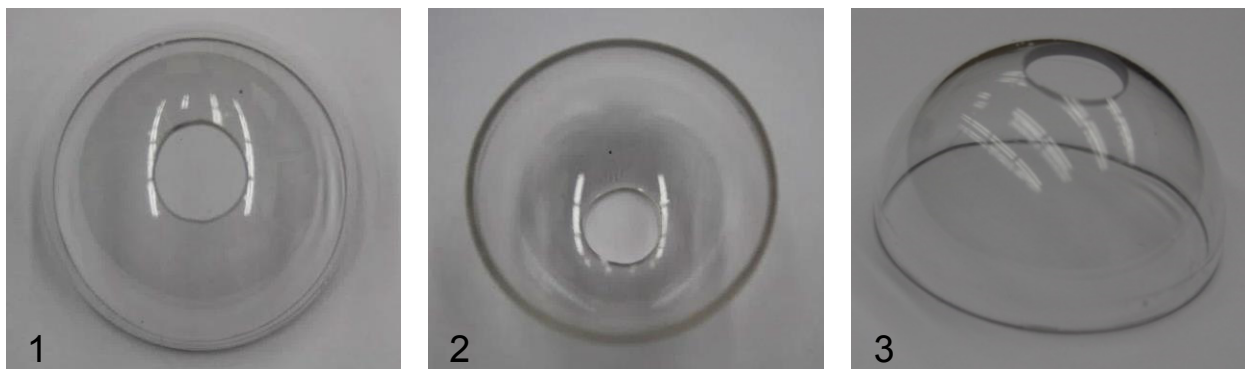
**Abb. 4** Schematische Darstellung des Abzugsversuches (Messingkugel B): dreigliedrige Kette (1), Gewindehaken (2), Kugelkappchen (3), obere Kugelhälfte (4) mit Dorn (roter Punkt), untere Kugelhälfte (5) mit Stichlinie (1 mm unterhalb des Äquators, rote Pfeile), Schraubstift (6).

Für die Prüfkörperherstellung wurde die Gewindebohrung im oberen Kugelabschnitt der Messingkugel A mit Silikon abgedeckt. Bei der Positionierung im Druckformgerät wurde die Messingkugel mit einem Silikonwall aus Provil novo so fixiert (Abb. 5), dass nur der abzuformende Bereich bis zur Darstellung der Markierungsrille (2 mm unterhalb des Äquators, Abb. 3) erfasst wurde.



**Abb. 5** Positionierung der Messingkugel A im Druckformgerät (hier: Drufoformat scan): Messingkugel (1) mit Markierungsrille (2 mm unterhalb des Äquators, rote Pfeile), Silikonwall (2).

Die Adaption der Kunststofffolien an die Messingkugel erfolgte über das Druckformverfahren nach Herstellerangaben. Die dabei entstandenen Kugelkäppchen (n = 180 Druckformfolien, 30 pro Material) wurden von der Kugel abgezogen, wobei anschließend die Ränder mit einer beidseitig diamantierten Trennscheibe mit Kühlschlitzen eingekürzt wurden. Die weitere Ausarbeitung zum Belassen des Kunststoffrandes bis 1 mm unterhalb des Äquators erfolgte mit DIMO-Scheiben mit mittlerer Körnung und feinen LISKO-Polierscheiben. Die Käppchenoberseite wurde zentral mit einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse perforiert, damit der Gewindehaken bis zum Anschlag in die Messingkugel eingedreht werden konnte (Abb. 6). Nach der Ausarbeitung der 180 Kugelkäppchen wurden diese bei Raumtemperatur trocken und lichtgeschützt gelagert. Ein Aufsetzen der Probekörper auf die Messingkugel wurde bis zur Durchführung des Prüfverfahrens nicht vorgenommen.

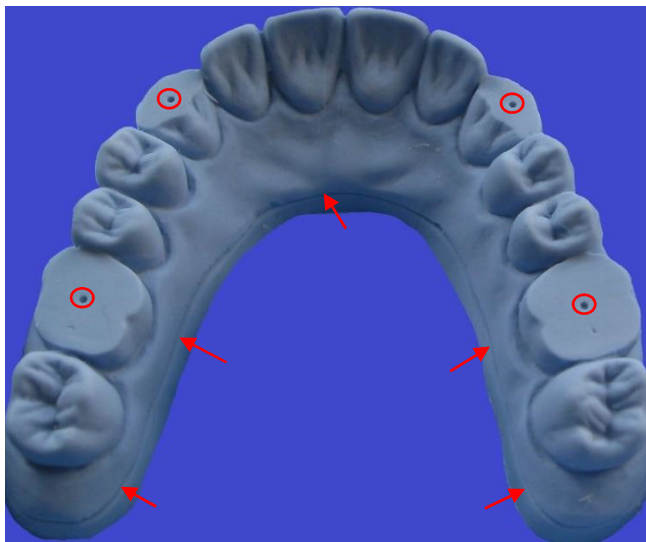


**Abb. 6** Kugelkäppchen als Prüfkörper für den Abzugsversuch (Material: Biolon): Draufsicht (1), Ansicht von unten (2), seitliche Schrägansicht (3).

### 6.3.1.3 Versuch zur Dimensionsstabilität

Als Indikator der Dimensionsstabilität wurden auf identischen Oberkiefermodellen Druckformfolien hergestellt und Strecken zwischen vier Referenzpunkten vermessen (Abb. 7). Das Ausgangsmodell aus Klasse-II-Gips wurde modifiziert. Dazu wurde das obere Kronendrittel der Zahnkronen an den Positionen 13 und 23 sowie 16 und 26 horizontal abgetragen und mit einem Einmalskalpell Nr. 15 jeweils ein Plateau geschaffen, in das zusätzlich eine Markierung mit einem Rosenbohrer angebracht wurde (Abb. 7). Der kugelförmige Bohrer mit einem Durchmesser von 0,7 mm wurde

dabei vollständig in der Mitte jedes geschaffenen Plateaus versenkt. In diese vier Vertiefungen lagerten sich später beim Druckformen die Kunststofffolien ein, sodass die basale Seite der Zahnkranzschienen in diesen Regionen eine entsprechende Erhabenheit erhielt. Eine zur Tischebene parallel eingebrachte Markierungsrille unterhalb des Gingivaverlaufes legte die Länge der später über das Gipsmodell druckgeformten Zahnkranzschienen fest, welche sich ebenfalls in den Prüfkörpern darstellte.



**Abb. 7** Modell mit den Vertiefungen an den Positionen 13, 23, 16 und 26 (rote Kreise) sowie der Markierungsrille (rote Pfeile).

Zum Duplieren des Ursprungsmodells wurden unter identischen Bedingungen und gemäß den Herstellerangaben 6 Formen aus einer dünnfließenden Silikonmasse Fegura Sil hydro spezial II erstellt. Bei allen Duplierformen kam das Oberflächenentspannungsmittel Waxit zur besseren Benetzbarkeit des Silikons zur Anwendung. Anschließend wurde jede Negativform mit dem vakuumgemischtem blauen Klasse-III-Hartgips OCTA-DUR (Mischungsverhältnis: 100 g Gips/30 ml Aqua dest.) ausgegossen, um 60 Gipsmodelle zur Herstellung der Probekörper zu erhalten. Nach dem Aushärten wurden leichte Unebenheiten an der Unterseite der Modelle mit einem Nasstrimmer beseitigt. Die so entstandenen Gipsmodelle wurden für die Herstellung der Prüfkörper verwendet und vor der Schienenherstellung zur Versiegelung der Gipsoberfläche zuvor mit Isolat film dünn eingepinselt. Mindestens 24 h nach Modellherstellung folgte das Adaptieren von jeweils 10 Druckformfolien pro Material an die Gipsmodelle nach Herstellerangaben mit den entsprechenden Druckformgeräten (je 1 Folie pro Modell). Bei dem ERKOPRESS ES-200 E und dem Druformat scan wurden die Modelle mittig auf der glatten Modellplatte bzw. auf der Noppenplatte positioniert

und senkrecht abgeformt. Die Modelle, die im Schwenkverfahren mit dem BIOSTAR abgeformt wurden, wurden so auf der Modellplatte positioniert, dass die Frontzähne zum Verschlusswellengriff zeigten. Nach dem Abkühlen wurden die 60 Zahnkranzschienen zunächst von den Gipsmodellen genommen und die basale Seite der Schiene wurde visuell auf die vier Erhabenheiten untersucht. Im Anschluss erfolgte das Ausarbeiten der Prüfkörper mit einer beidseitig diamantierten Trennscheibe mit Kühlschlitzen, mit DIMO-Scheiben mittlerer Körnung sowie mit feinen LISKO-Polierschieben, wobei der Schienenrand dem Verlauf der Markierungsrille folgte.

### 6.3.2 Lagerungsbedingungen

Zur Untersuchung der Prüfkörper auf Elastizität und Dimensionsstabilität wurden die unterschiedlichen Kunststoffe verschiedenen Lagerungsbedingungen ausgesetzt. Dabei wurden die trocken gelagerten Proben als Referenzgruppe zur Wasserlagerung bzw. zur Temperaturwechselbelastung herangezogen. Bei den Probekörpern für den Zug- und Abzugsversuch handelte es sich um unterschiedliche Probekörper pro Serie, wohingegen bei dem Versuch zur Dimensionsstabilität derselbe Probekörper verwendet wurde, indem jeweils die Prüfung zwischen den Lagerungsbedingungen durchgeführt wurde. Die Prüfkörper wurden vor den jeweiligen Lagerungsbedingungen mit einem Bindfaden in der Reihenfolge aneinander gebunden (Abb. 8), in der sie geprüft werden sind, um Verwechslungen auszuschließen.



**Abb. 8** Mit einem Bindfaden aneinander gebundene Prüfkörper (hier: Schulterstäbe).

### 6.3.2.1 Trockenlagerung

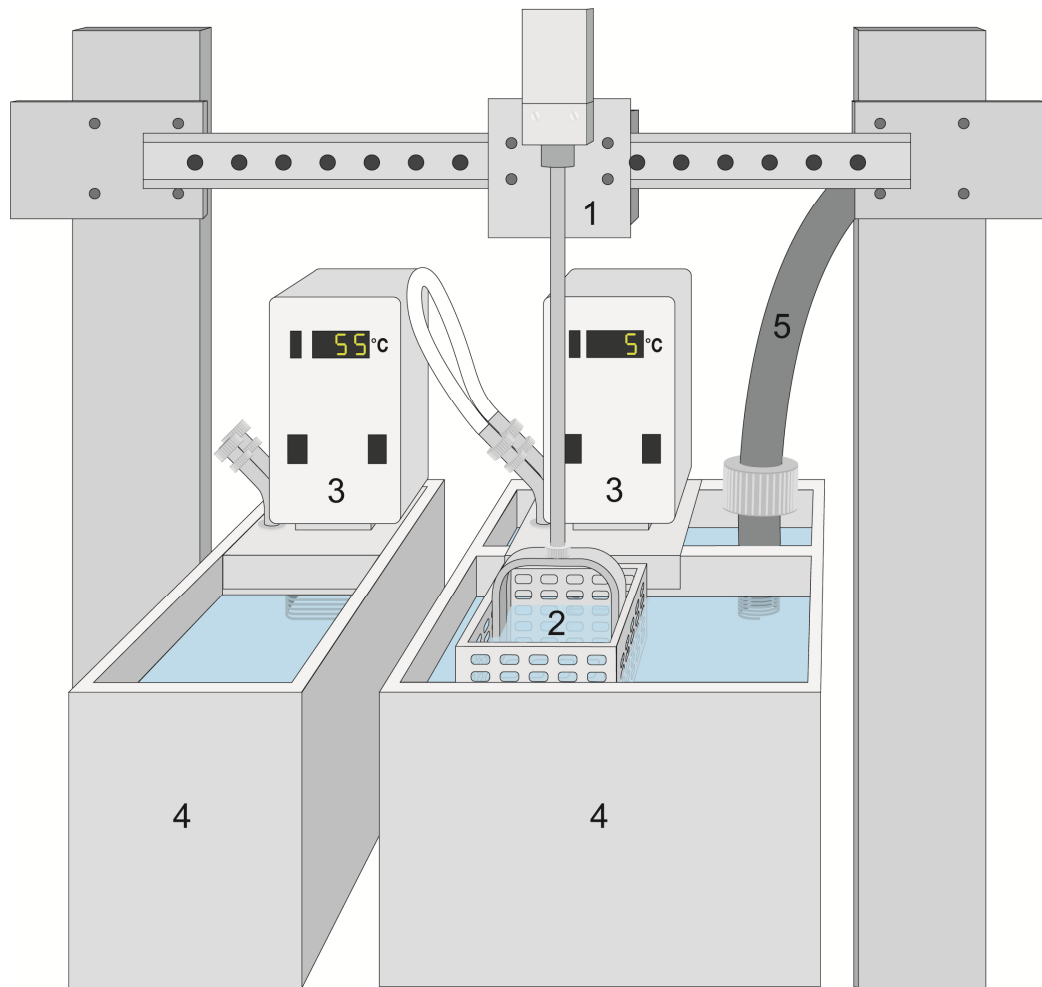
Als Kontrollgruppe dienten die Prüfkörper, welche nach ihrer Herstellung bei Raumtemperatur trocken und lichtgeschützt gelagert wurden. Pro Material wurden jeweils 10 Proben als Referenz geprüft.

### 6.3.2.2 Wasserlagerung

Bei 37 °C wurden 20 Probekörper pro Material für 24 h in destilliertem Wasser gelagert, wobei die konstante Temperatur in einem Brutschrank Typ B 6060 eingestellt wurde. Nach 24 h Wasserlagerung wurden die Proben entnommen, 30 Minuten an Luft gelagert und anschließend der jeweiligen Prüfung unterzogen. In der Gruppe, die einer Temperaturwechselbelastung (Thermocycling) unterzogen wurde, wurden die Probekörper zuvor unter gleichen Bedingungen ebenfalls 24 h in Wasser aufbewahrt.

### 6.3.2.3 Thermocycling

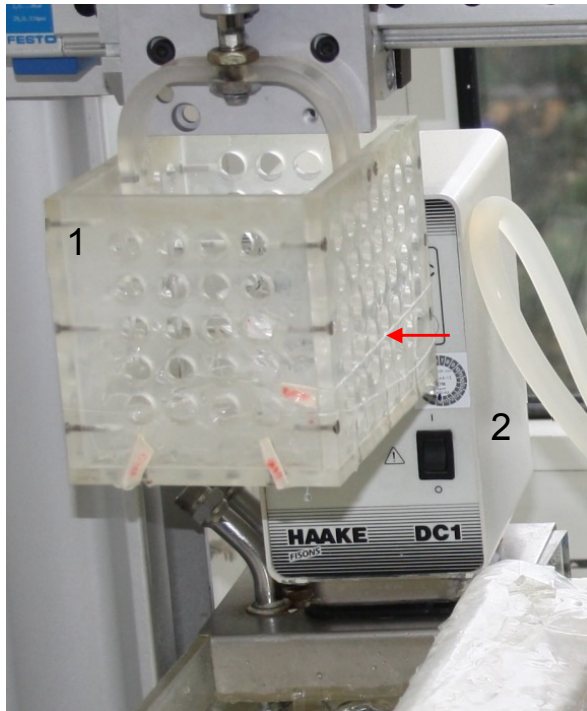
Nach 24 h Wasserlagerung gelangten die Probekörper in einen Thermocycler (Abb. 9), mit dessen Hilfe eine künstliche Alterung nachgeahmt werden sollte. Dieser Alterungsprozess erfolgte abwechselnd in einem Bad mit destilliertem Wasser von jeweils 5 °C und 55 °C, wobei die Verweildauer in jedem Becken 30 s betrug. Über den beiden Wasserbädern war ein pneumatischer Antrieb mit Steuerung befestigt, an dem sich ein perforierter Behälter für die Proben befand. Binnen 5 s Transferzeit bewegte sich der Probenkorb zwischen den beiden Bädern. 10 Probekörper pro Material durchliefen dabei im Thermocycler jeweils 1000 Zyklen, wobei das einmalige Durchlaufen beider Wasserbäder einen Zyklus beschreibt.



**Abb. 9** Schematische Darstellung des Thermocyclers: Pneumatischer Antrieb (1), Probenbehälter (2), thermische Steuereinheit (3), Wasserbehälter (4), Eintauchkühler (5).

Die Prüfkörper wurden zuvor über einen Bindfaden aneinander gebunden (Abb. 8) und anschließend an dem perforierten Probenbehälter befestigt (Abb. 10). Dies war notwendig, um ein Verlust von Proben aus dem Korb beim zyklischen Wechseln der Wasserbäder zu verhindern. Nach dem Thermocycling folgte eine halbstündige Trocknung der Probekörper, woran sich das jeweilige Prüfverfahren anschloss.





**Abb. 10** Fixierung der Prüfkörper an dem Probenbehälter (1, vgl. Abb. 9; 2) über einen Bindfaden (roter Pfeil, vgl. Abb. 8), thermische Steuereinheit (2, vgl. Abb. 9; 3).

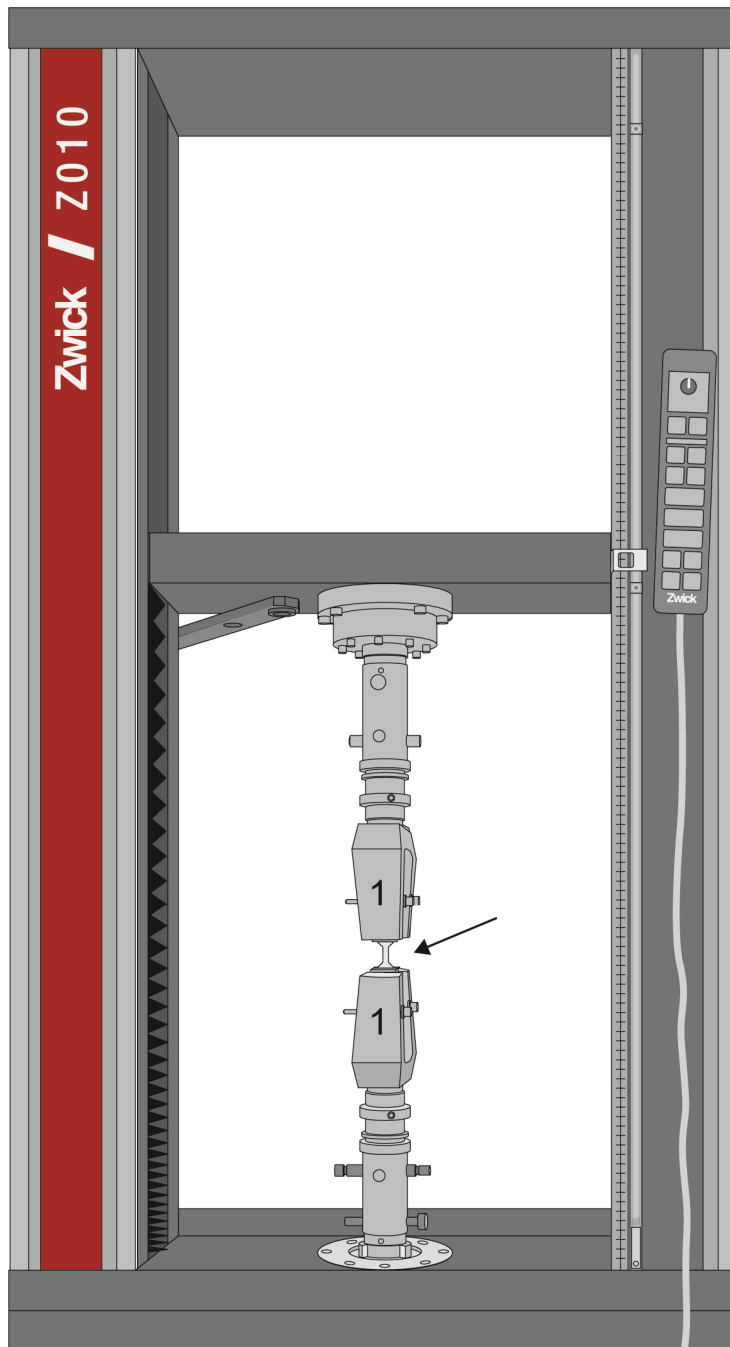
### 6.3.3 Versuchsdurchführung

#### 6.3.3.1 Zugversuch

Der in Anlehnung an EN ISO 527-1 durchgeführte Zugversuch zählt zur Gruppe der mechanischen Prüfverfahren von Kunststoffen. Er dient zur Beurteilung des Verhaltens von Kunststoffen bei einachsiger Zugbeanspruchung. Hierbei können Festigkeits- und Verformungskennwerte bestimmt werden.

Durchgeführt wurde der Zugversuch mit einer Universalprüfmaschine Zwick Z010, wobei die Prüfkörper so in die Spannvorrichtung eingespannt wurden, dass die Längsachse in Richtung der Zugkraft lag und die Einspannlänge 22 mm betrug (Abb. 2, Abb. 11). Die 10-kN-Spannbacken wurden fest angezogen, um ein Herausrutschen der Prüfkörper während des Zugversuches zu verhindern. Bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 100 mm/min bewegten sich die beiden Enden des Schulterstabes bis zum Bruch/Riss auseinander, wobei eine Vorkraft von 0,1 N gewählt wurde. Während des Vorganges wurde von der Prüfsoftware testXpert II ein Spannungs-Dehnungs-Diagramm aufgezeichnet, anhand dessen der Elastizitätsmodul in MPa ermittelt wurde. Die zur Errechnung des Elastizitätsmoduls notwendige Angabe des

Probenquerschnitts am Schulterstabhals wurde vor der Durchführung des Zugversuches mit einem digitalen Messtaster aufgenommen.



**Abb. 11** Schematische Darstellung des Zugversuches in der Universalprüfmaschine Zwick Z010: Spannbacken (1) mit einem Abstand von 22 mm, eingespannter Schulterstab (schwarzer Pfeil).



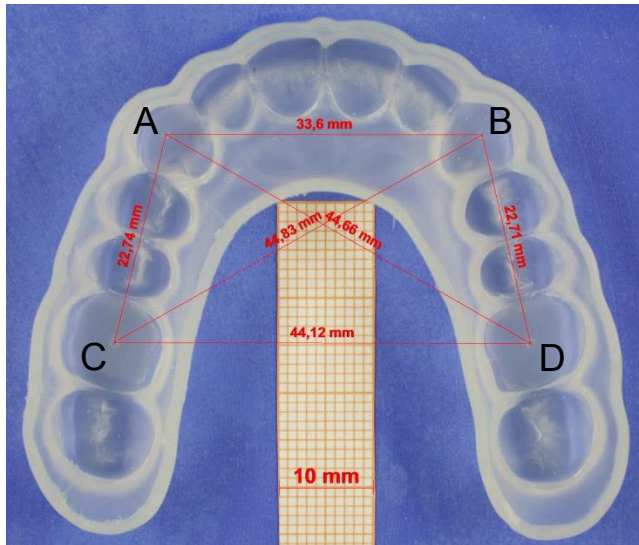
### 6.3.3.2 Abzugsversuch

Für den Halt einer Kunststoffschiene am Zahnbogen sind Ränder der Schiene, die unterhalb des Zahnäquators liegen, verantwortlich.

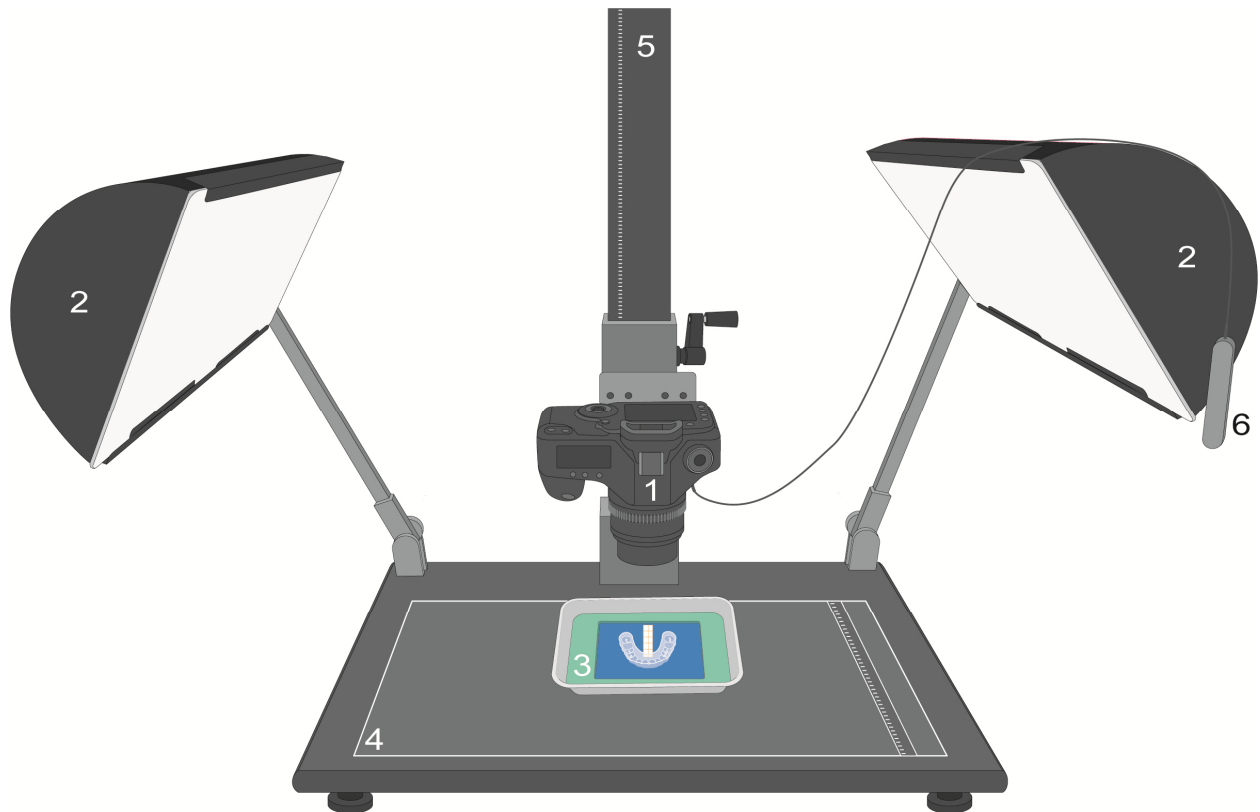
Die Durchführung des Abzugsversuches erfolgte ebenfalls mit der Universalprüfmaschine Zwick Z010. Das Kugelköppchen wurde dafür auf den Probenhalter, die Messingkugel B, aufgesetzt und der Gewindehaken in die obere Kugelhälfte bis zum Anschlag eingedreht (Abb. 4). Der Probekörper endete mit der Stichellinie 1 mm unterhalb des Äquators. Im unteren Kugelanteil wurde der Schraubstift eingebracht, der in ein Spannfutter eingespannt wurde und somit eine feste Einheit mit der Universalprüfmaschine bildete. Über eine dreigliedrige Kette wurde der Gewindehaken locker mit der 10-kN-Messdose verbunden, sodass keine Vorkraft vorlag. Mit einer Prüfgeschwindigkeit von 100 mm/min erfolgte das Abziehen des Probekörpers von der unteren Kugelhälfte, wobei die dabei aufzuwendende Kraft in Newton von der Prüfsoftware testXpert II ermittelt wurde. Das Gewicht der oberen Kugelhälfte mit der Kette wurde nicht von den Ergebnissen subtrahiert.

### 6.3.3.3 Versuch zur Dimensionsstabilität

Um die Einflüsse auf das Dimensionsverhalten von Kunststoffschienen zu überprüfen, wurden Streckenmessungen zwischen festgelegten Punkten vorgenommen (Abb. 12). Dazu wurden von der basalen Seite der Prüfkörper Fotos angefertigt (Abb. 13).

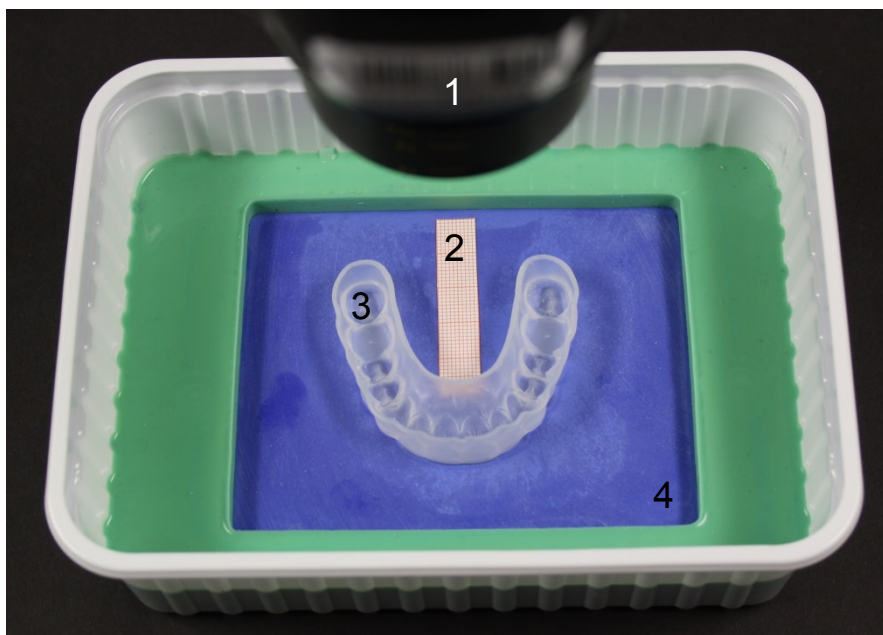


**Abb. 12** Fotoaufnahme mit anschließender Vermessung (Material = Erkolign).



**Abb. 13** Schematische Darstellung des Aufbaus für die Fotoaufnahmen der Zahnkranzschienen: Digitalkamera (1), Lichtwannen (2), Kunststoffschale (3) zur Schienenfixierung (vgl. Abb. 14), Grundplatte (4), Stativsäule (5), Fernauslöser (6).

Die Aufnahmen wurden mit einer Digitalkamera EOS 5D im manuellen Aufnahmemodus unter Verwendung eines 50-mm-Makroobjektivs durchgeführt (Blende: F/13, Belichtungszeit: 0,1 s). Um Verwacklungen zu vermeiden, erfolgte das Erstellen eines Fotos über einen Fernauslöser. Durch das Kamerastativ Copylizer eVision exe.cutive wurde gewährleistet, dass für jedes angefertigte Foto die gleichen standardisierten Bedingungen hinsichtlich Bildschärfe und Vergrößerung vorlagen. Die Kamera wurde über einen Kameraarm an der Stativsäule mit einem Abstand von 31 cm zur Leuchtgrundplatte montiert, indem diese in zentraler Position senkrecht zum Objekt an der Halterung angebracht wurde. Somit war die Kameraposition zu jedem Zeitpunkt reproduzierbar. Über zwei Haltestangen an der Grundplatte befestigt sorgten zwei Lichtwannen für eine gleichmäßige, flächenhafte Ausleuchtung des Fotoobjektes in dem sonst abgedunkelten Raum. Für eine reproduzierbare Aufnahme diente zur Fixierung der Zahnkranzschienen ein Block aus Sockelgips (Sockel-plaster 140) mit Impressionen des okklusalen Prüfkörperreliefs (Abb. 14). Auf diese Weise konnten alle Schienen nach den jeweiligen Lagerungsbedingungen zentral in den Fokus positioniert werden. Dieser Sockelgipsblock befand sich wiederum in einer Kunststoffschale, welche auf eine schwarze Pappe geklebt wurde. Die Maße der Pappe stimmten mit den Maßen der Leuchtgrundplatte überein, sodass die Ausrichtung der Kunststoffschale zur Kamera überprüft werden konnte.



**Abb. 14** Kunststoffschale zur Positionierung der Schienen: Kameraobjektiv (1), Referenzmaßstab (2), Schiene (3), Sockelgips (4) mit Impressionen.

Im Anschluss wurden alle Fotos mit dem Programm AxioVision ausgewertet, indem jeweils die Strecken zwischen den vier Messpunkten gemessen wurden. Die digitale Bildanalyse wurde dabei an einem Flatron-Bildschirm mit einer Auflösung von 1920 x 1200 Pixel durchgeführt. Nach Auswahl des entsprechenden Fotos musste zunächst eine Kalibrierungsstrecke festgelegt werden. Um Messwerte in realen Einheiten zu erhalten, wurde daher als Referenz der auf dem Foto mit abgelichtete Millimeterpapierstreifen (Abb. 14; 2) verwendet. Abbildung 12 zeigt das bei der Messung aller Strecken entstehende Viereck mit den beiden Diagonalen, wobei hier nur der Umfang des entstandenen Vierecks zur Auswertung herangezogen wird. So wurde bei derselben Schiene jeweils der Umfang in mm nach jeder Lagerungsbedingung (Trockenlagerung, 24 h Wasserlagerung, 1000 Temperaturwechselbelastungen) aufgenommen und miteinander verglichen.

### 6.4 Statistik

#### 6.4.1 Zugversuch

Anhand der aufgezeichneten Spannungs-Dehnungs-Diagramme wurde der Elastizitätsmodul errechnet: zu diesem Zweck wurden 180 Messungen durchgeführt. Aus den 10 Messungen je Gruppe wurden die Mittelwerte errechnet.

Zur Überprüfung, ob die drei Mittelwerte pro Material (Trockenlagerung, 24 h Wasserlagerung, Temperaturwechsellast) unterschiedlichen Grundgesamtheiten entstammen, wurde beim Elastizitätsmodul die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) für unabhängige Stichproben verwendet. Als Voraussetzung für die Anwendung einer ANOVA wurden die Normalverteilung der Messwerte einer Gruppe (Shapiro-Wilk-Test) und die Varianzhomogenität (Levene-Test) überprüft. Allerdings wurde die Annahme einer Normalverteilung bei den in Wasser gelagerten Biolon-Proben ( $p = 0,036$ ) sowie die Gleichheit der Varianzen bei dem Material Erkoloc-pro ( $p = 0,004$ ) verletzt. Da die Varianzanalyse gegenüber einer Verletzung der Normalverteilung bei vergleichbarer Stichprobengröße robust reagiert [13], wurden die Ergebnisse der ANOVA dennoch verwendet.

Bei Abweichungen zwischen den Mittelwerten wurden die Variablen mit einem Post-hoc-Test untersucht. Bei Homogenität der Varianzen wurde der Bonferroni-Test, bei heterogenen Varianzen der Games-Howell-Test verwendet. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  festgelegt.

### 6.4.2 Abzugsversuch

Beim Abzugsversuch ergaben sich 180 Messwerte für die Abzugskraft, wobei die Mittelwerte aus den jeweiligen 10 Messungen pro Gruppe ermittelt wurden.

Die Unterschiede zwischen den Lagerungsbedingungen bezogen auf die Mittelwerte wurden mit der einfaktoriellen Varianzanalyse und anschließendem Post-hoc-Bonferroni-Test auf statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ) geprüft. Die Voraussetzungen für die Anwendung einer ANOVA wurden hierbei erfüllt (Levene-Test, Shapiro-Wilk-Test).

### 6.4.3 Versuch zur Dimensionsstabilität

Durch die Vermessung der Strecken wurde für jedes Material im Vergleich zur Kontrollgruppe das Dimensionsverhalten nach der Wasserlagerung sowie nach der Temperaturwechsellast untersucht. Die sich daraus ergebenden Differenzen der einzelnen Strecken nach den unterschiedlichen Lagerungsbedingungen spiegeln eine Änderung in der Dimension wider. Als Aussage über die Gesamtheit der Schiene wurden die Seitenlängen des gebildeten Vierecks ermittelt und addiert. Unterschiede der Mittelwerte wurden mit der einfaktoriellen Varianzanalyse für abhängige Stichproben überprüft, da das Vermessen des Umfangs an dem gleichen Prüfkörper nach den jeweiligen Lagerungsbedingungen Messwiederholungen darstellt. Für die Durchführung einer einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholungen wird neben der Normalverteilung eine Sphärizität vorausgesetzt. Die Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test) war bei allen Materialien gegeben. Eine Verletzung der Sphärizität (Mauchly-Test) ergab sich bei BIOPLAST ( $p = 0,003$ ), sodass eine Korrektur nach Greenhouse-Geisser vorgenommen wurde. Der anschließende Post-hoc-Bonferroni-Test wurde genutzt, um zu prüfen, zwischen welchen Gruppen signifikante Unterschiede bestanden. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  festgelegt.

#### 6.4.4 Methodenfehler nach Dahlberg

Zur Analyse der eigenen Messungenauigkeit wurde der von Dahlberg beschriebene Methodenfehler ermittelt. Fehler können sich bei der Auswertung des Dimensionsverhaltens der Druckformfolien (Bestimmung der Messpunkte) ergeben. Um das Ausmaß dieses Fehlers quantitativ erfassen zu können, wurde von derselben Untersucherin im Abstand von 6 Wochen die A-B-Strecke von 20 zufällig ausgewählten Schienen (Fotoaufnahme) zweimal vermessen. Der Methodenfehler, der bei einer ausreichenden Messgenauigkeit unter dem Referenzwert von 1,0 liegen sollte, wurde mit folgender Formel ermittelt [21]:

$$\text{Methodenfehler} = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}}$$

Abkürzungen:  $\sum d^2$  = Summe der quadratischen Differenzen zweier Wiederholungsmessungen,  $n$  = Anzahl der Messungen.

#### 6.4.5 Grafische Darstellung der Ergebnisse

Neben der tabellarischen Darstellung der Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichungen wurden zur besseren Veranschaulichung der Unterschiede Box-Whisker-Plots verwendet. Ein Kasten (Box) umfasst 50 % aller gemessenen Werte innerhalb einer Prüfserie ( $n = 10$ ). In diesem interquartilen Bereich befinden sich die mediannahen Werte, wobei der ermittelte Medianwert durch einen Querbalken gekennzeichnet ist. Die Medianwerte sind in Tab. 4-6 (Kapitel 11.1) aufgeführt. Die vom Kasten nach oben und nach unten ausgehenden Linien (Whisker) repräsentieren die Minimum- und Maximumwerte, sofern sie innerhalb des 1,5-fachen Interquartilbereiches (IQR) liegen. Außerhalb der Whisker liegende, stark abweichende Werte werden als Ausreißer ( $1,5 \times \text{IQR} < \circ < 3 \times \text{IQR}$ ) oder als Extremwert ( $\star > 3 \times \text{IQR}$ ) bezeichnet. Diese Box-Whisker-Plots wurden für die Elastizitätsmoduln (Abb. 18-24) und Abzugskräfte (Abb. 25-31) erstellt.

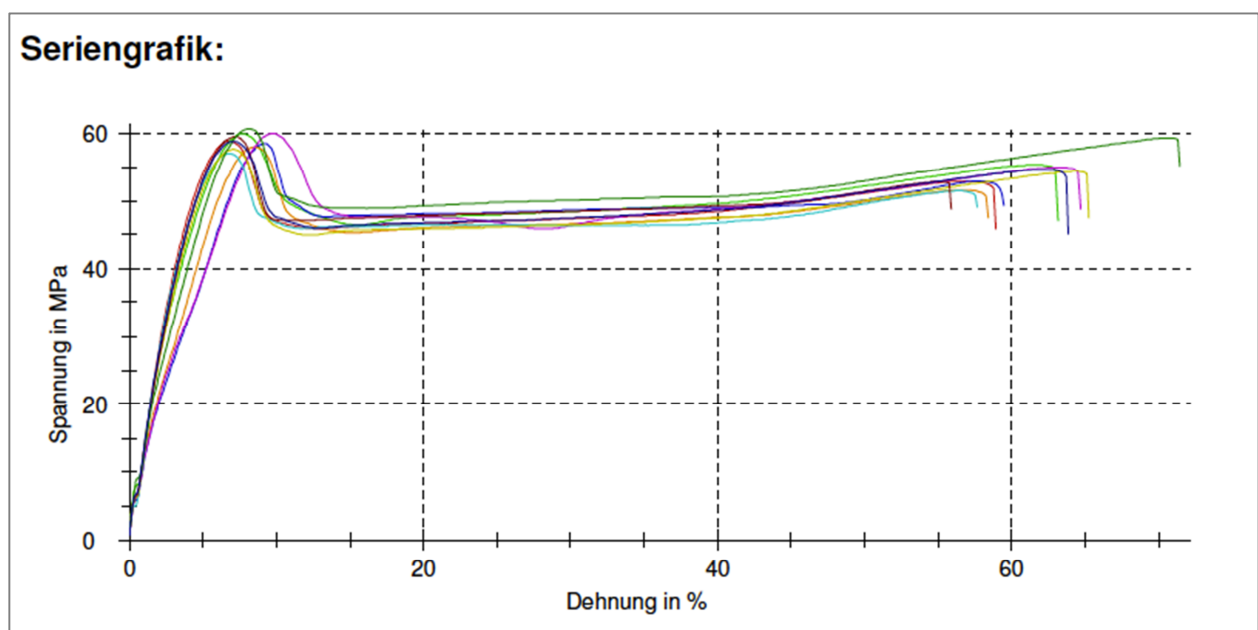
Die lagerungsbedingten Veränderungen der Umfänge wurden in einem Liniendiagramm (Abb. 32 und 39) dargestellt. Die grafische Veranschaulichung der mittleren Streckenänderungen innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) erfolgte mit Hilfe von Balkendiagrammen (Abb. 33-38).

## 7 Ergebnisse

### 7.1 Zugversuch

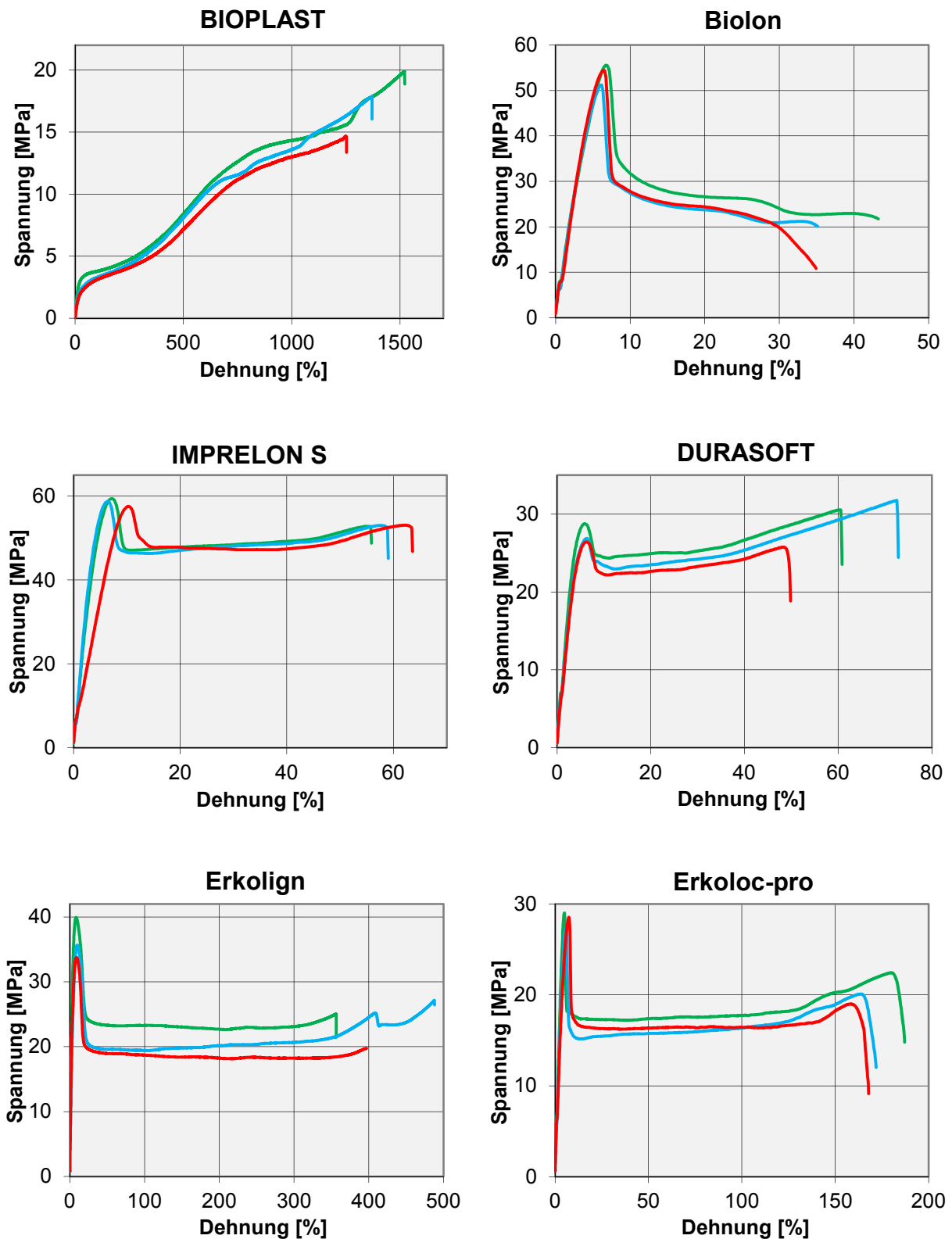
#### 7.1.1 Spannungs-Dehnungs-Diagramm

Zur Untersuchung des elastischen Verhaltens wurden alle Prüfkörper der unterschiedlichen Materialien im axialen Zugversuch bis zum Bruch/Riss belastet. Für jeden Versuch wurde ein Spannungs-Dehnungs-Diagramm (Abb. 15) aufgezeichnet. Auf der Ordinate ist die Spannung aufgetragen, während die Abszisse die Dehnung angibt.



**Abb. 15** Beispiel eines von der Prüfsoftware testXpert II erstellten Spannungs-Dehnungs-Diagramms (hier: IMPRELON S, Trockenlagerung). Darstellung aller 10 Messungen dieser Serie.

Abbildung 16 zeigt die jeweiligen Spannungs-Dehnungs-Diagramme für jedes Material nach Trockenlagerung, Wasserlagerung und Temperaturwechselbelastung, wobei die Kurven jeweils eine Probe innerhalb der Gruppe darstellen.

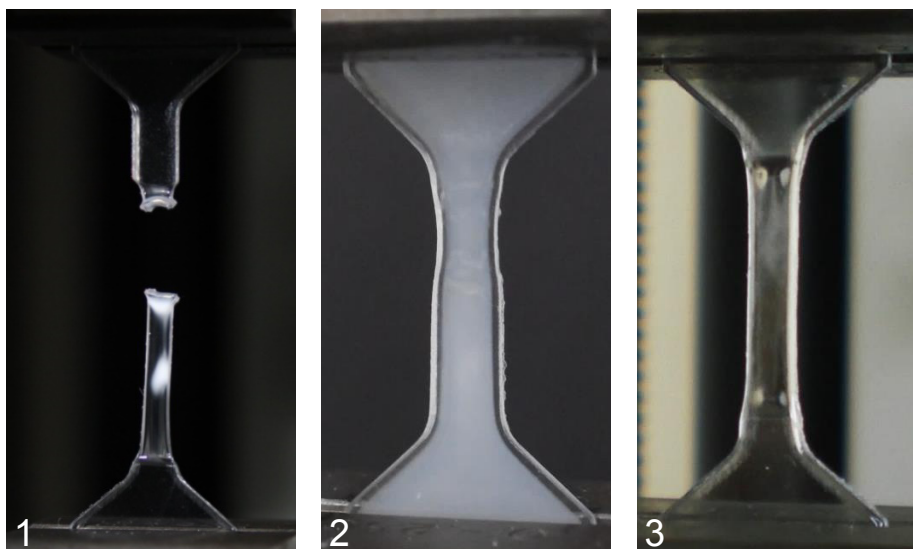


**Abb. 16** Spannungs-Dehnungs-Diagramme aller untersuchten Materialien nach Trockenlagerung (grün), Wasserlagerung (blau) und Thermocycling (rot); jeder Graph stellt eine Probe des jeweiligen Materials unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen dar.



Bei BIOPLAST stieg die Spannung im Material langsam und stetig an, wobei der Riss bei einer großen Dehnung mit einer kleinen Festigkeit erfolgte. Die Kurve zeigt einen flachen Verlauf. Im Vergleich zu den anderen Materialien wies BIOPLAST bei allen Lagerungsbedingungen deutlich die höchste Bruchdehnung auf, hingegen zeigte Biolon die kleinste Bruchdehnung. Bei Biolon, IMPRELON S, DURASOFT, Erkolign und Erkoloc-pro trat im Gegensatz zu BIOPLAST eine Streckspannung auf. Die Streckspannung beschreibt den ersten Spannungswert, bei dem die zunehmende Dehnung ohne steigende Spannung erfolgt. Nach Erreichen der Streckspannung nahm bei Biolon die Spannung bis zum Bruch/Riss ab. Bei IMPRELON S, DURASOFT, Erkolign und Erkoloc-pro blieb die Spannung nach dem ersten Anstieg und Abfall nach Erreichen der Streckspannung über einen größeren Dehnungsbereich nahezu konstant, bis es kurz vor dem Bruch/Riss noch einmal zum Anstieg durch Materialverfestigung kam. Biolon und IMPRELON S wiesen die höchsten Streckspannungen auf.

Mit dem Erreichen der maximalen Spannung tritt bei allen Materialien eine Einschnürzone in der Probe auf, die sich beständig weiter einengt. In dieser Einschnürzone finden weitere, irreversible Verformungen statt, die zur fortschreitenden Schwächung bis zum Bruch/Riss führen. Einige Proben wiesen in der Einschnürzone eine Weißfärbung auf, die auf der Bildung mikroskopischer Hohlräume beruht (Abb. 17).



**Abb. 17** Schulterstäbe während des Zugversuches mit Einschnürzone und Weißfärbung: Biolon (1), DURASOFT (2), IMPRELON S (3).

### 7.1.2 Elastizitätsmodul

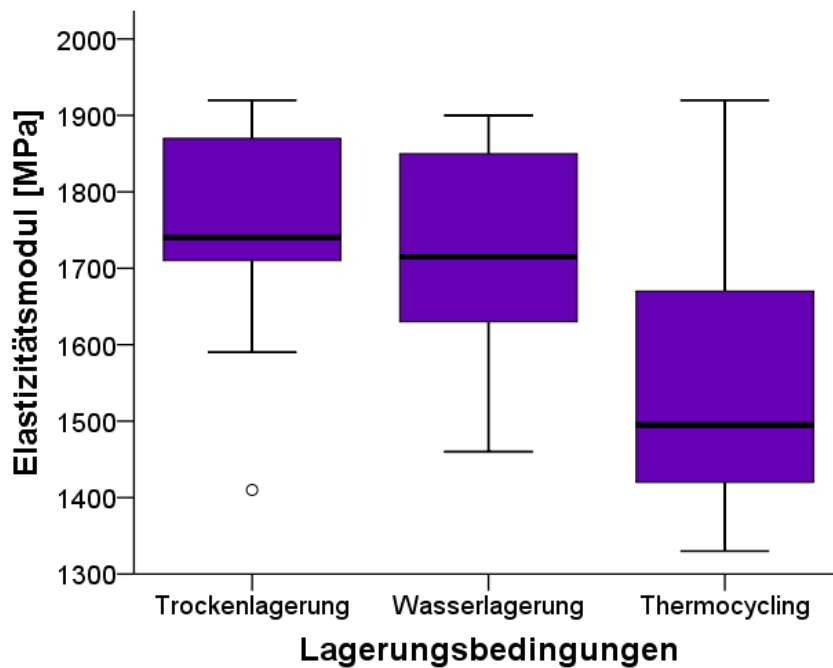
Die Prüfung der trocken gelagerten Druckformfolien im Zugversuch ergab für den Elastizitätsmodul Messwerte zwischen 16 MPa (BIOPLAST) und 1920 MPa (IMPRELON S). Die Werte nach 24 h Wasserlagerung waren bei allen Materialien unterschiedlich stark niedriger. Eine zusätzliche Verringerung der gemessenen Elastizitätsmodulwerte war nach der Temperaturwechselbelastung zu beobachten. Die Mittelwerte der Elastizitätsmoduln in MPa sind in Tabelle 1 dargestellt.

	Trockenlagerung	Lagerung in Wasser 24 h bei 37 °C	24 h Wasserlagerung + 1000 Temperaturzyklen zwischen +5 °C und +55 °C
<b>IMPRELON S</b>	1744 ± 157	1717 ± 142	1561 ± 200
<b>Biolon</b>	1461 ± 123	1385 ± 74	1352 ± 67
<b>Erkolign</b>	1271 ± 76	1262 ± 50	1163 ± 42
<b>DURASOFT</b>	926 ± 31	880 ± 37	775 ± 61
<b>Erkoloc-pro</b>	844 ± 27	787 ± 23	748 ± 48
<b>BIOPLAST</b>	20 ± 3	18 ± 3	15 ± 4

**Tab. 1** Mittelwerte ± Standardabweichungen der Elastizitätsmoduln [MPa] im Zugversuch.

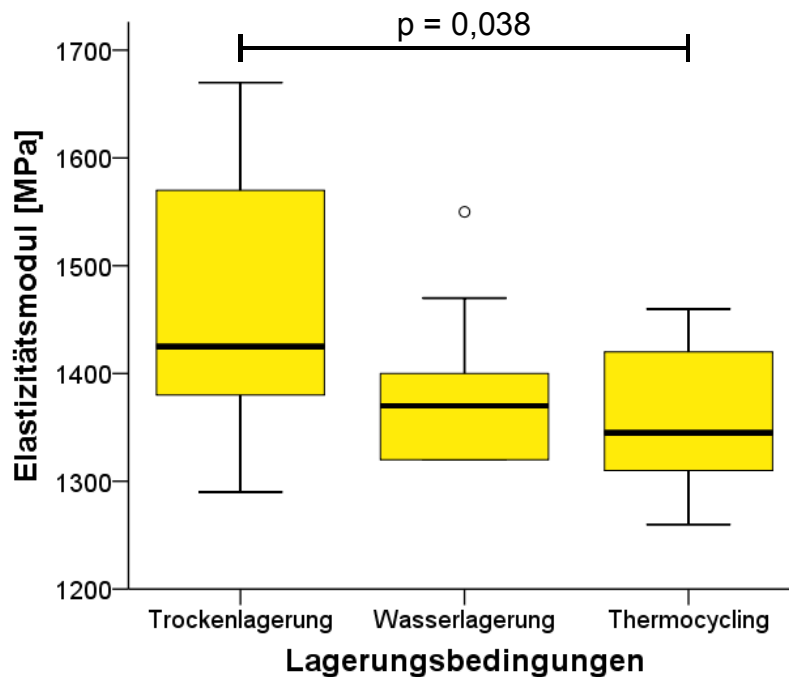
Die Auswirkungen der verschiedenen Lagerungsbedingungen auf das elastische Verhalten der ausgewählten Materialien werden in den Abbildungen 18 bis 23 dargestellt.

Bei dem Material **IMPRELON S** (Abb. 18) wurden im Zugversuch die höchsten Werte im Vergleich zu den anderen Versuchsmaterialien gemessen. Der mediane Elastizitätsmodul der durch Thermocycling gealterten Proben fiel tendenziell niedriger aus als bei den trocken gelagerten sowie bei den in Wasser gelagerten Schulterstäben; diese Tendenz überschreitet allerdings nicht das Signifikanzniveau von 5 %.



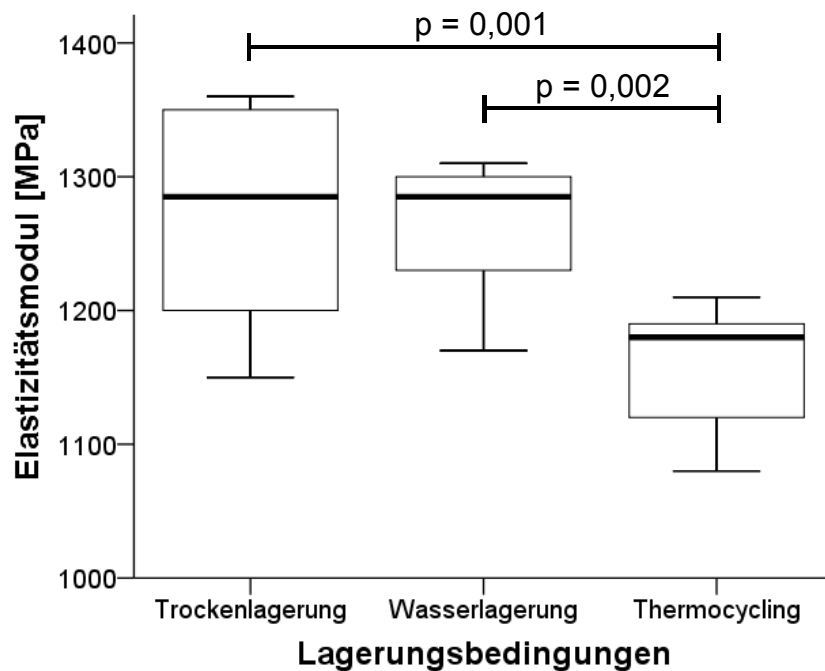
**Abb. 18** Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material **IMPRELON S**; n/Gruppe = 10, ○ = Ausreißer.

Bei dem Material **Biolon** (Abb. 19) ist im Vergleich zur Trockenlagerung der mediane Elastizitätsmodul nach der Wasserlagerung gesunken, wobei sich die Werte jedoch nicht signifikant unterschieden. Ein statistisch signifikanter Unterschied wurde zwischen den trocken gelagerten und gealterten (1000 Temperaturwechsel) Prüfkörpern festgestellt.



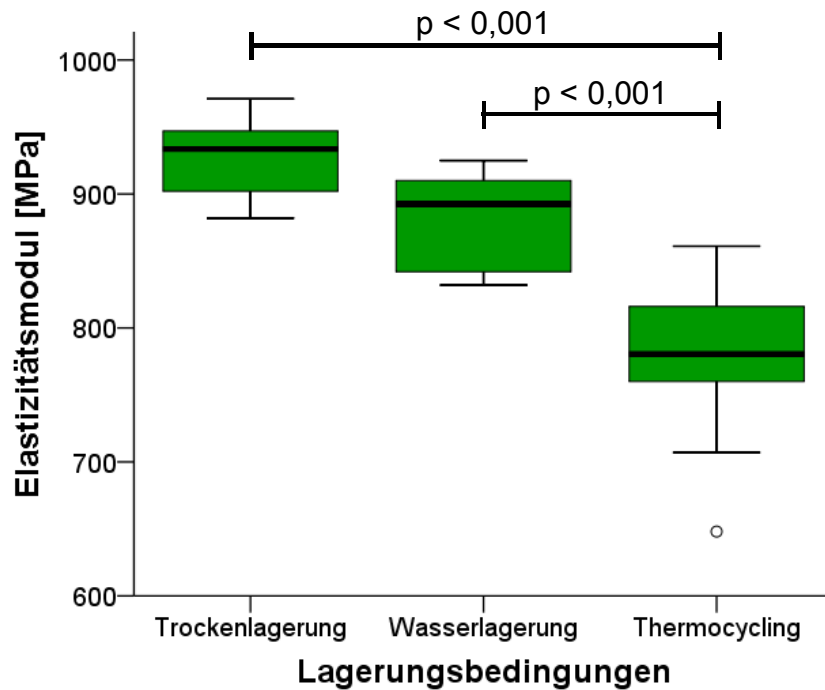
**Abb. 19** Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material **Biolon**; n/Gruppe = 10, ○ = Ausreißer.

Während die trocken und in Wasser gelagerten **Erkolign**-Proben (Abb. 20) nur geringe Unterschiede in den Messwerten aufwiesen, nahmen die Werte nach der künstlichen Alterung stärker ab. Der mediane Elastizitätsmodul nach der künstlichen Alterung war signifikant geringer als nach der Trocken- bzw. Wasserlagerung.



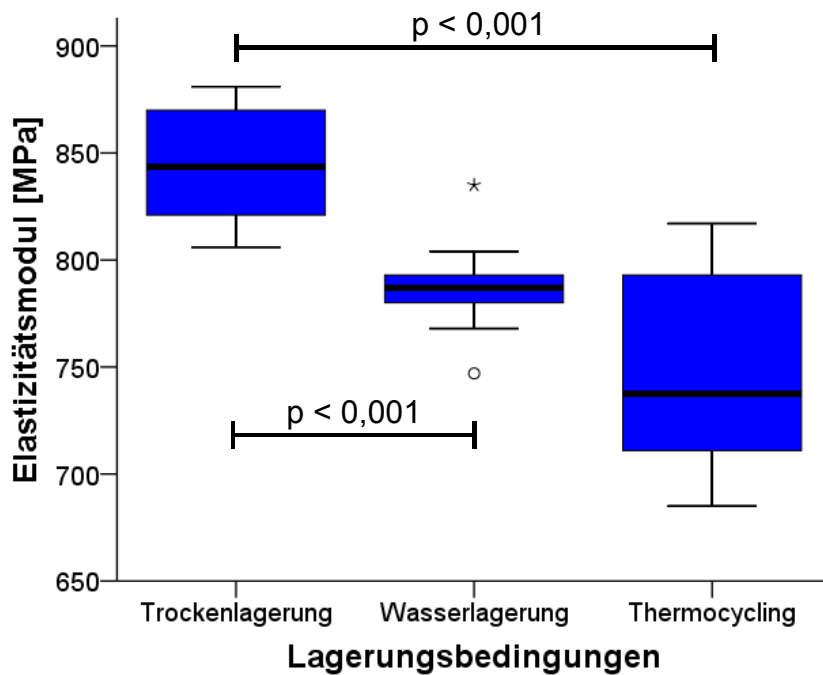
**Abb. 20** Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material **Erkolign**; n/Gruppe = 10.

Bei dem Material **DURASOFT** (Abb. 21) ergab sich ebenfalls eine stetige Abnahme des Elastizitätsmoduls nach den jeweiligen Lagerungsbedingungen. Die künstliche Alterung führte bei **DURASOFT** im Vergleich zur Trockenlagerung als auch zur Wasserlagerung zu statistisch signifikant niedrigeren Werten.



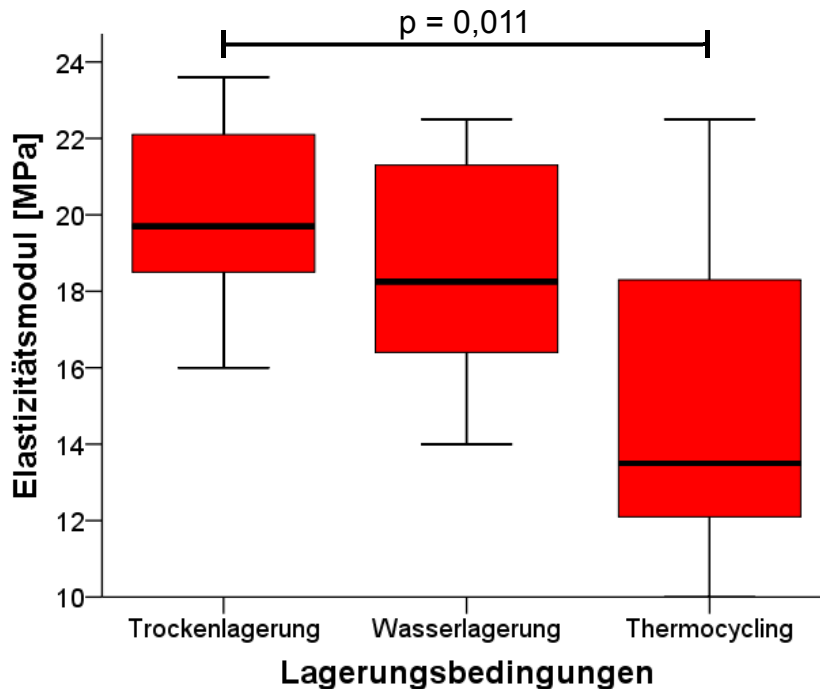
**Abb. 21** Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material **DURASOFT**; n/Gruppe = 10, ○ = Ausreißer.

Das Zweikomponentenmaterial **Erkoloc-pro** (Abb. 22) zeigte nach 24 h Wasserlagerung im Vergleich zu den trocken gelagerten Schulterstäben einen signifikant kleineren Elastizitätsmodul. Die anschließende künstliche Alterung bewirkte eine weitere Reduktion der Elastizität, welche ebenfalls im Vergleich zur Trockenlagerung statistisch signifikant war.



**Abb. 22** Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material **Erkoloc-pro**;  $n/\text{Gruppe} = 10$ ,  $\circ$  = Ausreißer,  $\ast$  = Extremwert.

Bei dem weichelastischen Material **BIOPLAST** (Abb. 23) wurden im Zugversuch die niedrigsten Messwerte registriert. Der Einfluss von Wasser sowie der künstlichen Alterung führte zwar zu einer Verminderung des medianen Elastizitätsmoduls im Vergleich zur Trockenlagerung, allerdings war nur der Unterschied zwischen künstlicher Alterung und Trockenlagerung statistisch signifikant.

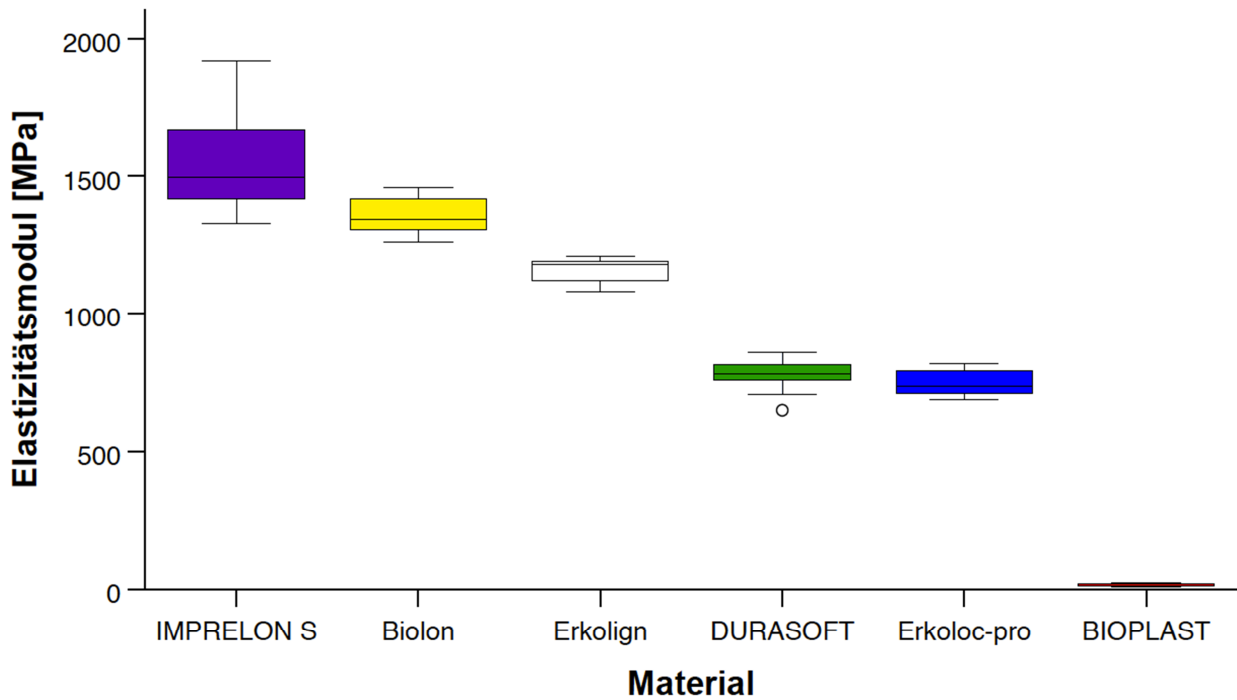


**Abb. 23** Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material **BIOPLAST**; n/Gruppe = 10.

### 7.1.3 Vergleich zwischen den Druckformfolien

Im Vergleich der Druckformfolien nach künstlicher Alterung untereinander zeigte sich zwischen IMPRELON S und Biolon sowie zwischen DURASOFT und Erkoloc-pro kein signifikanter Unterschied in Bezug auf den Elastizitätsmodul. Zwischen allen anderen Materialien bestanden signifikante Unterschiede. In Abbildung 24 sind die Messergebnisse der Materialien nach Temperaturwechselbelastung dargestellt.





**Abb. 24** Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] aller Materialien nach Temperaturwechselbelastung ermittelt im Zugversuch; n/Gruppe = 10, ○ = Ausreißer.

## 7.2 Abzugsversuch

Für die Abzugskräfte wurden in den verschiedenen Versuchsreihen Werte zwischen 1,93 N und 137,00 N gemessen. Dabei entspricht die ermittelte Abzugskraft der Kraft, die für das Abziehen des Käppchens von der unteren Hälfte des Kugelmodells benötigt wurde (vgl. Abb. 4).

Tabelle 2 zeigt die mittleren Abzugskräfte bei allen Prüfkörpern nach den verschiedenen Lagerungsbedingungen. Bei allen in der Studie verwendeten Druckformfolien sind die Werte durch die Wasserlagerung sowie die künstliche Alterung gesunken, wobei das Ausmaß dieser Veränderungen unterschiedlich ist.

	Trockenlagerung	Lagerung in Wasser 24 h bei 37 °C	24 h Wasserlagerung + 1000 Temperaturzyklen zwischen +5 °C und +55 °C
<b>DURASOFT</b>	104,4 ± 13,9	92,6 ± 14,3	88,4 ± 10,5
<b>Biolon</b>	102,6 ± 17,9	74,2 ± 10,2	71,6 ± 9,8
<b>IMPRELON S</b>	99,3 ± 13,1	91,1 ± 9,3	82,5 ± 9,4
<b>Erkoloc-pro</b>	74,1 ± 16,3	41,2 ± 12,8	33,6 ± 11,0
<b>Erkolign</b>	27,7 ± 3,4	25,5 ± 3,6	23,6 ± 2,7
<b>BIOPLAST</b>	5,2 ± 1,4	4,6 ± 0,8	3,5 ± 0,7

Tab. 2 Mittelwerte ± Standardabweichungen der Abzugskraft [N] im Abzugsversuch.

Der Median der trocken gelagerten Prüfkörper von **DURASOFT** (Abb. 25) lag bei 100,2 N (Mittelwert 104,4 ± 13,9 N). Nur bei Temperaturwechsellast wurden signifikant niedrigere Werte gemessen.

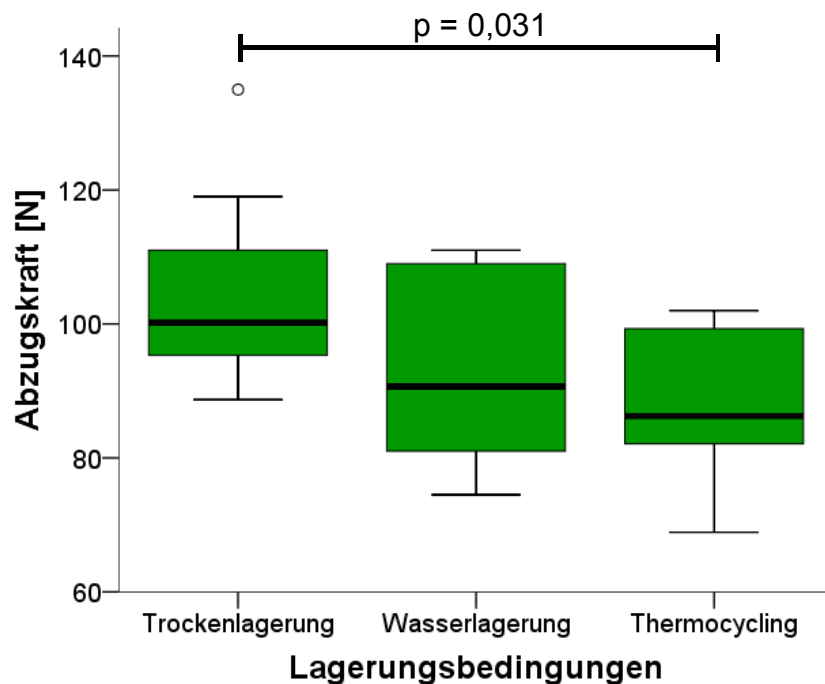
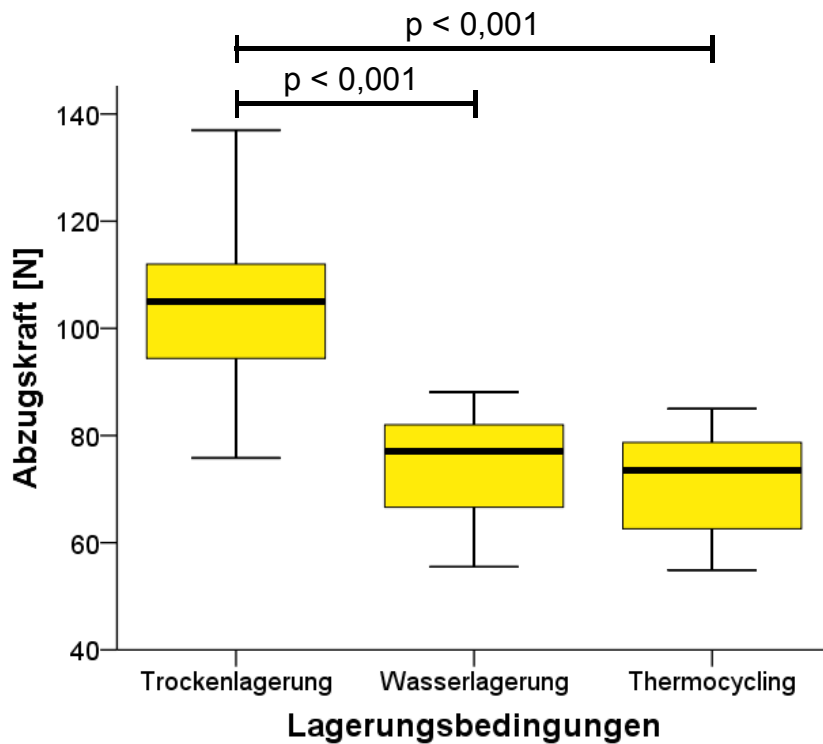


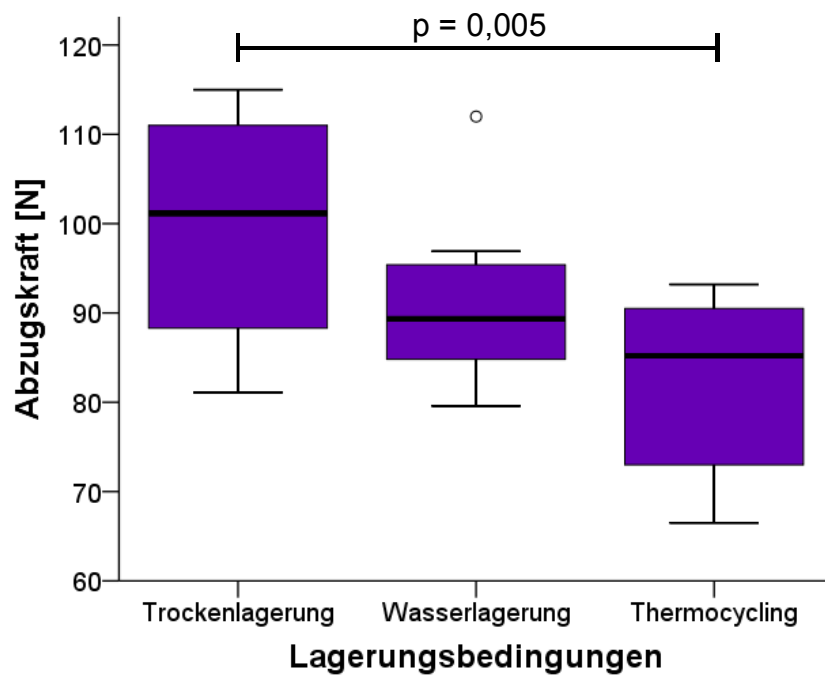
Abb. 25 Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material **DURASOFT**; n/Gruppe = 10, ○ = Ausreißer.

Bei den Abzugsversuchen mit **Biolon** (Abb. 26) ergab sich bei den trocken gelagerten Probekörpern ein Medianwert von 105,0 N (Mittelwert  $102,6 \pm 17,9$  N). Nach 24 h Wasserlagerung nahm die mediane Abzugskraft im Vergleich zu den trocken gelagerten Prüfkörpern signifikant ab. Durch Thermocycling ergab sich keine weitere relevante Veränderung.



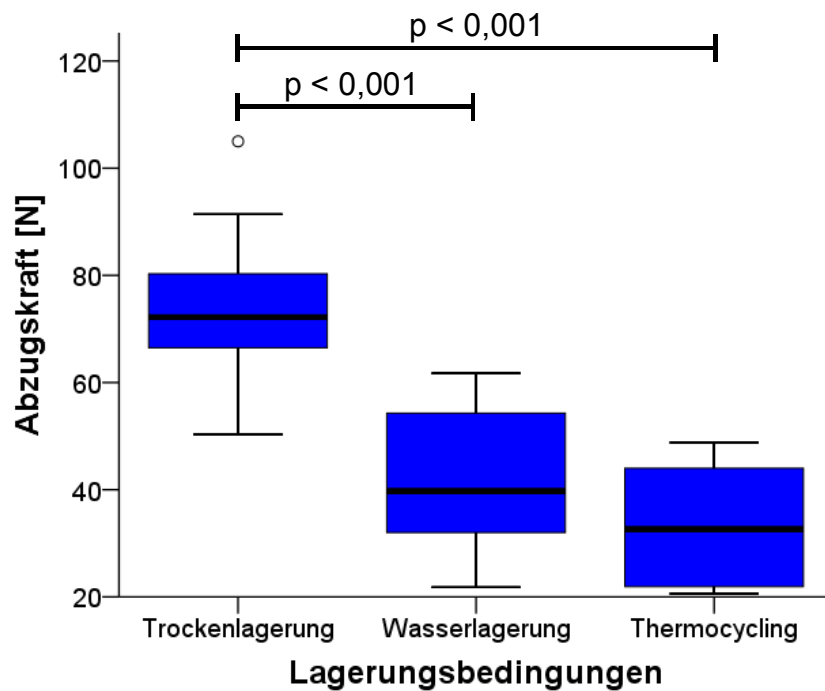
**Abb. 26** Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material **Biolon**; n/Gruppe = 10.

Die Signifikanzprüfung bei **IMPRELON S** (Abb. 27) ergab nur zwischen Trockenlagerung und künstlicher Alterung einen p-Wert  $< 0,05$ .



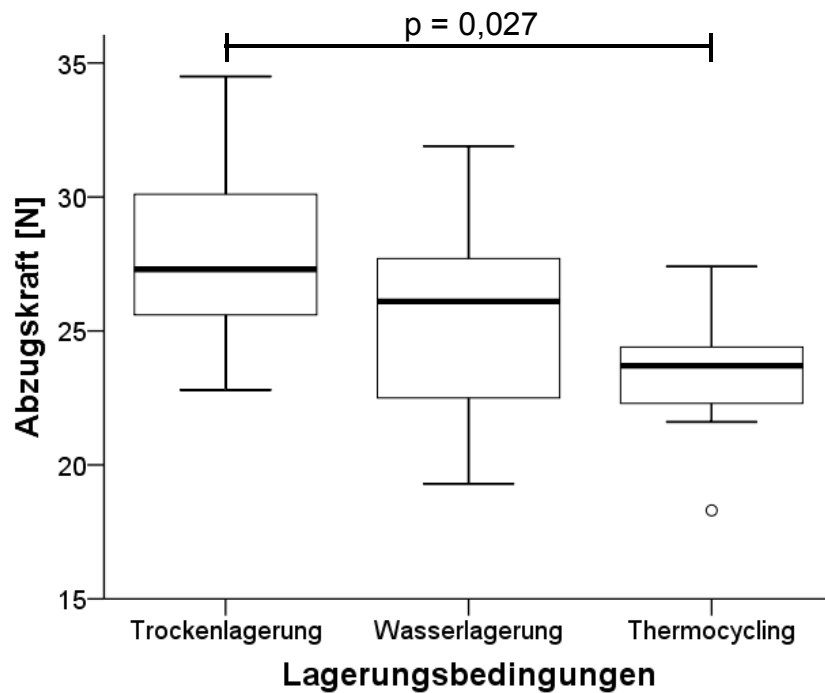
**Abb. 27** Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material **IMPRELON S**;  $n/\text{Gruppe} = 10$ ,  $\circ$  = Ausreißer.

Die Kugelköppchen aus dem Material **Erkoloc-pro** (Abb. 28) zeigten nach 24 h Lagerung in Wasser eine signifikante Reduktion der Abzugskräfte. Der Medianwert für die Abzugskraft verringerte sich von 72,2 N (Mittelwert  $74,1 \pm 16,3$  N) auf 39,8 N (Mittelwert  $41,2 \pm 12,8$  N). Zwar wurden nach der Temperaturwechselbelastung die kleinsten Abzugskräfte ermittelt, eine signifikante Differenz wurde allerdings nur zu den trocken gelagerten Prüfkörpern nachgewiesen.



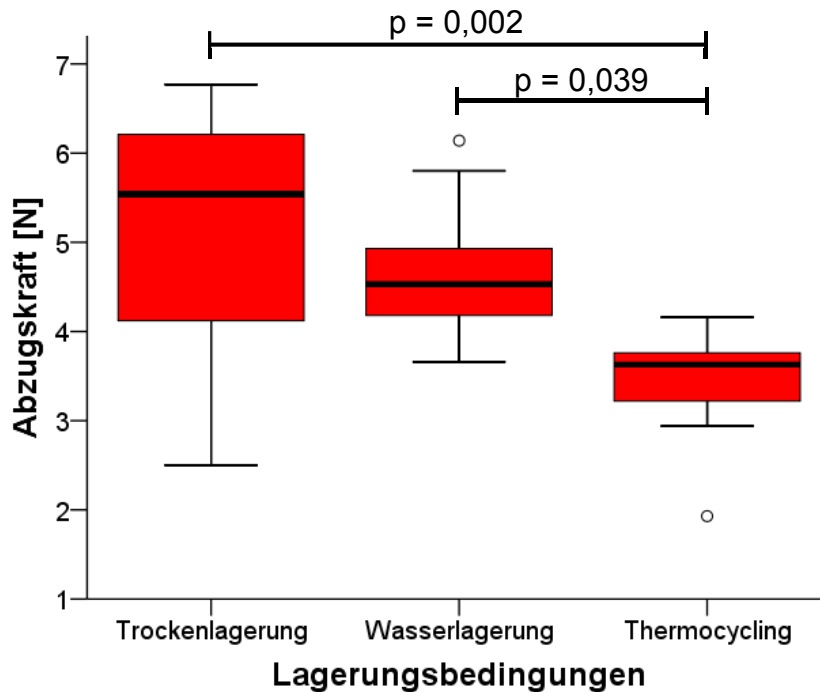
**Abb. 28** Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material **Erkoloc-pro**;  $n/\text{Gruppe} = 10$ ,  $\circ$  = Ausreißer.

Bei **Erkolign** (Abb. 29) wurde eine mediane Abzugskraft von 27,3 N (Mittelwert  $27,7 \pm 3,4$  N) benötigt, um die trocken gelagerten Kugelköppchen von der unteren Hälfte des Kugelmodells abziehen. Dieser Wert nahm durch die Temperaturwechselbelastung statistisch signifikant ab. 24 h Wasserlagerung bewirkten keinen statistischen Unterschied, weder zu den trocken gelagerten noch zu den einer Temperaturwechsellast unterzogenen Kugelköppchen.



**Abb. 29** Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material **Erkolign**; n/Gruppe = 10, ○ = Ausreißer.

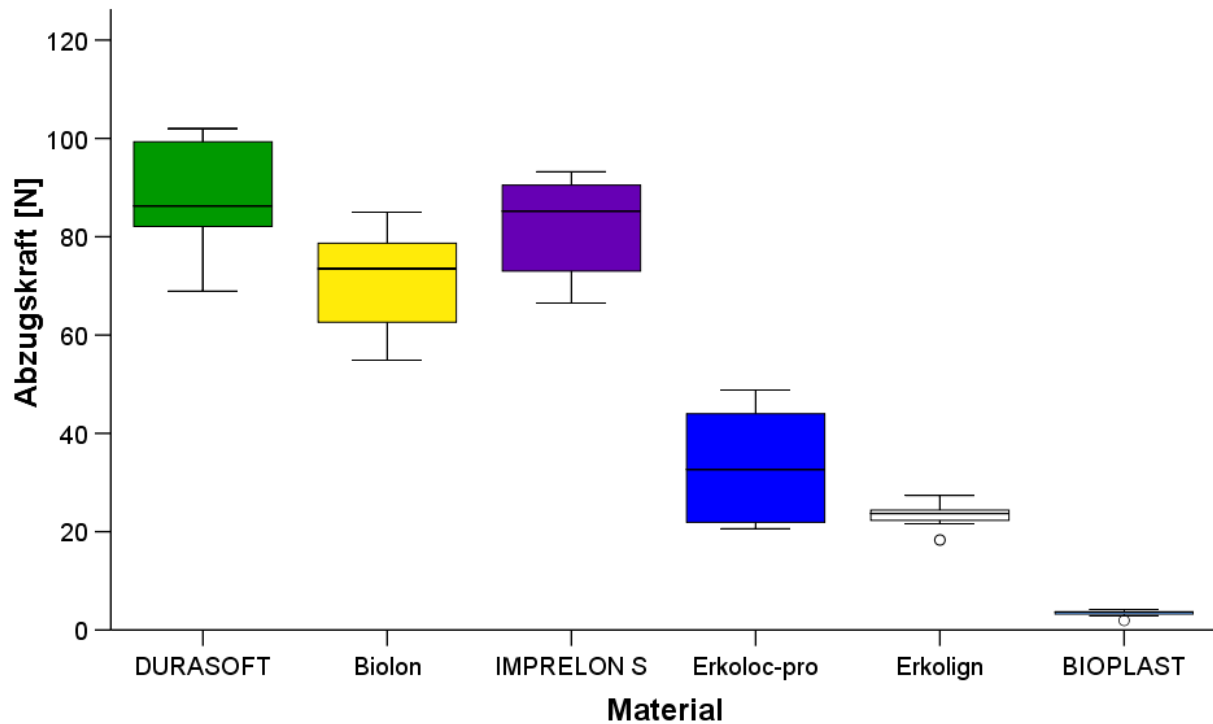
Die Abzugskräfte der trocken gelagerten **BIOPLAST**-Kugelkäppchen (Abb. 30) unterschieden sich nicht signifikant von den in 24 h Wasser gelagerten Prüfkörpern, Thermocycling führte jedoch zu signifikant geringeren Abzugskräften.



**Abb. 30** Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material **BIOPLAST**; n/Gruppe = 10, ○ = Ausreißer.

### 7.2.1 Vergleich zwischen den Druckformfolien

Bei Betrachtung des Einflusses von künstlicher Alterung durch Thermocycling auf die verschiedenen Materialien ließen sich zwischen Biolon und IMPRELON S, zwischen IMPRELON S und DURASOFT sowie zwischen Erkoloc-pro und Erkolign keine signifikanten Unterschiede der Abzugskräfte feststellen (Abb. 31).



**Abb. 31** Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] aller Materialien nach Temperaturwechselbelastung ermittelt im Abzugsversuch; n/Gruppe = 10, ○ = Ausreißer.

### 7.3 Versuch zur Dimensionsstabilität

Zur Bestimmung einer möglichen Dimensionsänderung wurde von allen Materialien nach Lagerung unter den verschiedenen Bedingungen eine Bildaufnahme angefertigt. Im Anschluss daran wurde durch Verbinden der definierten vier Punkte der dabei entstehende Umfang ermittelt und verglichen.

Zur Veranschaulichung der Versuchsergebnisse wurden die Mittelwerte der gemessenen Umfänge tabellarisch (Tab. 3) sowie in einem Liniendiagramm (Abb. 32) dargestellt.

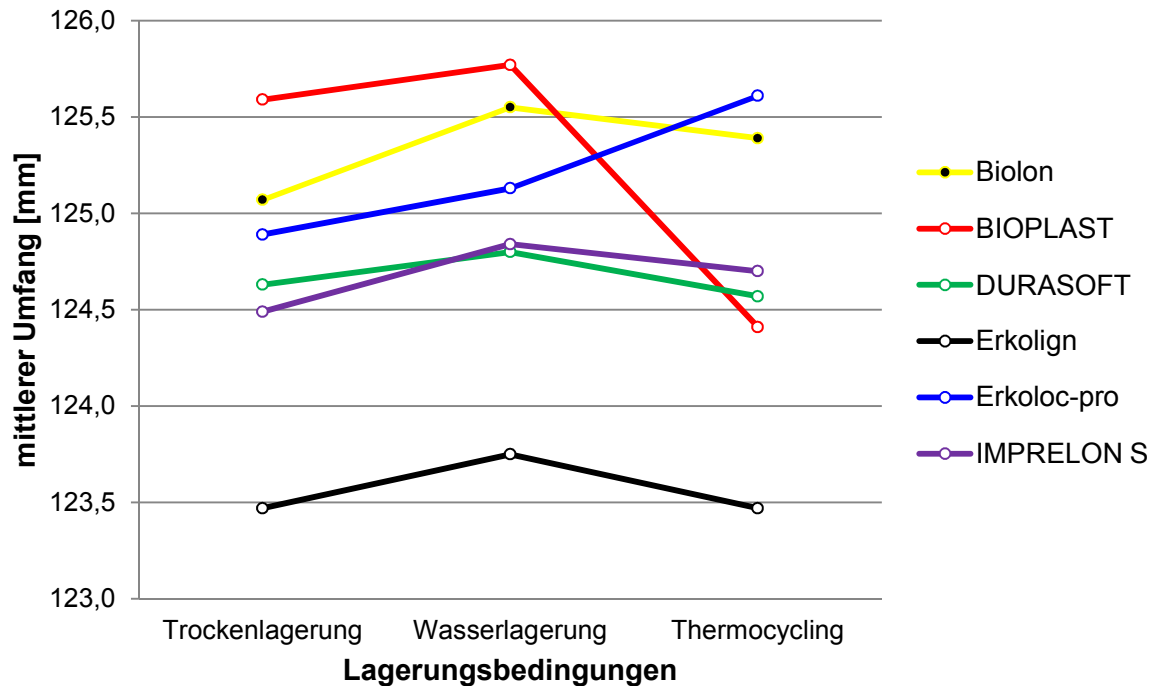


	Trockenlagerung	Lagerung in Wasser 24 h bei 37 °C	24 h Wasserlagerung + 1000 Temperaturzyklen zwischen +5 °C und +55 °C
<b>BIOPLAST</b>	125,59 ± 0,35	125,77 ± 0,48	124,41 ± 0,81
<b>Biolon</b>	125,07 ± 0,22	125,55 ± 0,24	125,39 ± 0,27
<b>Erkoloc-pro</b>	124,89 ± 0,30	125,13 ± 0,26	125,61 ± 0,21
<b>DURASOFT</b>	124,63 ± 0,24	124,80 ± 0,24	124,57 ± 0,21
<b>IMPRELON S</b>	124,49 ± 0,23	124,84 ± 0,21	124,70 ± 0,24
<b>Erkolign</b>	123,47 ± 0,20	123,75 ± 0,16	123,47 ± 0,16

Tab. 3 Mittelwerte ± Standardabweichungen des Umfangs [mm] (vgl. Abb. 12).

Abbildung 32 zeigt als Übersicht die Größe der mittleren Umfänge in mm in Abhängigkeit von den Lagerungsbedingungen. Bei BIOPLAST zeigte sich im Vergleich zu allen anderen trocken gelagerten Materialien der größte mittlere Umfang. Der kleinste Wert wurde bei Erkolign ermittelt, wobei der mittlere Umfang der trocken gelagerten Zahnkranzschienen im Vergleich zu BIOPLAST einen Unterschied von 2,12 mm aufwies.

Allen Zahnkranzschienen gemein war die Vergrößerung des Umfangs nach Wasserlagerung gegenüber der vorherigen Trockenlagerung, die allerdings bei jedem Material unterschiedlich stark ausfiel. Durch die künstliche Alterung kam es bei fast allen Materialien zu einer Verkleinerung des Umfangs, wobei Erkoloc-pro eine Ausnahme darstellte. Bei dem zuletzt genannten Material vergrößerten sich durch Thermocycling die Werte für den Umfang im Vergleich zur Wasserlagerung bei konstant 37 °C.

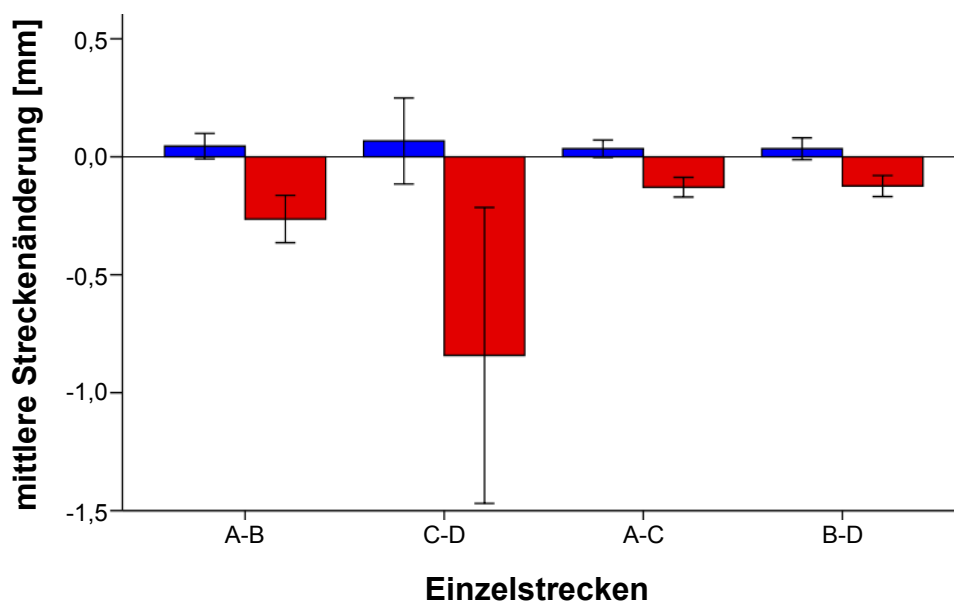


**Abb. 32** Mittelwerte des Umfangs [mm] bei allen Materialien nach den verschiedenen Lagerungsbedingungen.

Um die Veränderungen des Umfangs genauer darstellen zu können, folgt nun die Darstellung der Ergebnisse jedes Materials mit Differenzierung der Einzelstrecken. Abbildungen 33 bis 38 zeigen die Streckenänderungen innerhalb der jeweiligen Einzelstrecken (A-B, C-D, A-C, B-D) durch die verschiedenen Lagerungsbedingungen (Trockenlagerung / Wasserlagerung, Wasserlagerung / Thermocycling). Positive und negative Werte geben die Richtung der Streckenänderung an. Bei den Abbildungen sind auf der Ordinate die Streckenänderungen in mm aufgetragen, während die Abszisse die vier einzelnen Messstrecken angibt. Verglichen werden die Veränderungen zwischen Trockenlagerung und Wasserlagerung sowie zwischen Wasserlagerung und Thermocycling.

Bei **BIOPLAST** nahm durch die Wasserlagerung der Umfang im Vergleich zu den trocken gelagerten Prüfkörpern zu, wobei keine statistische Signifikanz erreicht wurde ( $p = 0,056$ ). Der Umfang änderte sich durch die Temperaturwechselbelastung signifikant ( $p < 0,001$ ). Der Wert sank dabei von 125,77 mm auf 124,41 mm und unterschritt damit den Ausgangswert des mittleren Umfangs der trocken gelagerten Zahnkranzschienen (Abb. 32).

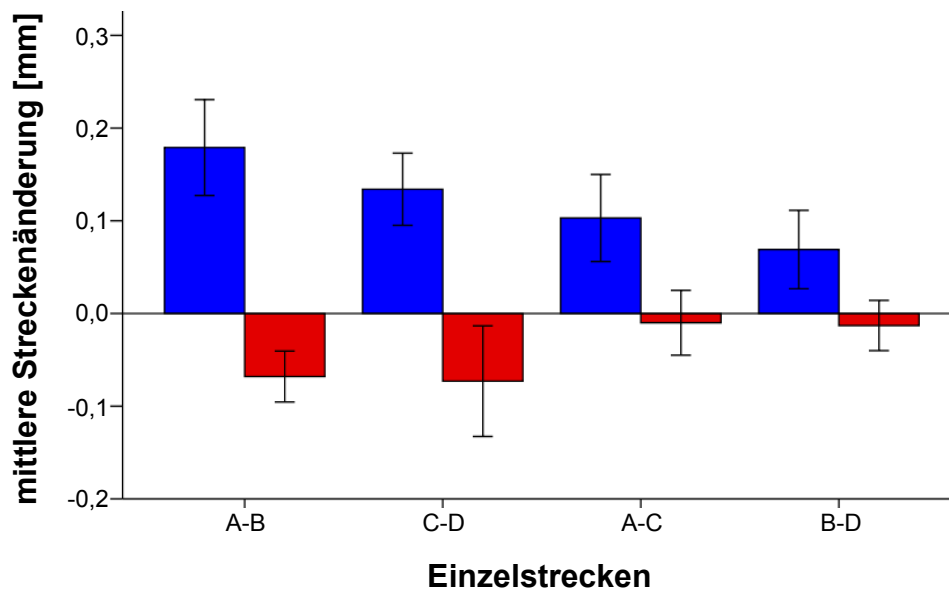
In Abbildung 33 lässt sich erkennen, dass der Einfluss von 1000 Temperaturwechselzyklen auf den Umfang generell größer war als im Vergleich zur Wasserlagerung bei konstant 37 °C. Die stärkste Veränderung zeigte die dorsale transversale Messstrecke C-D nach künstlicher Alterung. Sie verkleinerte sich gemittelt um 0,84 mm (1,83 %). Die beiden sagittalen Messstrecken (A-C, B-D) veränderten sich nach den jeweiligen Lagerungsbedingungen am geringsten.



**Abb. 33** Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material **BIOPLAST**;  $\pm$  = Standardabweichung, **blau** = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, **rot** = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling.

Bei Vermessung der trocken gelagerten Zahnkranzschienen aus **Biolon** ergab sich ein mittlerer Umfang von 125,07 mm, der sich nach 24 h Wasserlagerung signifikant ( $p < 0,001$ ) auf 125,55 mm vergrößerte. Die Temperaturwechselbelastung hingegen bewirkte eine signifikante Verkleinerung des Umfangs ( $p < 0,001$ ), wobei der Ausgangswert nicht unterschritten wurde (Abb. 32).

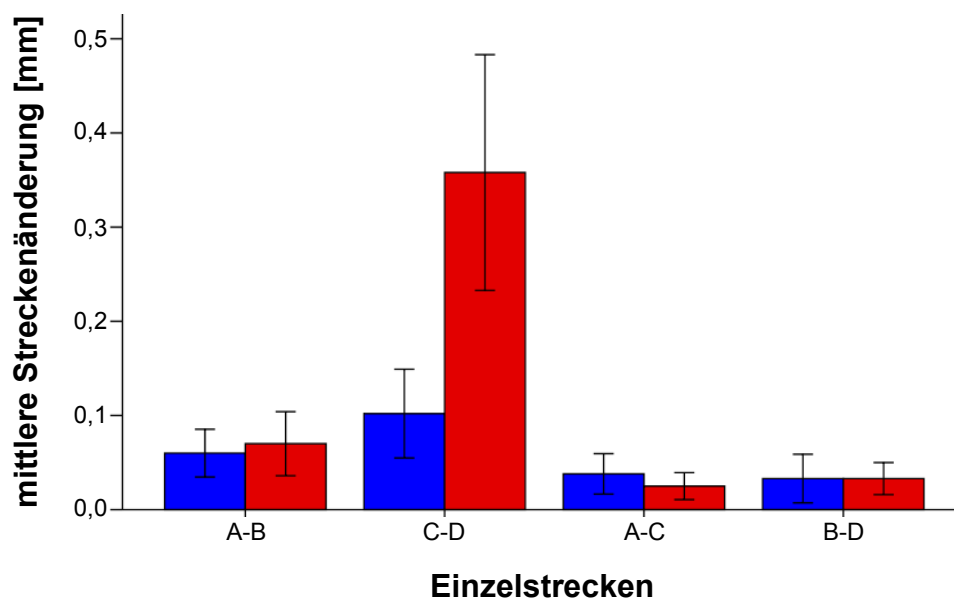
Im Hinblick auf die Veränderung der einzelnen Messstrecken zeigt Abbildung 34, dass die Strecke A-B nach Wasserlagerung am stärksten beeinflusst wurde; die mittlere Veränderung betrug 0,18 mm (0,53 %). Durch das Thermocycling veränderte sich gemittelt keine Strecke um mehr als 0,07 mm.



**Abb. 34** Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material **Biolon**;  $\pm$  = Standardabweichung, **blau** = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, **rot** = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling.

Der mittlere Umfang bei den trocken gelagerten **Erkoloc-pro**-Proben betrug 124,89 mm. Im Gegensatz zu den anderen Schienenmaterialien kam es nach Wasserlagerung und Thermocycling zu einer Vergrößerung des Umfangs. Der mittlere Umfang stieg von 125,13 mm auf 125,61 mm (Thermocycling, Abb. 32). Die mittleren Umfänge unterschieden sich jeweils statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ).

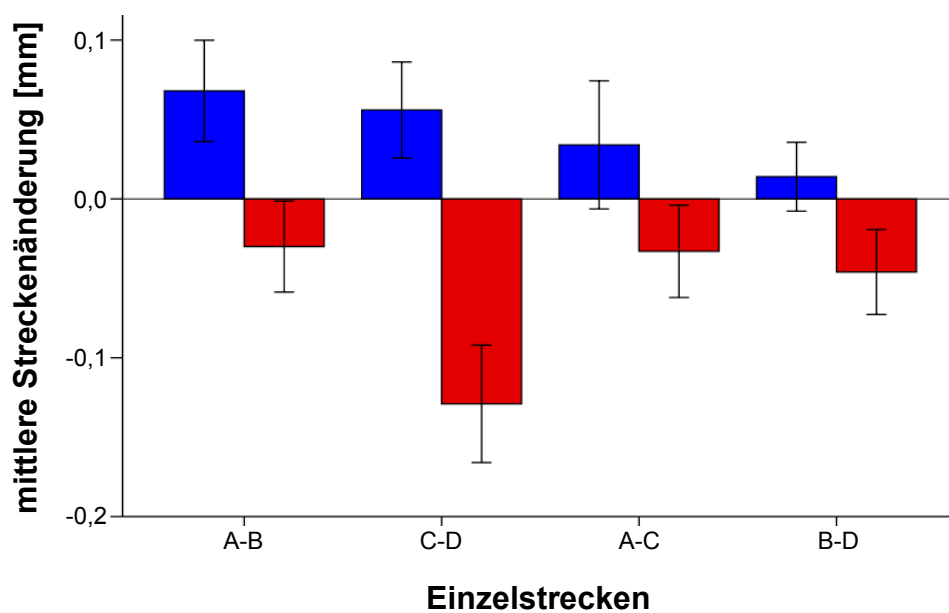
Die größte Dimensionsänderung trat nach beiden Lagerungsbedingungen laut Abbildung 35 jeweils in der Strecke C-D auf, wohingegen die geringsten Veränderungen in den beiden sagittalen Strecken auftraten. Die Temperaturwechselbelastung bewirkte eine größere Änderung der transversalen Messstrecken als 24 h Wasserlagerung, bezogen auf die beiden sagittalen Strecken verhielt es sich nahezu umgekehrt. Anders als bei den anderen Materialien vergrößerten sich die Strecken auch nach der Temperaturwechsellast. Die größte Streckenänderung betrug gemittelt 0,36 mm (0,79 %, Strecke C-D nach Temperaturwechsellast).



**Abb. 35** Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material **Erkoloc-pro**;  $\sigma$  = Standardabweichung, **blau** = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, **rot** = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling.

Bei den trocken gelagerten Proben aus **DURASOFT** kam es durch 24 h Wasserlagerung zu einer Vergrößerung des Umfangs, wohingegen es durch Thermocycling zu einer Verkleinerung kam (Abb. 32). Die mittleren Umfänge unterschieden sich dabei jeweils signifikant ( $p < 0,001$ ).

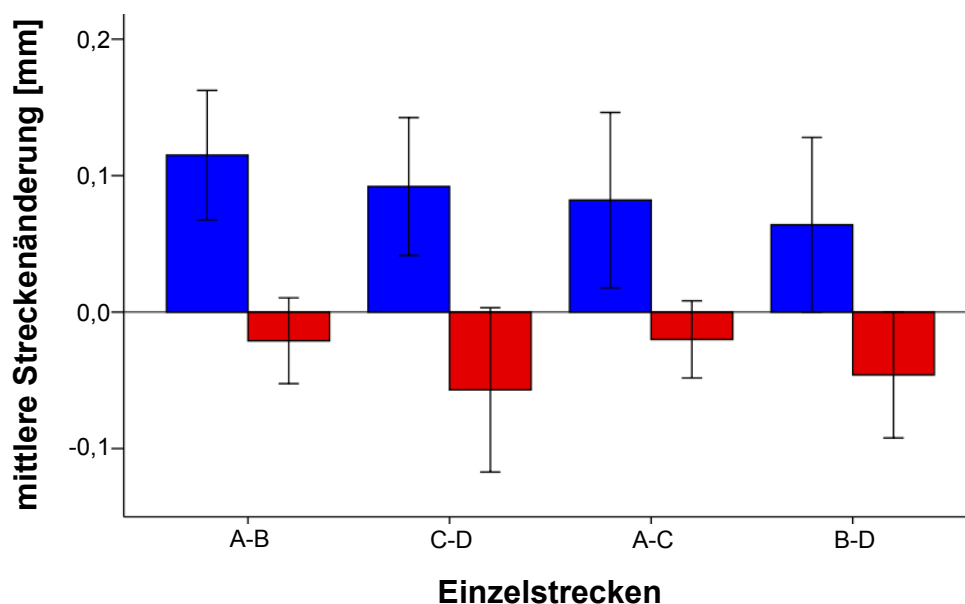
Abbildung 36 zeigt, dass die beiden transversalen Strecken nach Wasserlagerung im Vergleich zu den trocken gelagerten Proben eine größere Veränderung aufwiesen als die beiden sagittalen Messstrecken. Durch Thermocycling wurde die Strecke A-B geringer als durch Wasserlagerung beeinflusst. Die Strecke C-D zeigte die größte Dimensionsänderung. Im Mittel verkleinerte sie sich um 0,13 mm (0,14 %).



**Abb. 36** Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material **DURASOFT**;  $\pm$  = Standardabweichung, **blau** = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, **rot** = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling.

Das Vermessen der in Wasser gelagerten Proben aus **IMPRELON S** zeigte eine signifikante Zunahme des Umfangs gegenüber Trockenlagerung ( $p < 0,001$ ). Der mittlere Umfang stieg von 124,49 mm auf 124,84 mm. Nach Thermocycling verringerte sich der Umfang wieder statistisch signifikant ( $p = 0,005$ ), wobei ein Mittelwert von 124,70 mm erreicht wurde (Abb. 32).

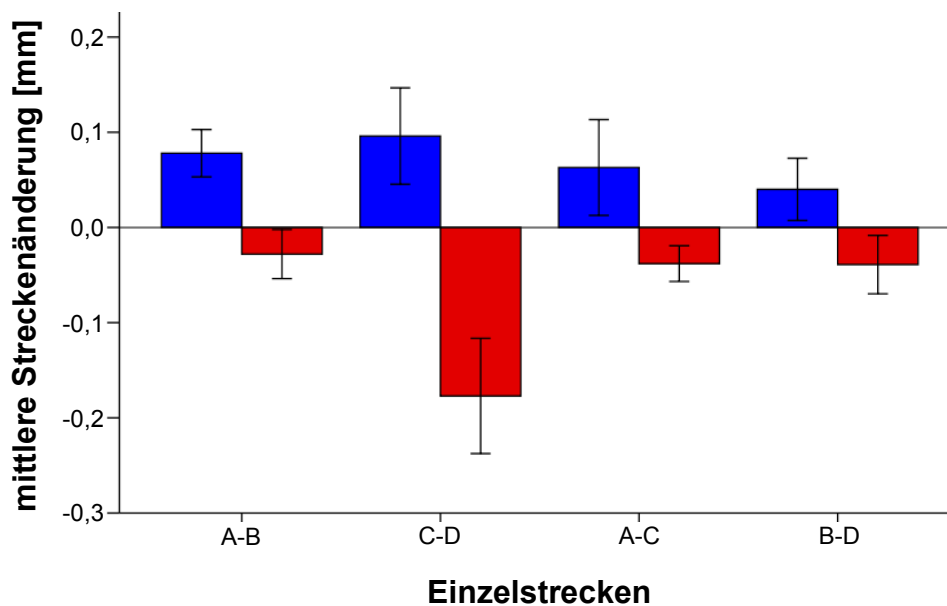
Nach Wasserlagerung zeigten die Zahnkranzschienen aus **IMPRELON S** insgesamt eine größere Dimensionsänderung innerhalb der einzelnen Strecken im Vergleich zur Trockenlagerung als nach Thermocycling gegenüber Wasserlagerung (Abb. 37). Die beiden transversalen Strecken wurden durch die Wasserlagerung stärker beeinflusst als die beiden sagittalen Strecken, wobei die größte mittlere Streckenänderung 0,11 mm (0,34 %, Strecke A-B) betrug. Die Temperaturwechselbelastung bewirkte die größte Änderung in der Strecke C-D, sie verkleinerte sich durchschnittlich um 0,06 mm (0,13 %).



**Abb. 37** Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material **IMPRELON S**;  $\sigma$  = Standardabweichung, **blau** = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, **rot** = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling.

Bei **Erkolign** wurde ebenfalls das Maximum des mittleren Umfangs nach 24 h Wasserlagerung ermittelt. Die anschließend durchgeführte Temperaturwechselbelastung führte zu einer Verkleinerung des Umfangs, wobei der Ausgangswert der trocken gelagerten Zahnkranzschienen erreicht wurde (Abb. 32). Beide lagerungsbedingten Umfangsänderungen (Trockenlagerung vs. Wasserlagerung, Wasserlagerung vs. Thermocycling) erwiesen sich als statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ).

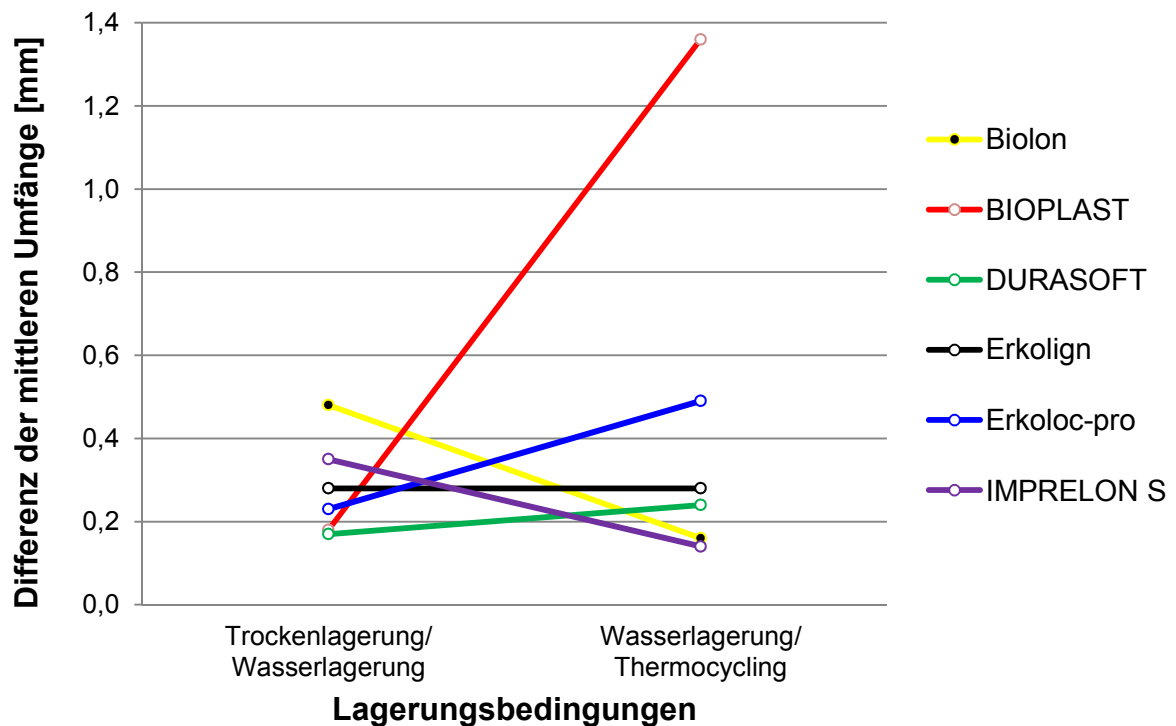
Bei der Betrachtung der einzelnen Messstrecken in Abbildung 38 fällt auf, dass sowohl die Wasserlagerung als auch die künstliche Alterung die größte Dimensionsänderung in der dorsalen transversalen Messstrecke (C-D) bewirkte. Nach Wasserlagerung vergrößerte sich die Strecke C-D gemittelt um 0,10 mm (0,22 %). Die mittlere Reduktion bei der Strecke C-D nach Thermocycling lag bei 0,18 mm (0,40 %), wohingegen bei der Strecke A-B nur eine sehr geringe Veränderung eintrat (mittlere Streckenänderung = 0,03 mm, 0,08 %).



**Abb. 38** Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material **Erkolign**;  $\pm$  = Standardabweichung, **blau** = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, **rot** = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling.

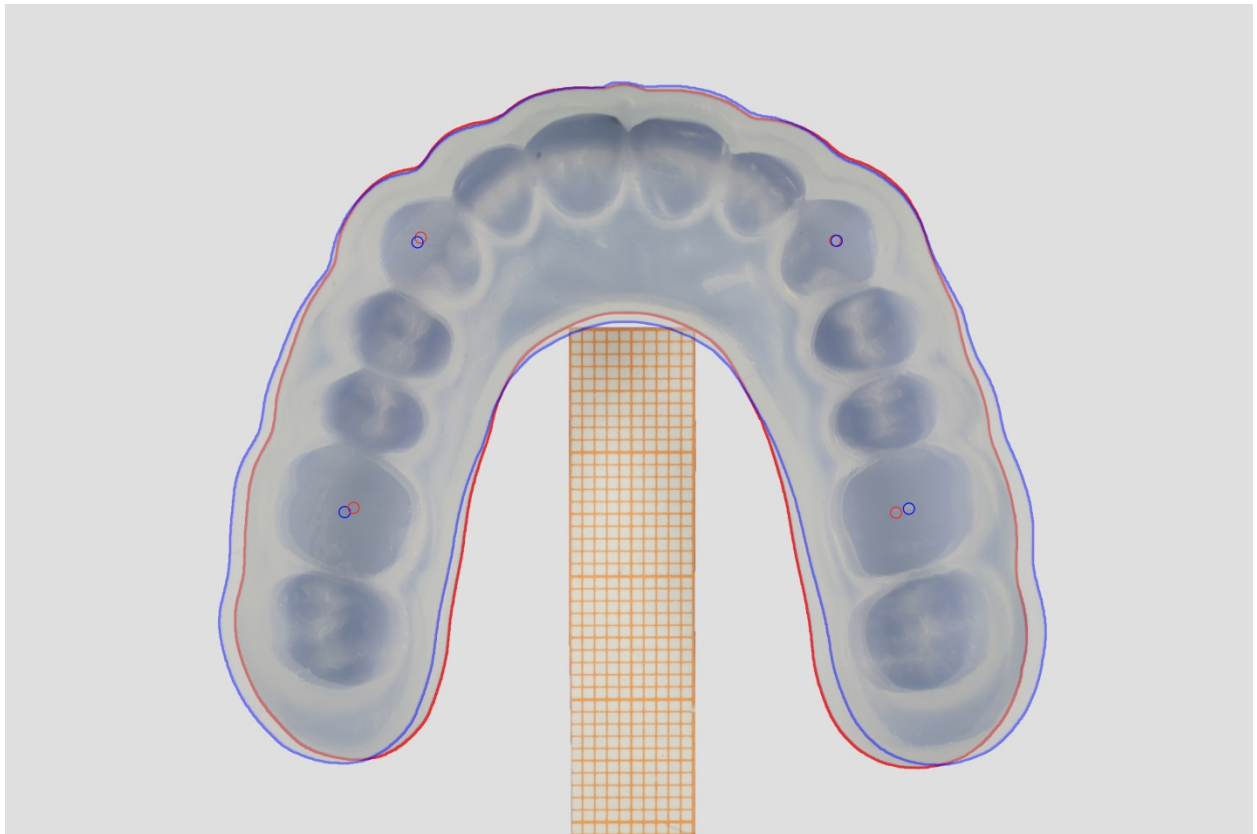


## 7.3.1 Vergleich zwischen den Druckformfolien



**Abb. 39** Differenz [mm] der mittleren Umfänge zwischen den verschiedenen Lagerungsbedingungen aller Materialien.

Abbildung 39 zeigt die Differenz der mittleren Umfänge nach den verschiedenen Lagerungsbedingungen. Allerdings werden hierbei die absoluten Werte dargestellt, welche keinen Rückschluss über die Richtung der Abweichungen zulassen, sondern nur einen Ausdruck über die Intensität der Dimensionsänderung vermitteln. Biolon und IMPRELON S wiesen nach Wasserlagerung die größte Veränderung auf, wobei das anschließende Thermocycling die kleinste Veränderung des Umfangs bewirkte. Anders verlief es bei BIOPLAST, das die größte Veränderung nach dem Thermocycling zeigte. Das zuletzt genannte Material wies zudem insgesamt die größte Differenz (1,36 mm, Wasserlagerung vs. Thermocycling, Abb. 40) aller Materialien auf. Bei den beiden Verbundfolien zeigte sich ebenfalls die größere Veränderung nach künstlicher Alterung (Thermocycling), wobei sie insgesamt bei DURASOFT im Vergleich zu Erkoloc-pro geringer ausfiel. Bei Betrachtung des Dimensionsverhaltens von Erkolign ergab sich nach beiden Lagerungsbedingungen der gleiche Wert für die Differenz.



**Abb. 40** Überlagerung zweier Fotos vom Material BIOPLAST zur Visualisierung der Dimensionsänderung: Wasserlagerung (**blau**), Thermocycling (**rot**).

### 7.3.2 Methodenfehler nach Dahlberg

Zur Überprüfung der Messgenauigkeit wurden die Fotos 20 zufällig ausgewählter Schienen in einem Abstand von 6 Wochen zweimal vermessen und für die ausgewählte Strecke A-B der Methodenfehler nach Dahlberg bestimmt. Dieser betrug für die Strecke A-B 0,04 mm, sodass von einer ausreichenden Messgenauigkeit ausgegangen werden kann.

## 8 Diskussion

### 8.1 Diskussion der Fragestellung

Thermoplastische Schienen finden aufgrund ihrer ästhetischen Eigenschaften und Formbarkeit häufig Anwendung in der zahnärztlichen Therapie [61, 81, 98].

Im Anschluss an die aktive Phase einer kieferorthopädischen Behandlung ist die Verwendung einer Retentionsapparatur zur Stabilisierung des Behandlungsergebnisses notwendig [16, 18, 57, 62, 63]. Häufig werden geklebte Lingualretainer eingesetzt, da keine Patientencompliance erforderlich ist und die Ästhetik nicht beeinträchtigt wird [44]. Allerdings ist die tägliche Reinigung aufgrund der lingualen Positionierung im Patientenmund schwierig [18, 98]. Ein mögliches Ablösen wird zudem vom Patienten nicht immer bemerkt, wodurch eine ständige Kontrolle indiziert ist und sich bei Notwendigkeit eine erneute zeit- und kostenintensive Repositionierung anschließt [44]. Zudem besteht die Gefahr eines Rezidivs unter anderem bedingt durch eine Verformung des Edelstahlrahtes oder durch fehlende Passivität des Drahtes beim Eingliedern [6].

Eine Alternative als Retentionsapparatur sind herausnehmbare Retentionsschienen, welche aus einem thermoplastischen Material hergestellt werden und den gesamten koronalen Anteil der Zähne umgreifen [81]. Die Schienen sind beim Tragen im Mund verschiedenen Einflüssen ausgesetzt und unterliegen daher Veränderungsprozessen, die ihre mechanischen Eigenschaften mitbestimmen und dadurch Einfluss auf die Wirksamkeit nehmen. Die mechanischen Eigenschaften sind sowohl von den Umgebungsbedingungen als auch vom Materialtyp abhängig [35, 93].

Stabilität und Haltbarkeit von thermoplastischen Schienen sind auch in anderen zahnärztlichen Verwendungsgebieten wichtige Faktoren für einen klinischen Erfolg. Die Schienen werden im Mund kurzfristig (beim Ein- und Ausgliedern) sowie langfristig (durch den Zahnkontakt) intermittierenden Belastungen ausgesetzt [64, 118].

Verschleiß und Verformungen des Schienenmaterials stellen große Probleme bei längerem Tragen dar. Plastische Verformungen beeinflussen unter anderem die Retentionsfähigkeit von Schienen [72]. Ein Mangel an Retention führt zu einer Lockerung der Schiene und damit zu einer verminderten Wirksamkeit [108]. Als aktive Apparatur sollen die Schienen die Fähigkeit besitzen, konstante und kontinuierliche Kräfte über die Zeit auszuüben [56]. Die Schienenmaterialien sind empfindlich gegen-

über Temperaturschwankungen, Feuchtigkeit und einem längeren Kontakt mit Speichel-enzymen [37, 96]. Die Bestimmung der Elastizität und Dimensionsstabilität ist daher klinisch relevant, wenn das Schienenmaterial für eine Langzeittherapie bestimmt ist.

In der vorliegenden Studie sollte der Einfluss einer feuchten Lagerung mit und ohne Temperaturwechselbelastung (künstliche Alterung) auf die Elastizität und Dimensionsstabilität von Kunststofffolien für die Schienentherapie überprüft werden. Es wurden daher die Änderungen der mechanischen Eigenschaften von sechs ausgewählten Druckformfolien nach trockener Lagerung, 24 h Lagerung in Wasser sowie nach Thermocycling gemessen und verglichen.

## 8.2 Diskussion von Materialien und Methoden

### 8.2.1 Schienenmaterial

Zur Untersuchung der Fragestellung wurden sechs unterschiedliche Druckformfolien verwendet. Die Selektion der ausgewählten Druckformfolien erfolgte mit dem Ziel, unterschiedliche chemische Zusammensetzungen sowie Verbundfolien zu untersuchen. Dennoch handelt es sich nur um einen Auszug der verfügbaren Druckformmaterialien. Die in der Kieferorthopädie eingesetzten Kunststofffolien bestehen je nach Einsatzgebiet häufig aus PE, PP, PC, PET, EVA oder TPU [10, 30, 35, 56, 65, 84, 93, 94, 118]. Die hier untersuchten Folien bestehen aus PET, PC, PP oder EVA bzw. die Verbundfolien aus Kombinationen mit TPU.

Die Folienstärke betrug bei allen Prüfmaterialien mit Ausnahme von DURASOFT (1,8 mm) 2,0 mm. Laut einer Umfrage bei Kieferorthopäden von *Meade et al.* [70] werden als thermoplastische Retentionsschienen meistens Folien mit einer Schichtstärke von 1 mm [23, 44, 48] bzw. 0,75 mm [8, 24, 61, 101] verwendet. In der Literatur finden sich aber auch weitere Angaben über die verwendeten Schichtstärken bei der Herstellung von Retentionsschienen: 0,6 mm [95], 0,8 mm [2], 1,5 mm [92] sowie 2,0 mm [26]. Für die Verwendung von Druckformfolien als Mundschutzapparaturen wird als Dicke oft mindestens 4 mm genannt [65, 114]. Zwar können dickere Materialien größeren Kräften widerstehen, allerdings werden mit zunehmender Dicke Tragekomfort, Atmung und Sprache negativ beeinflusst [65]. Zur Herstellung von zweiteiligen

Protrusionsschienen werden häufig hart-weiche Verbundfolien gewählt [90], wobei unterschiedliche Schichtstärken verwendet werden: 1,5 mm [19], 2,5 mm [33] sowie 3,0 mm [55]. Als optimale Stärke für Knirscherschienen werden in der Literatur 2 mm angegeben [60].

Je dünner das Material ist, desto komfortabler ist der Einsatz im Patientenmund, allerdings kann der Zweck der Behandlung bei zu geringer Materialstärke nicht erreicht werden [119]. Thermoplastische Schienenmaterialien mit einer Stärke von unter 0,5 mm, die auf 0,25-0,30 mm nach dem Thermoformen reduziert werden, gelten als zu dünn [111].

### 8.2.2 Herstellungsverfahren

Das Druckformverfahren zur Herstellung der Prüfkörper wurde nach Herstellerangaben durchgeführt. Dieses Verfahren verändert die polymere Struktur. Auch wenn eine Veränderung der Materialdicke nicht angestrebt ist, zeigt sich dennoch, dass die Schienenmaterialien durch das Thermoformen dünner werden [56, 119]. In einer Untersuchung der Dimension nach dem Thermoformen von ursprünglich 3 mm dicken EVA-Folien für die Herstellung eines Mundschutzes wurde inzisal die größte Veränderung gemessen. Das Material wurde dabei in der Schneidezahnregion um 72 % gestreckt, was eine Verringerung der Materialstärke auf weniger als 1 mm bedeutete [31]. Es kommt zu einer Dickenänderung, da die Folien gestreckt werden [93]. Die Dicke wird durch Temperaturunterschiede zwischen der Erhitzungstemperatur und den Schmelzpunkten von kristallinen Kunststoffen oder den Erweichungspunkten von amorphen Kunststoffen, Erhitzungszeit und Molekulargewicht beeinflusst [93]. Diese Dickenänderungen können bereits die mechanischen Eigenschaften beeinträchtigen [93]. Da in der vorliegenden Studie unterschiedliche Druckformgeräte verwendet wurden, wurden die Schienen nicht unter denselben Bedingungen (Temperatur, Druck) verarbeitet. Allerdings lag das Augenmerk auf den Veränderungen der mechanischen Eigenschaften sowie der Dimension durch deren Lagerungsbedingungen (Trockenlagerung, Wasserlagerung, Thermocycling), nicht auf den Ausgangswerten. Die Messungen und Vergleiche erfolgten erst nach dem Druckformvorgang.

In einer In-vivo-Studie von *Jäderberg* et al. [44] zur Verwendung thermoplastischer Schienen als kieferorthopädische Retentionsgeräte waren die hergestellten Retainer generell bukkal dünner als oral, dies schien aber keine Bedeutung für die Rezidivprophylaxe zu haben. Das Material verdünnt sich zudem in den gingivalen Regionen aufgrund der Morphologie des abzuformenden Modells, was zu einer geringeren Steifigkeit in diesem Bereich führt [50]. Im Vergleich zu den Tiefziehfolien, die unter Vakuum tiefgezogen werden, fällt die Dickenreduktion bei Verarbeitung unter Druck allerdings geringer aus [109]. Des Weiteren führt laut *Hahn* et al. [38] die Druckformtechnik zu einer besseren Passung der Schiene als das Vakuumverfahren. Unterschiedliche Heizzeiten haben einen erheblichen Einfluss auf die Materialstärke, ebenso die Modellhöhe und die Neigung des Modells im Druckformgerät [31]. Das Plattenmaterial sollte weder überhitzt noch zu gering erwärmt werden. *Yamada* et al. [116] untersuchten den Einfluss von Wärme auf das thermoplastische Material EVA während des Herstellungsprozesses. Bei Abweichung vom geeigneten Temperaturbereich zeigten sich zum einen ein unklarer und flacher Eindruck eines Prüfkörpers (geringere Erwärmung), zum anderen eine starke Abnahme der Stärke sowie eine starke Verfärbung des Materials (Überhitzung).

### 8.2.3 Auswahl der Probekörper

Für den Zugversuch zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls wurden als Prüfkörper Schulterstäbe verwendet, welche in Anlehnung an EN ISO 527-2 aufgrund des Druckformfoliendesigns mit einem Durchmesser von 120 bis 125 mm im Maßstab angepasst wurden (vgl. Abb. 2).

Um einheitliche Probekörper (Kugelköppchen) für den Abzugsversuch zu erhalten, wurde auf die Komplexität der Anatomie eines Zahnes verzichtet, sodass zur Vereinfachung ein Kugelmodell für die Ermittlung der Abzugskräfte herangezogen wurde. Da Schienen unterhalb des Äquators Halt finden, wies auch die Kugel einen Unterschnitt unterhalb des Äquators auf, welcher für die Retention der Probekörper verantwortlich war. Durch eine Markierungsrille 2 mm unterhalb des Äquators am Kugelmodell wurden alle tiefgezogenen Köppchen auf die gleiche Länge gekürzt. Zur Herstellung von Schienen werden die Druckformfolien meistens über Gipsmodelle

geformt. In dieser Studie hingegen wurde als Modellwerkstoff eine Metallkugel verwendet, wodurch sich eine andere Oberflächenmorphologie der Schieneninnenseite im Vergleich zu der bei Gips ergab. Diese unterschiedliche Oberflächenbeschaffenheit kann einen Einfluss auf die Reibung beim Abzug gehabt haben.

Für das Herstellen der Schienenkörper zur Untersuchung der Dimensionsstabilität wurde ein idealisiertes Oberkiefermodell ausgewählt. Nach dem Druckformen wurden alle Schienenkörper so ausgearbeitet, dass sie eine plane Auflagefläche erhielten, indem der Schienenrand unterhalb des Gingivarandes dem Verlauf einer parallel zur Tischebene markierten Rille folgte (vgl. Abb. 7). Diese Schienenausdehnung entspricht allerdings nicht den in der Literatur angegebenen Variationen. Essix-Retainer werden so beschnitten, dass ausschließlich die Frontzähne von Eckzahn zu Eckzahn bedeckt sind [61, 98]. *McNamara* et al. [69] verwiesen allerdings darauf, dass mindestens ein Teil des letzten Molaren mit in die Schiene eingefasst werden sollte, um eine Extrusion dieser Zähne beim Tragen zu vermeiden. *Jäderberg* et al. [44] verwendeten für den Unterkiefer ebenfalls die Eckzahn-zu-Eckzahn-Variante, erweiterten jedoch im Oberkiefer die Schienen bis zu den 2. Molaren, wodurch alle Zähne gefasst wurden. Andere Autoren setzen bei ihren Patienten in beiden Kieferhälften Retentionsschienen mit Überdeckung der kompletten Dentition ein [8, 24, 92, 95]. Es wurde zusätzlich eine Schienenausdehnung von 1-2 mm bukkal und 3-4 mm lingual des Gingivarandes genannt [92]. Die Schienenlänge kann den Halt einer Schiene beeinflussen [20, 107]. Im Vergleich zweier Protrusionsschienen im Therapieverlauf bestand ein direkter Zusammenhang zwischen Schienendesign und Retentionsverlust. Die Einbeziehung des Zahnfleisches neben der reinen Bedeckung aller Zähne reduzierte den Retentionsverlust [107]. Ähnliche Ergebnisse erhielten *Cowley* et al. [20] in ihrer Untersuchung über das Retentionsvermögen thermoplastischer Schienen. Eine Schienenausdehnung von 2 mm über den gingivalen Zenit hinaus erhöhte die Retention.

In der vorliegenden Studie lag das Augenmerk auf den Streckenmessungen an den festgelegten Punkten im okklusalen Schienenrelief. Die Wahl der Schienenmorphologie ermöglichte vereinfachte, einheitliche Probekörper. Im klinischen Einsatz spielt die exakte Anpassung der Schienenränder eine wesentliche Rolle, da Druck am Gingivarand zu einem Dekubitus [5] führen kann und nicht polierte Ränder die Plaqueakkumulation fördern [2].

### 8.2.4 Versuchsdurchführung

Für die Untersuchung der Versuchsmaterialien auf Elastizität und Dimensionsverhalten wurden einheitliche Prüfbedingungen gewählt.

Mit dem Ziel eine Untersuchung unter realitätsnäheren Bedingungen durchzuführen, wurde die Geschwindigkeit bei der Ermittlung des Elastizitätsmoduls nach EN ISO 527-1 von 1 mm/min auf 100 mm/min verändert. Diese Geschwindigkeitsanpassung entspricht eher der klinischen Handhabung der Schienen durch den Patienten beim Ein- und Ausgliederungsvorgang. Durch ein zügiges Vorgehen beim manuellen Lösen einer Schiene wird die Gefahr eines Verkantens verringert. Zudem kommt es nur zu einer kurzzeitigen Deformation innerhalb der Schiene [64]. Der Elastizitätsmodul hängt neben der Temperatur unter anderem von der Prüfgeschwindigkeit ab. Kunststoffe zeigen ein zeit- und temperaturabhängiges mechanisches Verhalten. Je schneller die Kunststoffe gedehnt werden, desto geringer ist die Möglichkeit, entstehende Spannungen abzubauen. Mit steigender Verformungsgeschwindigkeit steigt daher der Elastizitätsmodul [1]. Die Zunahme der Temperatur von Raumtemperatur (23 °C) auf Mundhöhlentemperatur (37 °C) bewirken ebenfalls Veränderungen der mechanischen Eigenschaften [93]. Durch die Zunahme der Temperatur brechen die physikalischen Vernetzungen auf, sodass sich der Elastizitätsmodul verringert [1, 35, 105]. In der vorliegenden Studie wurde der Zugversuch allerdings bei Raumtemperatur durchgeführt. Es ist anzunehmen, dass die Durchführung bei 37 °C zu kleineren Elastizitätsmoduln geführt hätte.

Die Zugrichtung war sowohl im Zugversuch als auch im Abzugsversuch konsequent senkrecht. Dieses Vorgehen entspricht zwar nicht dem klinischen Abzug einer Schiene beim Ausgliedern [20, 108], allerdings konnte so eine standardisierte Versuchsdurchführung für alle Materialien gewährleistet und dadurch eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse ermöglicht werden.

Der Halt einer Schiene ist von deren Retention abhängig [108], welche neben einer materialspezifischen Alterung [108] von verschiedenen weiteren Faktoren abhängt [20, 108]. Durch den Einsatz im Mundhöhlenbereich werden die Schienen von Speichel benetzt, der als Flüssigkeitsfilm zu einer verstärkten Adhäsion führt [20, 108]. Hier wurde im Abzugsversuch auf den Flüssigkeitsfilm verzichtet. Aufgrund mangelnden Kontaktes zwischen der Schieneninnenfläche und der Außenfläche des Probenhalters



bei Verzicht auf Speichel sind in-situ höhere Retentionskräfte (Abzugskräfte) zu erwarten.

Der Halt von Schienen ist ebenfalls abhängig von Abrieberscheinungen an der Schieneninnenfläche [108], der klinischen Kronenlänge [20] sowie der Sorgfalt des Patienten beim Umgang mit den Schienen außerhalb der Trageperiode. Diese Effekte wurden hier nicht untersucht.

Alle Käppchen wurden lediglich einmal von der Kugel abgezogen, um Materialermüdung oder Verformungen der Käppchen durch einen wiederholten Abzug auszuschließen und so im Weiteren tatsächlich nur den Einfluss der Lagerungsbedingungen ermitteln zu können. Es bleibt daher offen, inwieweit wiederholte Messungen in dieser Studie zu einer relevanten Beeinträchtigung der Messwerte geführt hätten. Bei einer Messwiederholung durch mehrmaliges Abziehen von einem Kugelmodell stellte *Ott* [78] fest, dass die zum Abzug notwendigen Kräfte mit der Anzahl der Messungen kleiner wurden. Eine signifikante Abnahme der Retentionskräfte über die Zeit wurde in einer weiteren Untersuchung festgestellt, in der Protrusionsschienen von einem Modell wiederholt abgezogen wurden. Der fortschreitende Materialverlust durch Verschleiß führte zu einer Verringerung der Passgenauigkeit und somit zur Verschlechterung der Retention [108].

In der vorliegenden Studie wurde bei dem Material Erkoloc-pro vor dem Herstellungsprozess die vom Hersteller aufgebraute Platzhalterfolie (Unterziehfolie) entfernt, um gleiche Voraussetzungen für alle Schienen zu erhalten. Es bleibt offen, inwiefern die Anwendung einer Platzhalterfolie die Ergebnisse der vorliegenden Studie beeinflusst hätte. Laut *Hahn* et al. [38] minimiert allerdings die Platzhalterfolie die Friktion der Schienen, weshalb bei Verwendung einer Platzhalterfolie vermutlich kleinere Abzugskräfte gemessen worden wären.

### 8.2.5 Wasserlagerung und Thermocycling

Das Ausmaß der Wasseraufnahme liefert einen Hinweis auf die Langzeitstabilität eines Materials in wässriger Umgebung [105, 112]. Veränderungen der mechanischen Eigenschaften [9, 15, 47, 93, 112], Dimensionsänderungen [15, 47, 93, 112] sowie unhygienische Bedingungen [112] können mit der Wasseraufnahme in Verbindung gebracht werden. Die Wasserabsorption hängt dabei von Temperatur, Zeit, der Dicke der Probe sowie vom Gehalt an amorphem Material ab [9].

In der vorliegenden Studie wurden die Prüfkörper einer 24-stündigen Wasserlagerung bei konstant 37 °C unterzogen. Diese Lagerungszeit beschreibt in etwa den Zeitraum der ersten Trageperiode bei Verwendung von thermoplastischen Materialien als Retentionsschienen und aktive Apparaturen, bevor sie vom Patienten entnommen werden [64, 93]. Verwendete Lagerungszeiten von 60 min [118] oder 180 min [28] in anderen Studien gelten als zu kurz [64]. Um gleiche Voraussetzungen für alle Prüfkörper zu gewährleisten, waren regelmäßige Kontrollen notwendig, um sicherzustellen, dass alle Prüfkörper während des gesamten Lagerungszeitraums vollständig von Wasser bedeckt waren. Die Temperaturüberwachung erfolgte über den Brutschrank, in dem die Prüfkörper gelagert wurden.

Um einen beschleunigten Alterungsprozess herbeizuführen, wurden die zu untersuchenden Prüfkörper aus den verschiedenen Kunststofffolien in Anlehnung an die DIN 53508 einer künstlichen Alterung unterzogen. Diese Simulation wird durch eine wechselnde Lagerung in einem stark erwärmten (55 °C) und einem abgekühlten (5 °C) Wasserbad erreicht. Das hierfür verwendete Thermocycling-Verfahren beinhaltet demnach zwei Phänomene, die auf den Probekörper einwirken: die Wasseraufnahme und die Temperaturbelastung [102]. Wasser wird dabei durch Diffusion im Kunststoff aufgenommen, sodass die Wassermoleküle in die Zwischenräume der Polymerketten dringen und diese weiter auseinander schieben [9, 15, 47]. Die Bewegung der Polymerketten wird dadurch erleichtert [9, 47]. Eine Temperaturerhöhung führt allgemein zu einer Steigerung der Beweglichkeit von Molekülen in Polymeren, wobei mit zunehmender Temperatur und Dauer der Einwirkung reversible als auch irreversible Veränderungen auftreten [15, 102]. Durch einen schnellen Temperaturwechsel treten Spannungen im Material auf [47], wie sie auch in In-vivo-Situationen vorkommen. Es existieren dabei keine standardisierten Angaben weder zur Wahl des

Temperaturbereiches noch zur Dauer der Temperaturwechsellast. In einer Übersichtsarbeit [29], in der die Parameter beim Thermocycling-Verfahren aus mehreren Studien gegenübergestellt wurden, wurden die Proben im Durchschnitt nacheinander in 5 °C kaltes und 55 °C warmes Wasser eingetaucht. Die Verweildauer in diesen Wasserbädern lag durchschnittlich bei jeweils 30 s. Als Mittelwert für die Zyklenzahl gaben *Gale* und *Darvell* [29] 10000 Zyklen an, die einer Belastung über den Zeitraum von einem Jahr in vivo entsprechen sollten. Diese Angabe bezieht sich allerdings auf dentale Restaurationen, die täglich 24 Stunden den Temperaturschwankungen ausgesetzt sind [29]. Bei herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparaturen ist daher bei kürzerer Verweildauer im Mund mit einer geringeren Exposition zu rechnen. Zudem werden die Apparaturen zur Nahrungsaufnahme und zum Zähneputzen entfernt. Laut *Kwon et al.* [56] entsprechen 1000 Zyklen 36,5 Tagen einer klinischen Behandlung mit Alignern.

### 8.2.6 Nachahmung der In-vivo-Situation

Zur Nachahmung der feuchten Mundhöhle wurden die Probekörper in der vorliegenden Studie einer Lagerung in Aqua destillata bei 37 °C für 24 h unterzogen. Kritisch zu bewerten ist jedoch, dass die Verwendung von destilliertem Wasser nicht der Mundhöhlensituation entspricht, da der Speichel neben Wasser zahlreiche weitere Bestandteile aufweist. Die Anwesenheit der oralen Flora und ihrer Nebenprodukte sowie die Ablagerung von Plaque auf dem Material führen zu einem Unterschied zwischen dem gewählten Versuchsaufbau und der In-vivo-Situation. Intraoral werden die morphologischen, strukturellen und mechanischen Eigenschaften der Werkstoffe beeinflusst [27]. So sind einige Mikroorganismen in der Lage, Esterase-Enzyme zu produzieren, die Polymere abbauen können [30]. Des Weiteren besteht die Gefahr, dass durch die Säureproduktion in dentaler Plaque die Textur des Schienenmaterials angegriffen wird [27]. Maßgeblich für die bakterielle Adhäsion ist dabei die Oberflächenrauigkeit des Materials. Eine raue Oberfläche wirkt wie ein Schwamm für die mikrobielle Besiedlung [106]. In einer Studie über den Einfluss der Alterung auf die morphologischen Eigenschaften von thermoplastischen Retainern wurde eine erhöhte Oberflächenrauigkeit in Abhängigkeit von der Verweildauer im Mund festgestellt, die wiederum zu einer vermehrten bakteriellen Adhäsion führte [2].

Diese Faktoren lassen vermuten, dass sich die Materialien in der Mundhöhle anders verhalten als in vitro gealterte Probekörper [27]. Somit beschreibt die durchgeführte Wasserlagerung lediglich eine Annäherung an die Bedingungen innerhalb der komplexen Mundhöhle, welche zwar den Effekt des Wassers bei Mundtemperatur auf das Material zeigt, jedoch alle weiteren Einflüsse der Mundflora [96] nicht berücksichtigt.

Die Simulation okklusaler Belastungen durch Knirschen/Pressen (parafunktionelle Aktivitäten) wurde ebenfalls außer Acht gelassen. Okklusal einwirkende Kräfte bewirken einen Materialabrieb und können daher langfristig auch zu Perforationen im Material führen [30]. Dieser Materialabrieb ist abhängig von der Widerstandsfähigkeit des Materials gegen Verschleiß [30]. Beim Ein- und Ausgliedern wird in der Regel besonders der Schienenrand im Molarenbereich beansprucht, wodurch zeitabhängig irreversible Verformungen im Bereich der Okklusalfächen entstehen. Als Folge kann es zu einer stärkeren Beanspruchung der Schiene bei okklusal einwirkenden Kräften kommen, die den Materialabrieb beschleunigt [2].

### 8.3 Diskussion der Ergebnisse

Anhand der durchgeführten Versuche sollte geprüft werden, welchen Einfluss künstliche Alterung durch Temperaturwechselbelastung auf die Elastizität und Dimensionsstabilität von Druckformfolien ausübt. Bei der Betrachtung der Ergebnisse muss berücksichtigt werden, dass sich unter den untersuchten Materialien auch Verbundfolien befanden, sodass die Lagerungsbedingungen auf zwei Materialkomponenten wirkten. Des Weiteren sollten die Ergebnisse sorgfältig interpretiert werden, da sich die klinischen Bedingungen von der gewählten In-vitro-Umgebung unterscheiden [2]. Sie liefern jedoch einen Hinweis auf das Materialverhalten in wässriger Umgebung sowie in Abhängigkeit von auftretenden Alterungsprozessen.

### 8.3.1 Zugversuch

Im Zugversuch wurden die Druckformfolien auf ihr elastisches Verhalten nach Wasserlagerung sowie nach der künstlichen Alterung untersucht, indem anhand eines Spannungs-Dehnungs-Diagramms (vgl. Abb. 15) der Elastizitätsmodul bestimmt wurde. Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für den Widerstand eines Materials gegenüber einer elastischen Verformung. Je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegenbringt, desto höher ist der Elastizitätsmodul. In der vorliegenden Studie wurden die höchsten Elastizitätsmoduln bei den amorphen Materialien IMPRELON S (Mittelwert  $1744 \pm 157$  MPa, trocken) und Biolon (Mittelwert  $1461 \pm 123$  MPa, trocken) und der niedrigste bei dem teilkristallinen Material BIOPLAST (Mittelwert  $20 \pm 3$  MPa, trocken) gemessen (Tab. 1). Erkolign, DURASOFT und Erkoloc-pro reihten sich dazwischen ein. Die Reihenfolge der Materialien in Bezug auf den mittleren Elastizitätsmodul änderte sich nach den jeweiligen Lagerungsbedingungen nicht. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen *Ryokawa et al.* [93], die die mechanischen Eigenschaften von acht verschiedenen Thermoplasten in einer simulierten intraoralen Umgebung untersuchten. Sie fanden ebenfalls heraus, dass amorphe Kunststoffe einen höheren Elastizitätsmodul aufwiesen. Hingegen wurden bei den teilkristallinen Kunststoffen niedrigere Elastizitätsmoduln ermittelt [93]. Die Werte für den Elastizitätsmodul fielen im Vergleich zu der vorliegenden Studie allerdings insgesamt niedriger aus; dies ist womöglich auf die niedrigere Prüfgeschwindigkeit (60 mm/min) zurückzuführen, da mit steigender Verformungsgeschwindigkeit der Elastizitätsmodul steigt [1] (Kapitel 8.2.4). In der vorliegenden Studie lag die Prüfgeschwindigkeit bei 100 mm/min.

Bei allen hier untersuchten Materialien bewirkten 24 h Wasserlagerung tendenziell eine Verringerung des Elastizitätsmoduls, dieser Unterschied erreichte jedoch bei keinem Material mit Ausnahme von Erkoloc-pro statistische Signifikanz. Erkoloc-pro wies in der vorliegenden Studie einen mittleren Elastizitätsverlust von -7 % auf (Abb. 22). Somit bewirken 24 h Wasserlagerung in Aqua destillata keine wesentliche Änderung der Elastizität.

Bei *Ryokawa et al.* [93] wies EVA (BIOPLAST) nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C signifikant kleinere Elastizitätsmoduln auf als bei trocken gelagerten Prüfkörpern, hingegen nahm bei PC (IMPRELON S) der Elastizitätsmodul signifikant zu. Anders als

in der vorliegenden Studie wurde jener Zugversuch jedoch nicht bei Raumtemperatur, sondern bei 37 °C durchgeführt. Kunststoffe zeigen unter anderem ein temperaturabhängiges mechanisches Verhalten [1] (Kapitel 8.2.4). Es ist daher davon auszugehen, dass die Durchführung des Zugversuches bei 37 °C in der vorliegenden Arbeit zu niedrigeren Elastizitätsmoduln geführt hätte.

Laut *Boubakri* et al. [15] werden durch Wasser die Bindungen zwischen den Makromolekülen des Polymers gelöst, wodurch die zwischen den Ketten wirkenden Bindungskräfte beeinflusst werden (weichmachende Wirkung). Durch diese Plastifizierung wird die Beweglichkeit der Polymerketten erhöht und das Entwirren des Polymergefüges in der Reaktion auf Stress erleichtert, sodass Wasser zu einer Abnahme des mechanischen Zusammenhaltes führt [9, 15, 47]. Ebenso führt die Wasseraufnahme zu einem Anstieg des Materialgewichtes [15, 93, 105], wodurch Spannungen im Kunststoff auftreten können. Als Folge können Mikrorisse im Material entstehen, welche Verfärbungen begünstigen und die Bruchgefahr erhöhen [15].

Einen direkten Zusammenhang zwischen Wasserabsorption und Änderung des Elastizitätsmoduls gibt es laut *Ryokawa* und Mitarbeitern nicht [93]. Obwohl amorphe Kunststoffe eine höhere Wasserabsorptionsrate besitzen als teilkristalline Werkstoffe [93], verkleinerte sich der Elastizitätsmodul in der vorliegenden Studie bei IMPRELON S und Biolon weniger als bei dem teilkristallinen BIOPLAST. Zu einem vergleichbaren Ergebnis kamen *Pascual* et al. [80] in ihrer Untersuchung über das Verhalten der essentiellen Brucharbeit von thermoplastischen Retentionsschienen. Sie stellten bei einem amorphen Material (PETG) trotz der höheren ermittelten Wasserabsorptionsrate eine geringere Abnahme der Duktilität im Gegensatz zu einem teilkristallinen Material (PP) fest [80].

Bei der künstlichen Alterung durch Thermocycling mit vorheriger Wasserlagerung kann neben dem Wasser lediglich der Temperaturwechsel (5 °C / 55 °C) als Einflussparameter herangezogen werden, wobei die Temperatur im Allgemeinen die Diffusionsraten von Wasser im Polymer und somit die Verschlechterung des Zustandes beschleunigt [15, 102, 105]. Schädigungen des Werkstoffes können durch starke, wechselnde Dauerbelastungen ausgelöst werden, indem es zu einer temperaturabhängigen Erweichung sowie Depolymerisationsprozessen kommt. Zudem kann der Temperaturwechsel aufgrund unterschiedlicher thermischer Ausdehnungen zu Spannungen im Kunststoff führen [47]. Nicht nur die Wasseraufnahme bei 37 °C, sondern

auch der thermische Stress verursacht demnach eine Veränderung der Materialeigenschaften [105].

Das Thermocycling im Anschluss an 24 h Wasserlagerung führte in der vorliegenden Studie zu einer weiteren Reduktion des Elastizitätsmoduls, wobei eine statistische Signifikanz zu den in Wasser gelagerten Probekörpern bei DURASOFT (mittlerer Verlust: -12 %, Abb. 21) und Erkolign (mittlerer Verlust: -8 %, Abb. 20) festgestellt wurde. Der Vergleich zwischen künstlicher Alterung und Trockenlagerung zeigte bei fast allen Materialien eine statistisch signifikante Verkleinerung des Elastizitätsmoduls. Die Hypothese, dass die Temperaturwechsellast zu keiner Beeinflussung der Elastizität führt, konnte bei allen Materialien mit Ausnahme von IMPRELON S widerlegt werden. Den größten mittleren Verlust wies dabei BIOPLAST mit -25 % auf (Abb. 23). Bei Biolon, Erkolign, DURASOFT und Erkoloc-pro lag der jeweilige mittlere Elastizitätsverlust zwischen -7 % und -16 % (Abb. 19-22). Die klinische Relevanz dieser signifikanten Ergebnisse ist abhängig vom Verwendungszweck der aus den verschiedenen Materialien hergestellten Schienen. BIOPLAST (EVA) wird häufig als Sportmundschutz eingesetzt [10, 31, 35, 45, 65, 105, 109, 110, 114], wobei die Elastizität des Materials die Energieabsorption bestimmt. Eine geringere Elastizität verringert die Fähigkeit des Sportmundschutzes, Energie zu absorbieren [113]. Verbundfolien wie DURASOFT und Erkoloc-pro finden häufig Anwendung als Protrusionsschienen in der Schnarchtherapie [90]. Eine mittlere Elastizitätsabnahme von -11 % (Erkoloc-pro) und -16 % (DURASOFT) nach 1000 Temperaturwechselbelastungen wird die hauptsächliche Funktion der Schiene (Vorverlagerung des Unterkiefers) wiederum wahrscheinlich kaum beeinflussen.

Zwar wurde bei allen Materialien nach 24 h Wasserlagerung und Thermocycling eine Veränderung des Elastizitätsmoduls festgestellt, jedoch ließ sich kein Rückschluss von der polymeren Struktur (amorph oder teilkristallin) auf die Intensität der Einflüsse ziehen. Es lässt sich jedoch als Tendenz erkennen, dass die Wasserlagerung bei den amorphen Materialien einen größeren Effekt auf den Elastizitätsmodul ausübt als die künstliche Alterung. Hingegen zeigte sich bei den teilkristallinen Materialien eine größere Veränderung nach der künstlichen Alterung im Vergleich zur alleinigen Wasserlagerung.

Die große Streubreite der Messwerte innerhalb der Materialgruppen resultiert wahrscheinlich aus der Entstehung von Eigenspannungen während des Herstellungs-

prozesses [71, 72], welche den Elastizitätsmodul beeinflussen [32]. Diese Eigenspannungen (mechanische Druck- und Zugspannungen) entstehen durch die thermische Vorbehandlung der Probekörper beim Herstellungsverfahren sowie während der anschließenden Abkühlung [72].

In Abhängigkeit von der Dauer des thermischen Stresses stellten *Iijima* et al. [42] in ihrer Studie fest, dass sich die Werte für den Elastizitätsmodul von fünf ausgewählten thermoplastischen Materialien bereits nach 500 Zyklen (5 °C / 55 °C) im Vergleich zu den unbehandelten Proben veränderten. Die Materialien wiesen nach der Temperaturwechsellast kleinere Elastizitätsmoduln auf. Die Werte verkleinerten sich weiterhin, nachdem die Proben einer Temperaturwechsellast von 2500 Zyklen unterzogen wurden. Der mittlere Elastizitätsmodul von den Materialien aus PETG und PP verringerte sich jeweils nahezu um die Hälfte. Dies lässt vermuten, dass mit höherer Zyklenzahl der Elastizitätsmodul weiter abnimmt.

Während in der vorliegenden Studie die Elastizitätsmoduln nach der künstlichen Alterung abnahmen, zeigte die In-vivo-Studie von *Ahn* et al. [2] eine deutliche Zunahme der Elastizitätsmoduln. Sie untersuchten den Einfluss von Alterungsprozessen auf molekulare, biochemische, morphologische und mechanische Eigenschaften von Retentionsschienen (PETG-Material), die von den Probanden 2 Wochen oder 6 Monate getragen worden waren. Die Patienten wurden aufgefordert, die Schienen außer während der Mahlzeiten ganztägig zu tragen. Nach 6 Monaten Tragezeit wurde ein mittlerer Elastizitätsmodul von  $9351,0 \pm 2243,2$  MPa (unbehandelt:  $743,0 \pm 41,4$  MPa) ermittelt. Die sehr große Zunahme der Elastizitätsmoduln führen die Autoren auf die Kaltverarbeitung der thermoplastischen Retainer durch den intraoralen Gebrauch zurück, wodurch Härte, Steifigkeit und Verschleißfestigkeit von den thermoplastischen Polymeren steigen [30, 96]. Dies liefert einen Hinweis, dass okklusaler Stress bei der klinischen Verwendung Einfluss auf den Elastizitätsmodul nimmt. Die Annahme, dass sich Materialien in vitro anders verhalten als in der realen klinischen Situation, wurde bereits zuvor erwähnt (Kapitel 8.2.6).

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen eine lagerungsbedingte Abnahme der Elastizität. Die Intensität der Elastizitätsabnahme ist dabei vom Material abhängig. Erkoloc-pro wies bereits nach der Wasserlagerung eine signifikante Verkleinerung des Elastizitätsmoduls auf. Nach der Temperaturwechselbelastung wurde im Vergleich zur



Trockenlagerung bei fast allen Materialien ein signifikanter Elastizitätsverlust festgestellt. Nur bei IMPRELON S konnte bei keiner Lagerungsbedingung eine statistisch signifikante Veränderung nachgewiesen werden, da bei Abnahme des Elastizitätsmoduls auch eine große Streuung der Messwerte bestand (Abb. 18). Die Ergebnisse von *Ahn et al.* [2] lassen allerdings vermuten, dass in der Beurteilung des Langzeitverhaltens eines Materials auch die okklusalen Belastungen, die eine Schiene intraoral erfährt, eine große Rolle spielen. In deren In-vivo-Studie nahm der Elastizitätsmodul deutlich zu. Laut einer Übersichtsarbeit werden zwar Temperaturwechsel (Thermocycling) vielfach zur künstlichen Alterung eingesetzt [29], aber es werden hierbei keine okklusalen Belastungseinflüsse untersucht, die scheinbar einen wichtigen Beitrag zur materialspezifischen Alterung liefern.

### 8.3.2 Abzugsversuch

Im Abzugsversuch wurden die Probekörper von einem Kugelmodell abgezogen, wobei die dafür notwendige Abzugskraft aufgezeichnet wurde. Die ermittelte Abzugskraft entspricht der Kraft, die erforderlich ist, um die Käppchen von der unteren Kugelhälfte abziehen. Der Wert wird dabei von der Passgenauigkeit, der Probendicke sowie den Materialeigenschaften bestimmt [22]. In der vorliegenden Studie wurde das Gewicht der oberen Kugelhälfte mit der Kette nicht von den Ergebnissen subtrahiert, sodass die ermittelte Kraftmenge jenes Gewicht enthält (Abb. 4). Da das Gewicht beim Abzugsversuch bei allen Versuchsgruppen gleich groß war und das Augenmerk auf die lagerungsbedingten Veränderungen der Abzugskräfte gerichtet ist, können die Ergebnisse dennoch verwendet werden.

Die mittleren Werte der Abzugskraft in trockenem Zustand reichten von 5,2 N bis 104,4 N (Tab. 2). Die höchsten Messwerte wurden bei den Kugelkäppchen aus DURASOFT (PC/PU), Biolon (PET) und IMPRELON S (PC) ermittelt. Auch *Ott* [78] zog in ihrer Studie unbehandelte Kugelkäppchen von einer Metallkugel ab und ermittelte die Abzugskräfte. Direkte Vergleiche sind aufgrund anders gewählter Parameter bei der Schienendicke sowie beim Kugeldurchmesser nicht möglich. Zudem wurden bei *Ott* [78] als Häkchen vorgebogene Nägel mit Kunststoff an der Käppchenoberseite befestigt, sodass in jener Studie die Verbundfestigkeit (Kunststoff - Kugelkäppchen) die Abzugskraft wahrscheinlich beeinflusst. Tendenziell wurde allerdings auch bei *Ott* [78] bei den

hartelastischen Folien (PETG) mehr Kraft benötigt, um die Käppchen von der Kugel abzuziehen, als bei dem weichelastischen Schienenmaterial (EVA).

Die gemessenen Abzugskräfte beim Lösen der Käppchen von der Kugel wiesen eine große Streubreite innerhalb der Materialgruppen auf. Diese Tatsache lässt sich vermutlich ebenfalls mit dem Einfluss des Druckformverfahrens erklären, wobei während des Herstellungsprozesses Eigenspannungen im Material entstehen [71, 72], die die Passgenauigkeit der Käppchen auf dem Kugelmodell und damit die Haltekraft beeinflussen. Zudem könnte die manuelle Bearbeitung der Kugelkäppchen beim Einkürzen des Kunststoffrandes Einfluss auf die Abzugswerte genommen haben.

Die Daten haben gezeigt, dass bei allen Probekörpern nach der Wasserlagerung tendenziell eine Abnahme der Abzugskraft gemessen wurde, allerdings waren die Unterschiede nur bei Biolon (Verlust der mittleren Abzugskraft: -27,7 %, Abb. 26) und Erkoloc-pro (Verlust der mittleren Abzugskraft: -44,4 %, Abb. 28) signifikant. Ein Grund für die Abnahme der Abzugskraft nach 24 h Wasserlagerung könnte in der Wasseraufnahme liegen. Die Wasserabsorption bewirkt Dimensionsänderungen, die zu einem Retentionsverlust führen [10]. Die unterschiedlichen Werte (Tab. 2) beim Vergleich zwischen den Materialien können auf die unterschiedliche Wasseraufnahme und den daraus resultierenden Grad der Quellung und Plastifizierung zurückzuführen sein [28]. Zu erwähnen ist, dass die Probekörper nach 24 h Wasserlagerung und nach Thermocycling trocken auf das Modell aufgesetzt und abgezogen wurden. Eine mit Wasser oder mit Speichel benetzte Folieninnenseite verhält sich jedoch wahrscheinlich anders als ein trockenes Kugelkäppchen.

Nach Thermocycling war im Vergleich zu den trocken gelagerten Probekörpern bei allen Materialien eine signifikante Reduktion der Abzugskraft eingetreten. Daher wurde die Nullhypothese der vorliegenden Studie in Bezug auf die Abzugskraft abgelehnt. Die größte Veränderung wurde bei Erkoloc-pro (Verlust der mittleren Abzugskraft: -54,7 %, Abb. 28) gemessen, gefolgt von BIOPLAST (Verlust der mittleren Abzugskraft: -32,7 %, Abb. 30) und Biolon (Verlust der mittleren Abzugskraft: -30,2 %, Abb. 26). Der Verlust der mittleren Abzugskraft (-14,8 %, Abb. 29) war bei Erkolign am geringsten.

Im Vergleich zu 24 h Wasserlagerung konnte nach der Temperaturwechselbelastung nur bei BIOPLAST ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Die mittlere Abzugskraft reduzierte sich um -23,9 % (Abb. 30). Allerdings führte bereits die Wasser-

lagerung bei Biolon und Erkoloc-pro im Vergleich zu den trocken gelagerten Kugelköppchen zu einer signifikanten Reduktion der Abzugskraft. Bei Erkoloc-pro kam es nahezu zu einer Halbierung der mittleren Abzugskraft (Verlust: -44,4 %, Abb. 28). Der Einfluss von Wasser scheint bei beiden Materialien mehr Einfluss auf die Abzugskraft zu haben als die Temperaturwechselbelastungen.

Die Größe des Elastizitätsmoduls beschreibt den Widerstand eines Materials gegenüber Verformung [91]. Demzufolge sind durch die Abnahme des Elastizitätsmoduls für die Aufdehnung der Retentionsgebiete beim Ausgliederungsvorgang (gleichbedeutend mit dem Abzug des Probekörpers vom Kugelmodell) geringere Abzugskräfte notwendig. Die Tendenz einer Abnahme des Elastizitätsmoduls nach 24 h Wasserlagerung sowie nach Thermocycling wurde auch im Zugversuch festgestellt (Kapitel 8.3.1). Ein direkter Zusammenhang zwischen Elastizitätsmodul und Abzugskraft konnte in dieser Studie allerdings nicht festgestellt werden. Eine mögliche Erklärung für den insgesamt größeren Einfluss der Lagerungsbedingungen auf die Abzugskraft im Vergleich zum Elastizitätsmodul kann wahrscheinlich in der durch die Lagerungsbedingungen verursachten Dimensionsänderung gefunden werden. Die Retention der Kugelköppchen ist stark von der Passgenauigkeit der Kugelköppchen abhängig [22], welche durch die Dimensionsänderung beeinflusst wird.

Eine Reduktion der Abzugskraft liefert einen Hinweis für eine abnehmende Retention der Prüfkörper. Eine maximale Retention wird jedoch gefordert, um den gewünschten Therapieerfolg zu erhalten. Die Annahme, dass die Temperaturwechselbelastung keinen Einfluss auf die Retention hat, kann bei allen Materialien nicht bestätigt werden. Bei Erkoloc-pro wurde nach der künstlichen Alterung sogar eine Halbierung der mittleren Abzugskraft im Vergleich zur Trockenlagerung ermittelt. Der mittlere Verlust des Retentionsvermögens bei BIOPLAST und Biolon lag zwischen -30 % und -33 %. Diese signifikanten Ergebnisse sind klinisch relevant, da ein Verlust der Retention den Therapieverlauf stark beeinflussen kann, insbesondere in der aktiven Schienentherapie. Ein Mangel an Retention führt zu einer Lockerung der Schiene und damit in Abhängigkeit vom Verwendungszweck der Schiene zu einer verminderten Wirksamkeit [108]. In der Literatur finden sich keine Angaben zum klinischen Toleranzbereich für das Retentionsvermögen von Schienen, sodass eine Aussage über die klinische Relevanz der signifikanten Ergebnisse schwierig ist und weitere Studien notwendig

sind. Zu bedenken ist allerdings, dass je nach Einsatzgebiet unterschiedliche Anforderungen an das Schienenmaterial gestellt werden. So wird eine geringere Friktion die Funktion einer Knirscherschiene nicht wesentlich beeinflussen. Hierbei steht bei der Materialauswahl die Verschleißfestigkeit im Vordergrund. Hingegen führt eine geringere Friktion in der aktiven Schientherapie zu einer geringeren Kraftausübung und dadurch zu geringerer Wirkung auf die zu therapierenden Zähne [38]. Zu berücksichtigen ist, dass ein wiederholtes Ein- und Ausgliedern der Schienen den Prozess des Retentionsverlustes im Sinne einer Materialermüdung sogar beschleunigen kann [78, 108].

Da die Friktion unter anderem von der Materialstärke abhängig ist [22, 66], ist darauf hinzuweisen, dass in der vorliegenden Studie fast ausschließlich Druckformfolien mit einer Stärke von 2,0 mm (Ausnahme: 1,8 mm - DURASOFT) verwendet wurden. Mit steigender Schichtstärke nimmt das Retentionsvermögen zu [22], weshalb die Auswirkung der Temperaturwechselbelastungen auf die Retention bei Mundschutzmaterialien (bevorzugte Stärke: 4 mm [65, 114]) wahrscheinlich geringer ausfällt als bei 2,0 mm dicken Druckformfolien. Neben den Materialeigenschaften ist die Retention einer Schiene im Patientenmund zusätzlich von deren gingivalem Design [20, 50], von der klinischen Kronenlänge [20] sowie vom Flüssigkeitsfilm zwischen Zahn und Schiene [20, 108] abhängig.

### 8.3.3 Versuch zur Dimensionsstabilität

Um eine Aussage über die Dimensionsstabilität der ausgewählten Druckformfolien treffen zu können, wurden wiederholt Abstände zwischen vier Referenzpunkten auf den Schienen gemessen. Anschließend erfolgte die Berechnung der daraus resultierenden Umfänge, die miteinander verglichen wurden. Statistisch signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) waren nahezu zwischen allen Lagerungsbedingungen (Trockenlagerung, 24 h Wasserlagerung, Thermocycling) sämtlicher Schienen vorzufinden. Diese Ergebnisse widerlegen die Nullhypothese. Eine Ausnahme stellte BIOPLAST ( $p = 0,056$ ) nach der Wasserlagerung im Vergleich zur Trockenlagerung dar. Allerdings wurde auch hier das Signifikanzniveau nur knapp verfehlt.

Die Vermessung der Schienen nach dem Druckformvorgang ergab für den mittleren Umfang materialbedingt eine Variationsbreite von 123,47 mm (Erkolign) bis 125,59 mm

(BIOPLAST; Abb. 32, Tab. 3). *Bohnenkamp* [12] verwies darauf, dass neben der Herstellungstechnik (Druck, Temperatur) auch die Lagerungsbedingungen die Schienendimension beeinflussen. Die Materialien können bereits bei Raumtemperatur Feuchtigkeit aus der Umgebung aufnehmen [93]. Ebenso führt ein nasses Gipsmodell bei der Schienenherstellung zu einer schlechteren Schienenpassung als ein gut getrocknetes Gipsmodell [66, 117], sodass eine 24-stündige Trockenlagerung des Gipsmodells vor der Schienenherstellung empfohlen wird [117]. In der vorliegenden Studie wurden die Gipsmodelle daher erst 24 h nach deren Herstellung mit Druckformfolien versehen. Hierbei muss allerdings erwähnt werden, dass für die Vermessungen nach den verschiedenen Lagerungsbedingungen dieselben Schienen verwendet wurden, wobei das Augenmerk auf die Veränderungen und nicht auf den Ausgangswert gerichtet werden sollte. Bei der Auswertung der Änderung des Umfangs lässt sich nur eine Aussage über den Ausprägungsgrad der Veränderung treffen, da die Richtung in den einzelnen Strecken unberücksichtigt blieb. Ebenso blieben die möglichen Änderungen in den anderen Ebenen unberücksichtigt, sodass eine gemessene Dimensionsänderung in der Horizontalebene das Resultat von Änderungen in mehreren Ebenen nicht ausschließt.

Nach 24 h Lagerung in destilliertem Wasser zeigten fast alle Probekörper eine signifikante Vergrößerung ihres Umfangs im Vergleich zur Trockenlagerung. Gegenüber den trocken gelagerten Proben ergaben sich Änderungen des mittleren Umfangs im Bereich zwischen 0,17 und 0,48 mm (Abb. 39). Die größten Veränderungen traten dabei bei Biolon und IMPRELON S auf, die geringsten bei BIOPLAST und den beiden Verbundfolien. Die offenbar durch Wasseraufnahme bedingte Quellung des Materials bewirkt eine Vergrößerung des mittleren Umfangs, indem die Makromoleküle auseinander gedrängt [9, 47] und die zwischen den Ketten wirkenden Bindekräfte beeinflusst werden [15]. Die Absorption von Wasser ist dabei vom freien Volumen in einem Polymer abhängig, wobei amorphe Kunststoffe ein großes freies Volumen besitzen [9, 93]. Weitere Einflussgrößen sind Temperatur, Zeit und Probendicke [9]. *Ryokawa* et al. [93] stellten in ihrer Untersuchung keinen direkten Zusammenhang zwischen der Wasseraufnahme und der Quellung eines Materials fest. Dies deckt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie. Zwar zeigten die beiden amorphen Kunststoffe Biolon und IMPRELON S die größte Veränderung, hingegen wurden bei den beiden Verbundfolien, ebenfalls aus amorphen Kunststoffen, kleinere

Veränderungen als bei den teilkristallinen Materialien (BIOPLAST, Erkolign) gemessen. Dies scheint eher das Ergebnis des Weichmachereffektes von Wasser zu sein, der eine Freisetzung von Eigenspannungen als Prozess der Entspannung infolge molekularer Beweglichkeit erlaubt [72, 102, 115].

Bei Betrachtung der einzelnen Messstrecken wiesen die beiden teilkristallinen Materialien BIOPLAST (Abb. 33) und Erkolign (Abb. 38) sowie die Verbundfolie Erkoloc-pro (Abb. 35) nach 24 h Wasserlagerung die größte Änderung in der Strecke C-D auf, wohingegen bei den anderen Materialien (Abb. 34, 36, 37) die Strecke A-B am stärksten beeinflusst wurde. Allen Materialien gemein war die geringere Veränderung der sagittalen Strecken im Vergleich zu den transversalen Strecken; dies kann wahrscheinlich durch die geometrische Form der Schiene begründet werden.

*Meck-Theben* [71] stellte in ihrer Untersuchung über das Dimensionsverhalten von Tiefziehschienen ebenfalls eine Vergrößerung der Schienen nach 24 h Wasserlagerung fest. Eingefasste Stecknadeln in der Schiene markierten hierbei die vier festgelegten Referenzpunkte des Umfangs. Die Streckenendpunkte C und D lagen allerdings anders als in der vorliegenden Studie an den Positionen der zweiten statt der ersten Molaren. Die Strecken A-C und B-D wurden nicht vermessen. Des Weiteren wurden in jener Studie zwei Schichtstärken verwendet (1 mm, 2 mm). Beim Vergleich zwischen Trocken- und Wasserlagerung veränderten sich gemittelt die Strecken A-B und C-D bei den 2 mm dicken Folien nicht mehr als um 0,24 mm [71]. In der vorliegenden Studie wurde dieser Wert nicht erreicht, die größte mittlere Streckenänderung lag bei 0,18 mm (Biolon, Strecke A-B, Abb. 34). Alle Schienen in der Studie von *Meck-Theben* [71] wurden allerdings mit Vakuum tiefgezogen. *Waked et al.* [110] stellten in ihren Untersuchungen fest, dass druckgeformte Schienen kleinere Dimensionsänderungen aufwiesen als vakuumgeformte Schienen.

Im Hinblick auf die Schichtstärke wurden in der Studie von *Meck-Theben* [71] bei den 1 mm dicken Folien größere Streckenänderungen nach Wasserlagerung gemessen als bei den 2 mm dicken Folien. Dies deckt sich mit den Beobachtungen von *Zhang et al.* [119], die ebenfalls die größten Dimensionsänderungen bei der dünnsten Folie nach zweiwöchiger Lagerung in künstlichem Speichel feststellten. Die Autoren sahen einen Grund in der inneren molekularen Struktur [119]. Es bleibt aufgrund anders gewählter Versuchsdurchführungen dennoch offen, ob bei dünneren Folien in der vorliegenden Studie ebenfalls größere Dimensionsänderungen aufgetreten wären. Die Studien von

*Meck-Theben* [71] und *Zhang et al.* [119] zeigen jedoch eine Tendenz. Weitere Untersuchungen sind notwendig, auch um zu klären, ob im Umkehrschluss dickere Folien nach Wasserlagerung kleinere Streckenänderungen als 2 mm dicke Folien aufweisen.

Die künstliche Alterung (Thermocycling) bewirkte im Anschluss an 24 h Wasserlagerung außer bei dem Schienenmaterial *Erkoloc-pro* wiederum eine Verkleinerung des Umfangs im Vergleich zur Wasserlagerung (Abb. 32). Bei *BIOPLAST* und *DURASOFT* wurde dabei der mittlere Ausgangswert der trocken gelagerten Schienen sogar unterschritten. Die größte Dimensionsänderung wies dabei *BIOPLAST* auf, wobei sich der mittlere Umfang durch Thermocycling um 1,1 % (= 1,36 mm) reduzierte. Abbildung 40 zeigt die größte ermittelte Dimensionsänderung einer *BIOPLAST*-Schiene, deren Umfang sich nach 1000 Zyklen um 2,60 mm verkleinerte. Die geringsten Veränderungen waren bei den beiden amorphen Materialien *Biolon* (0,13 % = 0,16 mm) und *IMPRELON S* (0,11 % = 0,14 mm) zu finden.

Bei Betrachtung der einzelnen Messstrecken wies die Strecke C-D bei allen Materialien die größte Veränderung auf, wobei die mittlere Änderung der Strecke C-D nach der künstlichen Alterung mit 0,84 mm (= 1,83 %, Abb. 33) bei *BIOPLAST* am größten war. Eine mögliche Erklärung hierfür scheint ebenfalls die geometrische Form der Schiene zu sein. Ob sich daraus eine größere Konsequenz für die Seitenzähne im klinischen Einsatz ergibt, insbesondere wenn die Schienenanwendung nur einen Kiefer betrifft, ist in weiteren Studien zu klären. Bei *Biolon* und *IMPRELON S* wurden die kleinsten Veränderungen der Strecke C-D ermittelt (Abb. 34, Abb. 37). Die mittleren Streckenänderungen lagen zwischen 0,06 mm und 0,07 mm, sodass kein wesentlicher Einfluss auf einen Therapieverlauf zu erwarten ist. Die größte mittlere Streckenänderung der Strecke A-B wurde bei *BIOPLAST* (0,26 mm, Abb. 33) gemessen. Bei den anderen Materialien lag die mittlere Streckenänderung jener Strecke im Bereich zwischen 0,02 mm und 0,07 mm; diese Änderungen haben klinisch eher keine Bedeutung.

In einer Untersuchung von Mundschutzmaterialien aus EVA stellten *Waked et al.* [110] ähnliche Ergebnisse durch das Vermessen von Gipsmodellen fest, die durch Ausgießen der von ihnen geprüften Schienen hergestellt wurden. Die Schienen wurden zuvor einer künstlichen Alterung unterzogen, indem sie 48 h in Wasser (bei 15 °C) gelagert und anschließend 100-mal mit einer weichen Zahnbürste in Seifenwasser (bei 60 °C)

gebürstet wurden. Alle Schienen erfuhren dadurch eine Dimensionsänderung, wobei hauptsächlich eine Verkleinerung der Schienendimension stattfand. In der Gegenüberstellung zeigten die druckgeformten Schienen gegenüber den vakuumgeformten Schienen eine bessere Dimensionsstabilität. Bei Betrachtung der einzelnen Strecken wies die Strecke C-D bei allen Schienen ebenfalls eine größere Veränderung auf als die Strecke A-B. Die Streckenbegrenzungen waren zwar nicht identisch mit denen der vorliegenden Studie, aber sie lagen in etwa derselben Region (Regio 13/23, 16/26). Die größten Änderungen traten in jener Studie in der mittleren Schneidezahnregion auf, wobei diese Änderungen bei den druckgeformten Schienen am kleinsten waren. Die Schienen wiesen in dieser Region negative Werte auf, was darauf hindeutet, dass der druckgeformte Mundschutz in dieser Region nach dem Altern enger wäre. Ähnliche Ergebnisse erhielten *Miura et al.* [72], als sie Mundschutzmaterialien vor und nach 60 h Wasserlagerung vermessen und miteinander verglichen haben. Die größte Dimensionsänderung trat ebenfalls in der mittleren Schneidezahnregion auf. Sie vermuteten, dass die scharfen Inzisalkanten den Dehnungsgrad im anterioren Schienenbereich beim Herstellungsprozess erhöhen, wodurch eine höhere Eigenspannung im Material entsteht, die nach Wasserlagerung durch Entspannung zu einer größeren Verformung führt. Laminierte Folien zeigten bei *Miura et al.* geringere Verformungen in der mittleren Schneidezahnregion, da durch die erste Folienschicht die Inzisalkanten bedeckt wurden und die zweite Folienschicht dadurch einen geringeren Dehnungsgrad im anterioren Bereich aufwies. Zwar wurde dieser Bereich in der vorliegenden Studie nicht vermessen, aber die Ergebnisse von *Miura et al.* [72] legen nahe, dass die Intensität der entstandenen Eigenspannung im Material beim Herstellungsprozess eine große Rolle in Bezug auf die Dimensionsänderung spielt.

Sowohl 24 h Wasserlagerung als auch die künstliche Alterung durch Thermocycling bewirkten bei allen Materialien Dimensionsänderungen, welche die Passform einer Schiene beeinflussen [48, 72, 118]. Laut *Johal et al.* [48] kann eine Vergrößerung aufgrund von Platz zwischen Zahn und Schiene zu einer Zahnbewegung führen. In der Rezidivprophylaxe birgt dies eine Rezidivgefahr. Andersherum besteht auch bei einer Schrumpfung ein erhöhtes Risiko für aktive Zahnbewegungen [48], die ebenfalls bei passiven Schienen nicht erwünscht sind. Dimensionsänderungen können bei aktiver Schienentherapie zu Veränderungen der kieferorthopädischen Kräfte führen [118]. Die Vergrößerung bzw. Verkleinerung des Umfangs in der vorliegenden Studie ist ein



Gesamtergebnis aus den Veränderungen innerhalb der vier Strecken des Umfangs nach den jeweiligen Lagerungsbedingungen. Die Materialien unterschieden sich dabei in der Intensität ihrer Dimensionsänderung.

Die klinische Relevanz von Dimensionsänderungen und mechanischen Eigenschaften ist neben dem Einsatzgebiet auch vor dem Hintergrund der verordneten Tragezeit der aus den verschiedenen Materialien hergestellten Apparaturen zu bewerten. So ist die Verweildauer im Mund bei einem Sportmundschutz in der Regel kürzer als bei einer Retentionsschiene oder aktiven Schiene. Demnach ist der Einfluss auf die untersuchten Parameter bei kürzerer Tragezeit als geringer einzuschätzen.

## 9 Schlussfolgerungen

In dieser Studie wurden die Effekte durch 24 h Wasserlagerung und Thermocycling systematisch untersucht. Wasserlagerung und Thermocycling hatten einen erheblichen Einfluss auf das Dimensionsverhalten. Besonders BIOPLAST zeigte große Veränderungen in der Dimension. Im Allgemeinen lässt sich nach künstlicher Alterung (Thermocycling) eine Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften erkennen. Der Elastizitätsmodul und die Abzugskraft wiesen kleinere Werte im Vergleich zu den trocken gelagerten Prüfkörpern auf, wobei sich dies bei IMPRELON S im Zugversuch nicht signifikant belegen ließ. In Abhängigkeit vom Material veränderten sich die Werte unterschiedlich stark. Als klinische Konsequenz resultiert, dass Veränderungen aufgetreten sind, die den Erfolg einer Therapie beeinflussen können. Allerdings sind diese Veränderungen neben der verordneten Tragezeit auch hinsichtlich des Verwendungszwecks zu bewerten. Bei der Verwendung von BIOPLAST als Sportmundschutz werden die ermittelten Ergebnisse dessen Funktion wahrscheinlich nicht wesentlich beeinflussen. Ebenso verhält es sich bei einer Knirscherschiene, bei der die Verschleißfestigkeit im Vordergrund steht. Laut Untersuchungsergebnissen [30, 84] zeigt PET einen geringeren Verschleiß als PP, sodass BIOLON und Erkoloc-pro für die Verwendung als Knirscherschiene zu empfehlen sind. Aufgrund des erhöhten Retentionsverlustes bzw. der größeren Dimensionsänderung nach künstlicher Alterung eignen sich allerdings BIOPLAST und Erkoloc-pro als Basismaterial für aktive Schienen sowie als Retentionsschienen nur bedingt in der Langzeittherapie. Hierfür scheinen die Materialien Biolon, DURASOFT, Erkolign und IMPRELON S anhand der vorliegenden Ergebnisse geeigneter zu sein. In der Gegenüberstellung der beiden häufig in der Schnarchtherapie eingesetzten Verbundfolien wies DURASOFT geringere Veränderungen der mechanischen Eigenschaften und in der Dimension auf als Erkoloc-pro. Es empfiehlt sich zur Therapiesicherung eine regelmäßige Kontrolle beim Zahnarzt. Risse, Perforationen, Delaminierung bei Verbundfolien und plötzlich auftretende Beschwerden beim Tragen zeigen Veränderungen der Schienenqualität sowie Schienenpassung. In weiteren Studien ist zu untersuchen, zu welchem Zeitpunkt es sinnvoll erscheint, die Schienen je nach Einsatzgebiet durch eine neue auszutauschen. Des Weiteren ist zu klären, ob sich die festgestellten Ergebnisse auf andere Schienenstärken übertragen lassen.

## 10 Literaturverzeichnis

1. Abts G. Kunststoff-Wissen für Einsteiger. München: Carl Hanser Verlag GmbH Co KG; 2014.
2. Ahn HW, Ha HR, Lim HN, Choi S. Effects of aging procedures on the molecular, biochemical, morphological, and mechanical properties of vacuum-formed retainers. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;51:356-366.
3. Amoric M. Efficacy and compliance in treatment of sleep apnea with Herbst mandibular advancement splints (OHA version). *Int Orthod.* 2013;11(2):193-209.
4. Amoric M. Thermoformed Herbst appliance. *J Clin Orthod.* 1995;29(3):173.
5. Andersen CE, Schramm E. The bioplast positioner: a new production method. *J Clin Orthod.* 1976;10(9):692-697.
6. Atack N, Harradine N, Sandy JR, Ireland AJ. Which way forward? Fixed or removable lower retainers. *Angle Orthod.* 2007;77(6):954-959.
7. Babacan H, Doruk C. Essix-based molar distalization appliance. *J Orthod.* 2005;32(4):229-234.
8. Barlin S, Smith R, Reed R, Sandy J, Ireland AJ. A retrospective randomized double-blind comparison study of the effectiveness of Hawley vs vacuum-formed retainers. *Angle Orthod.* 2011;81(3):404-409.
9. Baschek G, Hartwig G, Zahradnik F. Effect of water absorption in polymers at low and high temperatures. *Polymer.* 1999;40(12):3433-3441.
10. Bishop BM, Davies EH, von Fraunhofer JA. Materials for mouth protectors. *J Prosthet Dent.* 1985;53(2):256-261.
11. Blake M, Bibby K. Retention and stability: a review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(3):299-306.
12. Bohnenkamp DM. Dimensional stability of occlusal splints. *J Prosthet Dent.* 1996;75(3):262-268.
13. Bortz J, Schuster C. Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler. Berlin: Springer-Verlag; 2010.
14. Boubakri A, Guermazi N, Elleuch K, Ayedi HF. Study of UV-aging of thermoplastic polyurethane material. *Mater Sci Eng A.* 2010;527(7-8):1649-1654.
15. Boubakri A, Haddar N, Elleuch K, Bienvenu Y. Impact of aging conditions on mechanical properties of thermoplastic polyurethane. *Mater Des.* 2010;31(9):4194-4201.
16. Case CS. Principles of retention in orthodontia. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(4):352-361.
17. Castilla AE, Crowe JJ, Moses JR, Wang M, Ferracane JL, Covell DA, Jr. Measurement and comparison of bracket transfer accuracy of five indirect bonding techniques. *Angle Orthod.* 2014;84(4):607-614.

18. Cerny R, Lloyd D. Dentists' opinions on orthodontic retention appliances. *J Clin Orthod.* 2008;42(7):415-419.
19. Cilil VR, Sapana Varma NK, Gopinath S, Ajith VV. Efficacy of custom made oral appliance for treatment of obstructive sleep apnea. *Contemp Clin Dent.* 2015;6(3):341-347.
20. Cowley DP, Mah J, O'Toole B. The effect of gingival-margin design on the retention of thermoformed aligners. *J Clin Orthod.* 2012;46(11):697-702.
21. Dahlberg G. *Statistical methods for medical and biological students.* London: G. Allen & Unwin Ltd.; 1940.
22. Dasy H, Dasy A, Asatrian G, Rózsa N, Lee HF, Kwak JH. Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention. *Angle Orthod.* 2015;85(6):934-940.
23. Demir A, Babacan H, Nalcaci R, Topcuoglu T. Comparison of retention characteristics of Essix and Hawley retainers. *Korean J Orthod.* 2012;42(5):255-262.
24. Dinçer M, Işık Aslan B. Effects of thermoplastic retainers on occlusal contacts. *Eur J Orthod.* 2010;32(1):6-10.
25. Dosanjh MSK. Efficacy of different retention types post-orthodontic treatment. Master Thesis., University of Connecticut; 2011.
26. Edman Tynelius G, Bondemark L, Lilja-Karlander E. Evaluation of orthodontic treatment after 1 year of retention - a randomized controlled trial. *Eur J Orthod.* 2010;32(5):542-547.
27. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(4):403-412.
28. 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(6):946-951.
29. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
30. Gardner GD, Dunn WJ, Taloumis L. Wear comparison of thermoplastic materials used for orthodontic retainers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(3):294-297.
31. Geary JL, Kinirons MJ. Post thermoforming dimensional changes of ethylene vinyl acetate used in custom-made mouthguards for trauma prevention-a pilot study. *Dent Traumatol.* 2008;24(3):350-355.
32. Gerard Bradley T, Teske L, Eliades G, Zinelis S, Eliades T. Do the mechanical and chemical properties of Invisalign™ appliances change after use? A retrieval analysis. *Eur J Orthod.* 2016;38(1):27-31.
33. Ghazal A, Sorichter S, Jonas I, Rose EC. A randomized prospective long-term study of two oral appliances for sleep apnoea treatment. *J Sleep Res.* 2009;18(3):321-328.

34. Gill DS, Naini FB, Jones A, Tredwin CJ. Part-time versus full-time retainer wear following fixed appliance therapy: a randomized prospective controlled trial. *World J Orthod.* 2007;8(3):300-306.
35. Gould TE, Piland SG, Shin J, Hoyle CE, Nazarenko S. Characterization of mouthguard materials: physical and mechanical properties of commercialized products. *Dent Mater.* 2009;25(6):771-780.
36. Gould TE, Piland SG, Shin J, McNair O, Hoyle CE, Nazarenko S. Characterization of mouthguard materials: thermal properties of commercialized products. *Dent Mater.* 2009;25(12):1593-1602.
37. Gracco A, Mazzoli A, Favoni O, Conti C, Ferraris P, Tosi G, Guarneri MP. Short-term chemical and physical changes in Invisalign appliances. *Aust Orthod J.* 2009;25(1):34-40.
38. 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(1):12.e11-17.
39. Hichens L, Rowland H, Williams A, Hollinghurst S, Ewings P, Clark S, Ireland A, Sandy J. Cost-effectiveness and patient satisfaction: Hawley and vacuum-formed retainers. *Eur J Orthod.* 2007;29(4):372-378.
40. Horowitz SL, Hixon EH. Physiologic recovery following orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1969;55(1):1-4.
41. Huynh N, Manzini C, Rompré PH, Lavigne GJ. Weighing the potential effectiveness of various treatments for sleep bruxism. *J Can Dent Assoc.* 2007;73(8):727-730.
42. 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(6):665-670.
43. İsa-Kara M, Sari F, Emre-Coşkun M, Kuştarci A, Burak-Polat H, Özdemir H, Polat S. Stabilization of autotransplanted teeth using thermoplastic retainers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(3):e369-375.
44. Jäderberg S, Feldmann I, Engström C. Removable thermoplastic appliances as orthodontic retainers - a prospective study of different wear regimens. *Eur J Orthod.* 2012;34(4):475-479.
45. Jagger R, Milward P, Waters M. Properties of an experimental mouthguard material. *Int J Prosthodont.* 2000;13(5):416-419.
46. Jagger RG. Dimensional accuracy of thermoformed polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent.* 1996;76(6):573-575.
47. Janda R. *Kunststoffverbundsysteme Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung.* Weinheim: VCH Verlagsgesellschaft; 1990.
48. Johal A, Sharma NR, McLaughlin K, Zou LF. The reliability of thermoform retainers: a laboratory-based comparative study. *Eur J Orthod.* 2014;37(5):503-507.

49. Johansson A, Omar R, Carlsson GE. Bruxism and prosthetic treatment: a critical review. *J Prosthodont Res.* 2011;55(3):127-136.
50. Jones ML, Mah J, O'Toole BJ. Retention of thermoformed aligners with attachments of various shapes and positions. *J Clin Orthod.* 2009;43(2):113-117.
51. Kahl-Nieke B. Retention, Stabilität, Rezidiv. In: Diedrich P. *Praxis der Zahnheilkunde Kieferorthopädie III.* München, Jena: Elsevier; 2002.
52. Kares H. Kraniomandibuläre Dysfunktionen auf Grundlage der evidenzbasierten Zahnmedizin. *ZWR.* 2010;119(3):80-86.
53. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Oral Surg.* 1945;31(6):297-304.
54. Klasser GD, Greene CS, Lavigne GJ. Oral appliances and the management of sleep bruxism in adults: a century of clinical applications and search for mechanisms. *Int J Prosthodont.* 2010;23(5):453-462.
55. Klisch N. Die Therapie schlafbezogener Atmungsstörungen mit Hilfe eines den Unterkiefer protrudierenden Schienensystems. *Zahnmed Diss., Universität Leipzig;* 2014.
56. Kwon JS, Lee YK, Lim BS, Lim YK. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(2):228-234.
57. Lang G, Alfter G, Göz G, Lang GH. Retention and stability - taking various treatment parameters into account. *J Orofac Orthop.* 2002;63(1):26-41.
58. Langenhan J, Fremder U. Schlafbezogene Atmungsstörungen in der Zahnmedizin. *Quintessenz.* 2009;60(1):81-86.
59. Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil.* 2008;35(7):476-494.
60. Lazić V, Gostović AŠ, Romčević N, Dordević I, Todorović A, Milošević N, Rudolf R. Mechanical properties of the materials for bruxoguards. *Mater Technol.* 2014;48(6):811-816.
61. Lindauer SJ, Shoff RC. Comparison of Essix and Hawley retainers. *J Clin Orthod.* 1998;32(2):95-97.
62. Little RM, Riedel RA, Årtun J. An evaluation of changes in mandibular anterior alignment from 10 to 20 years postretention. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93(5):423-428.
63. Littlewood SJ, Millett DT, Doubleday B, Bearn DR, Worthington HV. Orthodontic retention: a systematic review. *J Orthod.* 2006;33(3):205-212.
64. Lombardo L, Martines E, Mazzanti V, Arreghini A, Mollica F, Siciliani G. Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: a 24-hour in vitro study. *Angle Orthod.* 2017;87(1):11-18.

65. Lunt DR, Mendel DA, Brantley WA, Michael Beck F, Huja S, Schriever SD, Grentzer TH, Alapati SB. Impact energy absorption of three mouthguard materials in three environments. *Dent Traumatol.* 2010;26(1):23-29.
66. Maeda Y, Yonehata Y, Satoh H. Mouthguard retention: is design or accuracy of fit more critical? *Quintessence Int.* 2009;40(5):e13-18.
67. Marcauteanu C, Stoica ET, Bortun C, Negrutiu ML, Sinescu C, Tudor A. Advantages of a polyethylene terephthalate glycol-modified coated with a thermoplastic polyurethane as an occlusal appliance material. *Rev Chim.* 2014;65:734-736.
68. McNamara JA. Fabrication of the acrylic splint Herbst appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;94(1):10-18.
69. McNamara JA, Kramer KL, Juenker JP. Invisible retainers. *J Clin Orthod.* 1985;19(8):570-578.
70. Meade MJ, Millett D. Retention protocols and use of vacuum-formed retainers among specialist orthodontists. *J Orthod.* 2013;40(4):318-325.
71. Meck-Theben K. Untersuchung über das Dimensionsverhalten von Schienen, die im Tiefziehverfahren hergestellt wurden. *Zahnmed Diss., Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn;* 1985.
72. Miura J, Maeda Y, Machi H, Matsuda S. Mouthguards: difference in longitudinal dimensional stability between single- and double-laminated fabrication techniques. *Dent Traumatol.* 2007;23(1):9-13.
73. Miyazawa K, Sakai N, Tsutsui T, Tabuchi M, Goto S. The simplified bite jumping appliance: an improved functional appliance. *Orthod Waves.* 2015;74(1):18-21.
74. Moshkelgosha V, Shomali M, Momeni M. Comparison of wear resistance of Hawley and vacuum formed retainers: an in-vitro study. *J Dent Biomater.* 2016;3(2):248-253.
75. Nahoum H. The vacuum formed dental contour appliance. *NY State Dent J.* 1964;30(9):385 - 390.
76. Okeson JP. The effects of hard and soft occlusal splints on nocturnal bruxism. *J Am Dent Assoc.* 1987;114(6):788-791.
77. Ordelheide A, Bernhardt O. The effectiveness of occlusal splints for the treatment of craniomandibular dysfunctions - an overview of national and international publications. *Die Wirksamkeit von Okklusionsschienen. J CranioMand Func.* 2009;1(4):323-338.
78. Ott A. Prüfung physikalischer und biologischer Kenngrößen von dentalen hart-weichen Verbundschienen. *Zahnmed Diss., Albert-Ludwigs-Universität Freiburg;* 2007.
79. Parker WS. Retention - retainers may be forever. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;95(6):505-513.
80. Pascual AL, Beeman CS, Hicks EP, Bush HM, Mitchell RJ. The essential work of fracture of thermoplastic orthodontic retainer materials. *Angle Orthod.* 2010;80(3):554-561.

81. Ponitz RJ. Invisible retainers. *Am J Orthod.* 1971;59(3):266-272.
82. Pratt MC, Kluemper GT, Lindstrom AF. Patient compliance with orthodontic retainers in the postretention phase. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(2):196-201.
83. Pronych GJ, Sutow EJ, Sykora O. Dimensional stability and dehydration of a thermoplastic polycarbonate-based and two PMMA-based denture resins. *J Oral Rehabil.* 2003;30(12):1157-1161.
84. Raja TA, Littlewood SJ, Munyombwe T, Bubb NL. Wear resistance of four types of vacuum-formed retainer materials: a laboratory study. *Angle Orthod.* 2014;84(4):656-664.
85. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1967;53(10):721-745.
86. Reitan K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod.* 1960;46(12):881-900.
87. Rinchuse DJ, Miles PG, Sheridan JJ. Orthodontic retention and stability: a clinical perspective. *J Clin Orthod.* 2007;41(3):125-132.
88. Rinchuse DJ, Rinchuse DJ. Active tooth movement with Essix-based appliances. *J Clin Orthod.* 1997;31(2):109-112.
89. Rose E. Die Wertigkeit oraler Therapieverfahren zur Behandlung des Schnarchens und der obstruktiven Schlafapnoe. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2002;112(4):359-365.
90. Rose E. Protrusionsapparaturen zur Anwendung beim Schnarchen und schlafbezogenen Atmungsstörungen. *Inf Orthod Kieferorthop.* 2009;41(1):19-22.
91. Rost D, Schwarze CW, Hilgers RD. Materialeigenschaften der Werkstoffe für Positioner - eine In-vitro-Untersuchung. *Fortschr Kieferorthop.* 1993;54(2):71-75.
92. Rowland H, Hichens L, Williams A, Hills D, Killingback N, Ewings P, Clark S, Ireland AJ, Sandy JR. The effectiveness of Hawley and vacuum-formed retainers: a single-center randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(6):730-737.
93. Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. *Orthod Waves.* 2006;65(2):64-72.
94. Sander C, Wiethoff HC, Sander FM. Die kieferorthopädische Behandlung mit thermoplastischen Schienen. *Inf Orthod Kieferorthop.* 2009;41(3):183-188.
95. Sauget E, Covell DA, Jr., Boero RP, Lieber WS. Comparison of occlusal contacts with use of Hawley and clear overlay retainers. *Angle Orthod.* 1997;67(3):223-230.
96. Schuster S, Eliades G, Zinelis S, Eliades T, Bradley TG. Structural conformation and leaching from in vitro aged and retrieved Invisalign appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(6):725-728.
97. Sheridan JJ, Armbruster P. Bleaching teeth during supervised retention. *J Clin Orthod.* 1999;33(6):339-344.



98. Sheridan JJ, LeDoux W, McMinn R. Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *J Clin Orthod.* 1993;27(1):37-45.
99. Sheridan JJ, McMinn R, LeDoux W. Essix thermosealed appliances: various orthodontic uses. *J Clin Orthod.* 1995;29(2):108-113.
100. Sokolowski W, Metcalfe A, Hayashi S, Yahia LH, Raymond J. Medical applications of shape memory polymers. *Biomed Mater.* 2007;2(1):S23-27.
101. Sun J, Yu YC, Liu MY, Chen L, Li HW, Zhang L, Zhou Y, Ao D, Tao R, Lai WL. Survival time comparison between Hawley and clear overlay retainers: a randomized trial. *J Dent Res.* 2011;90(10):1197-1201.
102. Takahashi Y, Hamanaka I, Shimizu H. Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontol Scand.* 2012;70(4):297-302.
103. Thickett E, Power S. A randomized clinical trial of thermoplastic retainer wear. *Eur J Orthod.* 2010;32(1):1-5.
104. Thilander B. Indications for orthodontic treatment in adults. *Eur J Orthod.* 1979;1(4):227-241.
105. Tran D, Cooke MS, Newsome PR. Laboratory evaluation of mouthguard material. *Dent Traumatol.* 2001;17(6):260-265.
106. Türköz Ç, Canigür Bavbek N, Kale Varlik S, Akça G. Influence of thermoplastic retainers on *Streptococcus mutans* and *Lactobacillus* adhesion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(5):598-603.
107. Vanderveken OM, Devolder A, Marklund M, Boudewyns AN, Braem MJ, Okkerse W, Verbraecken JA, Franklin KA, De Backer WA, Van de Heyning PH. Comparison of a custom-made and a thermoplastic oral appliance for the treatment of mild sleep apnea. *Am J Respir Crit Care Med.* 2008;178(2):197-202.
108. Vanderveken OM, Van de Heyning P, Braem MJ. Retention of mandibular advancement devices in the treatment of obstructive sleep apnea: an in vitro pilot study. *Sleep Breath.* 2014;18(2):313-318.
109. Waked EJ, Caputo AA. Thickness and stiffness characteristics of custom-made mouthguard materials. *Quintessence Int.* 2005;36(6):462-466.
110. Waked EJ, Lee TK, Caputo AA. Effects of aging on the dimensional stability of custom-made mouthguards. *Quintessence Int.* 2002;33(9):700-705.
111. Wang F. A new thermoplastic retainer. *J Clin Orthod.* 1997;31(11):754-757.
112. Warunek SP, Sorensen SE, Cunat JJ, Green LJ. Physical and mechanical properties of elastomers in orthodontic positioners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;95(5):388-400.
113. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. The effect on energy absorption of hard inserts in laminated EVA mouthguards. *Aust Dent J.* 2000;45(1):21-23.

114. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. EVA mouthguards: how thick should they be? *Dent Traumatol.* 2002;18(1):24-27.
115. Wong DM, Cheng LY, Chow TW, Clark RK. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):300-304.
116. Yamada J, Maeda Y. Thermoforming process for fabricating oral appliances: influence of heating and pressure application timing on formability. *J Prosthodont.* 2007;16(6):452-456.
117. Yonehata Y, Maeda Y, Machi H, Sakaguchi RL. The influence of working cast residual moisture and temperature on the fit of vacuum-forming athletic mouth guards. *J Prosthet Dent.* 2003;89(1):23-27.
118. Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. *Dent Mater J.* 2011;30(6):954-959.
119. Zhang N, Bai YX, Zhang KY, Ren CC, Zhou JM, Qi P. Study on the thickness-change of different thickness thermoplastic materials after thermoforming and saliva immersion. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2010;28(1):99-101.

# 11 Anhang

## 11.1 Tabellenanhang

Material	Lagerungsbedingung	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Biolon	Trockenlagerung	1461	1425	123	1290	1670
Biolon	Wasserlagerung	1385	1370	74	1320	1550
Biolon	Thermocycling	1352	1345	67	1260	1460
BIOPLAST	Trockenlagerung	20	20	3	16	24
BIOPLAST	Wasserlagerung	18	18	3	14	23
BIOPLAST	Thermocycling	15	14	4	10	23
DURASOFT	Trockenlagerung	926	934	31	882	971
DURASOFT	Wasserlagerung	880	893	37	832	925
DURASOFT	Thermocycling	775	781	61	648	861
Erkolign	Trockenlagerung	1271	1285	76	1150	1360
Erkolign	Wasserlagerung	1262	1285	50	1170	1310
Erkolign	Thermocycling	1163	1180	42	1080	1210
Erkoloc-pro	Trockenlagerung	844	844	27	806	881
Erkoloc-pro	Wasserlagerung	787	787	23	747	835
Erkoloc-pro	Thermocycling	748	738	48	685	817
IMPRELON S	Trockenlagerung	1744	1740	157	1410	1920
IMPRELON S	Wasserlagerung	1717	1715	142	1460	1900
IMPRELON S	Thermocycling	1561	1495	200	1330	1920

**Tab. 4** Elastizitätsmoduln [MPa] der untersuchten Druckformfolien in Abhängigkeit von den Lagerungsbedingungen.

Material	Lagerungsbedingung	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Biolon	Trockenlagerung	102,6	105,0	17,9	75,8	127,0
Biolon	Wasserlagerung	74,2	77,1	10,2	55,5	88,1
Biolon	Thermocycling	71,6	73,5	9,8	54,9	58,0
BIOPLAST	Trockenlagerung	5,2	5,5	1,4	2,5	6,8
BIOPLAST	Wasserlagerung	4,6	4,5	0,8	3,7	6,1
BIOPLAST	Thermocycling	3,5	3,6	0,7	1,9	4,2
DURASOFT	Trockenlagerung	104,4	100,2	13,9	88,7	135,0
DURASOFT	Wasserlagerung	92,6	90,7	14,3	74,5	111,0
DURASOFT	Thermocycling	88,4	86,3	10,5	68,9	102,0
Erkolign	Trockenlagerung	27,7	27,3	3,4	22,8	34,5
Erkolign	Wasserlagerung	25,5	26,1	3,6	19,3	31,9
Erkolign	Thermocycling	23,6	23,7	2,7	18,3	27,4
Erkoloc-pro	Trockenlagerung	74,1	72,2	16,3	50,3	105,0
Erkoloc-pro	Wasserlagerung	41,2	39,8	12,8	21,8	61,7
Erkoloc-pro	Thermocycling	33,6	32,7	11,0	20,6	48,8
IMPRELON S	Trockenlagerung	99,3	101,2	13,1	81,1	115,0
IMPRELON S	Wasserlagerung	91,1	89,4	9,3	79,6	112,0
IMPRELON S	Thermocycling	82,5	85,2	9,4	66,5	93,2

**Tab. 5** Abzugskräfte [N] der untersuchten Druckformfolien in Abhängigkeit von den Lagerungsbedingungen.

Material	Lagerungsbedingung	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Biolon	Trockenlagerung	125,07	125,00	0,22	124,78	125,59
Biolon	Wasserlagerung	125,55	125,51	0,24	125,29	126,05
Biolon	Thermocycling	125,39	125,35	0,27	125,09	125,97
BIOPLAST	Trockenlagerung	125,59	125,56	0,35	125,11	126,30
BIOPLAST	Wasserlagerung	125,77	125,74	0,48	125,08	126,74
BIOPLAST	Thermocycling	124,41	124,58	0,81	122,89	125,32
DURASOFT	Trockenlagerung	124,63	124,63	0,24	124,16	124,93
DURASOFT	Wasserlagerung	124,80	124,81	0,24	124,32	125,11
DURASOFT	Thermocycling	124,57	124,60	0,21	124,15	124,82
Erkolign	Trockenlagerung	123,47	123,47	0,20	123,11	123,80
Erkolign	Wasserlagerung	123,75	123,76	0,16	123,46	123,99
Erkolign	Thermocycling	123,47	123,46	0,16	123,17	123,74
Erkoloc-pro	Trockenlagerung	124,89	124,91	0,30	124,31	125,27
Erkoloc-pro	Wasserlagerung	125,13	125,07	0,26	124,71	125,56
Erkoloc-pro	Thermocycling	125,61	125,60	0,21	125,32	125,92
IMPRELON S	Trockenlagerung	124,49	124,47	0,23	124,09	124,92
IMPRELON S	Wasserlagerung	124,84	124,88	0,21	124,47	125,13
IMPRELON S	Thermocycling	124,70	124,72	0,24	124,19	125,12

**Tab. 6** Umfänge [mm] der untersuchten Druckformfolien in Abhängigkeit von den Lagerungsbedingungen.

## 11.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Durchführung der Untersuchungen im Flussdiagramm.....	24
Abb. 2 Maße der Schulterstäbe für die Zugversuche; die Dicke des Ausgangsmaterials betrug 2,0 mm bzw. 1,8 mm (DURASOFT); Bemaßung in Millimeter. ....	27
Abb. 3 Messingkugel A: obere Kugelhälfte (1) mit Gewinde (roter Punkt), untere Kugelhälfte (2) mit Markierungsrille (2 mm unterhalb des Äquators, rote Pfeile), Druckformfolie (3, Biolon). ....	28
Abb. 4 Schematische Darstellung des Abzugsversuches (Messingkugel B): dreigliedrige Kette (1), Gewindehaken (2), Kugelköppchen (3), obere Kugelhälfte (4) mit Dorn (roter Punkt), untere Kugelhälfte (5) mit Stichellinie (1 mm unterhalb des Äquators, rote Pfeile), Schraubstift (6). ....	29
Abb. 5 Positionierung der Messingkugel A im Druckformgerät (hier: Druformat scan): Messingkugel (1) mit Markierungsrille (2 mm unterhalb des Äquators, rote Pfeile), Silikonwall (2). ....	29
Abb. 6 Kugelköppchen als Prüfkörper für den Abzugsversuch (Material: Biolon): Draufsicht (1), Ansicht von unten (2), seitliche Schrägansicht (3). ....	30
Abb. 7 Modell mit den Vertiefungen an den Positionen 13, 23, 16 und 26 (rote Kreise) sowie der Markierungsrille (rote Pfeile). ....	31
Abb. 8 Mit einem Bindfaden aneinander gebundene Prüfkörper (hier: Schulterstäbe). ....	32
Abb. 9 Schematische Darstellung des Thermocyclers: Pneumatischer Antrieb (1), Probenbehälter (2), thermische Steuereinheit (3), Wasserbehälter (4), Eintauchkühler (5). ....	34
Abb. 10 Fixierung der Prüfkörper an dem Probenbehälter (1, vgl. Abb. 9; 2) über einen Bindfaden (roter Pfeil, vgl. Abb. 8), thermische Steuereinheit (2, vgl. Abb. 9; 3). ....	35
Abb. 11 Schematische Darstellung des Zugversuches in der Universalprüfmaschine Zwick Z010: Spannbacken (1) mit einem Abstand von 22 mm, eingespannter Schulterstab (schwarzer Pfeil). ....	36
Abb. 12 Fotoaufnahme mit anschließender Vermessung (Material = Erkolign). ....	38
Abb. 13 Schematische Darstellung des Aufbaus für die Fotoaufnahmen der Zahnkranzschienen: Digitalkamera (1), Lichtwannen (2), Kunststoffschale (3) zur Schienenfixierung (vgl. Abb. 14), Grundplatte (4), Stativsäule (5), Fernauslöser (6). ....	38
Abb. 14 Kunststoffschale zur Positionierung der Schienen: Kameraobjektiv (1), Referenzmaßstab (2), Schiene (3), Sockelgips (4) mit Impressionen. ....	39
Abb. 15 Beispiel eines von der Prüfsoftware testXpert II erstellten Spannungs-Dehnungs-Diagramms (hier: IMPRELON S, Trockenlagerung). Darstellung aller 10 Messungen dieser Serie. ....	43
Abb. 16 Spannungs-Dehnungs-Diagramme aller untersuchten Materialien nach Trockenlagerung (grün), Wasserlagerung (blau) und Thermocycling (rot); jeder Graph stellt eine Probe des jeweiligen Materials unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen dar. ....	44

Abb. 17 Schulterstäbe während des Zugversuches mit Einschnürzone und Weißfärbung: Biolon (1), DURASOFT (2), IMPRELON S (3).....	45
Abb. 18 Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material IMPRELON S; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer. ....	47
Abb. 19 Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material Biolon; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer. ...	48
Abb. 20 Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material Erkolign; n/Gruppe = 10. ....	49
Abb. 21 Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material DURASOFT; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer. ....	50
Abb. 22 Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material Erkoloc-pro; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer, * = Extremwert. ....	51
Abb. 23 Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Zugversuch bei dem Material BIOPLAST; n/Gruppe = 10. ....	52
Abb. 24 Box-Whisker-Plot-Darstellung des Elastizitätsmoduls [MPa] aller Materialien nach Temperaturwechselbelastung ermittelt im Zugversuch; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer. ....	53
Abb. 25 Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material DURASOFT; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer. ....	54
Abb. 26 Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material Biolon; n/Gruppe = 10.....	55
Abb. 27 Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material IMPRELON S; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer. ....	56
Abb. 28 Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material Erkoloc-pro; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer. ....	57
Abb. 29 Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material Erkolign; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer. ....	58
Abb. 30 Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] unter den verschiedenen Lagerungsbedingungen ermittelt im Abzugsversuch bei dem Material BIOPLAST; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer. ....	59

Abb. 31 Box-Whisker-Plot-Darstellung der Abzugskraft [N] aller Materialien nach Temperaturwechselbelastung ermittelt im Abzugsversuch; n/Gruppe = 10, O = Ausreißer. ....	60
Abb. 32 Mittelwerte des Umfangs [mm] bei allen Materialien nach den verschiedenen Lagerungsbedingungen. ....	62
Abb. 33 Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material BIOPLAST; $\sigma$ = Standardabweichung, blau = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, rot = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling. ....	63
Abb. 34 Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material Biolon; $\sigma$ = Standardabweichung, blau = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, rot = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling. ....	64
Abb. 35 Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material Erkoloc-pro; $\sigma$ = Standardabweichung, blau = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, rot = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling. ....	65
Abb. 36 Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material DURASOFT; $\sigma$ = Standardabweichung, blau = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, rot = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling. ....	66
Abb. 37 Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material IMPRELON S; $\sigma$ = Standardabweichung, blau = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, rot = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling. ....	67
Abb. 38 Mittlere Streckenänderung [mm] innerhalb der einzelnen Messstrecken über den Versuchszeitraum (Lagerungsbedingungen) bei dem Material Erkolign; $\sigma$ = Standardabweichung, blau = Differenz zwischen Trocken- und Wasserlagerung, rot = Differenz zwischen Wasserlagerung und Thermocycling. ....	68
Abb. 39 Differenz [mm] der mittleren Umfänge zwischen den verschiedenen Lagerungsbedingungen aller Materialien. ....	69
Abb. 40 Überlagerung zweier Fotos vom Material BIOPLAST zur Visualisierung der Dimensionsänderung: Wasserlagerung (blau), Thermocycling (rot). ....	70



### 11.3 Tabellenverzeichnis

Tab. 1 Mittelwerte $\pm$ Standardabweichungen der Elastizitätsmoduln [MPa] im Zugversuch.....	46
Tab. 2 Mittelwerte $\pm$ Standardabweichungen der Abzugskraft [N] im Abzugsversuch. ....	54
Tab. 3 Mittelwerte $\pm$ Standardabweichungen des Umfangs [mm] (vgl. Abb. 12).....	61
Tab. 4 Elastizitätsmoduln [MPa] der untersuchten Druckformfolien in Abhängigkeit von den Lagerungsbedingungen. ....	103
Tab. 5 Abzugskräfte [N] der untersuchten Druckformfolien in Abhängigkeit von den Lagerungsbedingungen. ....	104
Tab. 6 Umfänge [mm] der untersuchten Druckformfolien in Abhängigkeit von den Lagerungsbedingungen. ....	105

## 11.4 Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
Abb.	Abbildung
ANOVA	Analysis of variance (Varianzanalyse)
cm	Zentimeter
dest.	destillata
DIN	Deutsches Institut für Normung e.V.
EN	Europäische Norm
et al.	und andere (Autoren)
EVA	Ethylen-Vinylacetat-Copolymerisat
Fa.	Firma
h	Stunde
ISO	International Standards Organization
kN	Kilonewton
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
N	Newton
Nr.	Nummer
PC	Polycarbonat
PE	Polyethylen
PET(G)	Polyethylenterephthalat (glycolmodifiziert)
PMMA	Polymethylmethacrylat
PP	Polypropylen
PU	Polyurethan
s	Sekunde
s.o.	siehe oben
Tab.	Tabelle
TPU	thermoplastisches Polyurethan
vgl.	vergleiche
vs.	versus

## 11.5 Liste der verwendeten Materialien

Produktname	Hersteller ( <i>Chargen-/Seriennummer</i> )
AxioVision V4.8.2.0	Fa. Carl Zeiss Microlmaging GmbH, Jena
Bildschirm Flatron L246WHX 24"	Fa. LG Electronics Deutschland GmbH, Ratingen
Biolon	Fa. Dreve Dentamid GmbH, Unna (3719802)
BIOPLAST®	Fa. SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn (2509A)
BIOSTAR®	Fa. SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn
BIOSTAR®-Trockenschrank	Fa. SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn
Brutschrank Typ B 6060	Fa. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau (9107659)
Copylizer eVision exe.cutive	Fa. Kaiser Fototechnik GmbH & Co. KG, Buchen
Diamant Trennscheibe Ø 28 mm	Fa. SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn
Digitalkamera EOS 5D	Fa. Canon Deutschland GmbH, Krefeld
DIMO®-Scheiben, mittlere Körnung	Fa. SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn
Drufomat scan	Fa. Dreve Dentamid GmbH, Unna
DURASOFT®	Fa. SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn (2009A)
Einmalskalpell Nr. 15	Fa. FEATHER® Safety Razor Co. Ltd., Osaka, Japan
Erkolign	Fa. ERKODENT® Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler (10473)
Erkoloc-pro	Fa. ERKODENT® Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler (10592)
ERKOPRESS ES-200 E	Fa. ERKODENT® Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler
Fegura® Sil hydro spezial II	Fa. Feguramed GmbH, Buchen
Hartmetallfräse	Fa. Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo
IMPRELON® S	Fa. SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn (1809A)
Isolat film	Fa. Dreve Dentamid GmbH, Unna
kugelförmiger Rosenbohrer	Fa. Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo
LISKO-Polierscheiben, fein	Fa. ERKODENT® Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler
Messtaster	Fa. Mahr GmbH, Göttingen
Oberkiefermodell (Gips-Typ II)	Fa. SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn
OCTA-DUR, Typ III	Fa. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau (3651942)
Provil® novo	Fa. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau
Sockel-plaster® 140	Fa. Dentona AG, Dortmund
Spindelpresse RAS 300/20	Eigenbau von Hr. Golz, Sindelfingen
SPSS® 24, Windows®	Fa. IBM® Deutschland GmbH, Ehningen
testXpert®II V3.2	Fa. Zwick GmbH & Co. KG, Ulm
Thermocycler	Eigenbau des Institutes für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Charité Universitätsmedizin, Berlin
Universalprüfmaschine Zwick Z010	Fa. Zwick GmbH & Co. KG, Ulm (DO490198)
Waxit®	Fa. DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang

## 11.6 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Doreen Hiller, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: "Elastizität und Dimensionsstabilität von Druckformfolien vor und nach Temperaturwechselbelastung" selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -[www.icmje.org](http://www.icmje.org)) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o.) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o.) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

---

Berlin,

Doreen Hiller

### 11.6.1 Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Doreen Hiller hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: Gittner R, **Hiller D**, Fischer S, Müller-Hartwich R, Engel S, Jost-Brinkmann PG. Einfluss künstlicher Alterung durch Thermocycling auf die Elastizität von Druckformfolien. Poster bei der 84. Wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie. Dresden; 21.-25.09.2011.

Beitrag im Einzelnen: selbstständige Durchführung aller Experimente; selbstständige statistische Auswertung der Studiendaten; selbstständige Textformulierung mit Korrekturhilfe durch den Betreuer; dargestellt sind u.a. Ergebnisse, die in dieser Arbeit enthalten sind.

Publikation 2: Nasiri S, **Hiller D**, Fischer S, Engel S, Jost-Brinkmann PG. Einfluss künstlicher Alterung durch Thermocycling auf das Retentionsvermögen von Druckformfolien. Poster bei der 85. Wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie. Stuttgart; 26.-29.09.2012.

Beitrag im Einzelnen: selbstständige Durchführung aller Experimente; selbstständige statistische Auswertung der Studiendaten; selbstständige Textformulierung mit Korrekturhilfe durch den Betreuer; dargestellt sind u.a. Ergebnisse, die in dieser Arbeit enthalten sind.

Publikation 3: **Hiller D**, Engel S, Jost-Brinkmann PG, Fischer S. Elastizität und Dimensionsstabilität von Druckformfolien vor und nach Temperaturwechselbelastung. Kieferorthopädie 2018;32(1):17-28.

Beitrag im Einzelnen: selbstständige Literaturrecherche; Konzeption der Studie und Entwicklung aller Experimente gemeinsam mit Betreuer und Frau Fischer; selbstständige Durchführung aller zugrundeliegenden Experimente zur Ermittlung möglicher Änderungen von mechanischen und geometrischen Eigenschaften nach verschiedenen Lagerungsbedingungen; selbstständige Datenerhebung sowie Interpretation der Daten; selbstständige statistische Auswertung der Studiendaten; selbstständiges Verfassen des Manuskripts sowie Erstellen der Abbildungen mit Korrekturhilfe durch den Betreuer; dargestellt sind u.a. Ergebnisse und Abbildungen, die in dieser Arbeit enthalten sind.

---

Berlin,

Doreen Hiller

## **11.7 Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

## 11.8 Publikationsliste

### Publikation

1. **Hiller D**, Engel S, Jost-Brinkmann PG, Fischer S. Elastizität und Dimensionsstabilität von Druckformfolien vor und nach Temperaturwechselbelastung. Kieferorthopädie 2018;32(1):17-28.

### Poster-Demonstrationen

1. Gittner R, **Hiller D**, Fischer S, Müller-Hartwich R, Engel S, Jost-Brinkmann PG. Einfluss künstlicher Alterung durch Thermocycling auf die Elastizität von Druckformfolien. Poster bei der 84. Wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie. Dresden; 21.-25.09.2011.
2. Nasiri S, **Hiller D**, Fischer S, Engel S, Jost-Brinkmann PG. Einfluss künstlicher Alterung durch Thermocycling auf das Retentionsvermögen von Druckformfolien. Poster bei der 85. Wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie. Stuttgart; 26.-29.09.2012.



## 11.9 Danksagung

Zu allererst möchte ich mich recht herzlich bei meinem Doktorvater Prof. Dr. P.-G. Jost-Brinkmann für das Überlassen des Dissertationsthemas sowie für seine Geduld bei der Durchführung und Vollendung dieser Arbeit bedanken. Insbesondere seine wertvollen Anregungen und seine ständige Bereitschaft zur Klärung auftretender Fragen waren mir stets eine große Unterstützung.

Den Firmen SCHEU-DENTAL GmbH, ERKODENT Erich Kopp GmbH und Dreve Dentamid GmbH danke ich für die zur Verfügung gestellten Materialien und Geräte.

Für ihre hilfsbereite Unterstützung bei der Herstellung der Proben und Durchführung der Versuche möchte ich mich an dieser Stelle ebenfalls bei folgenden Personen bedanken: Prof. Dr. W.-D. Müller, C. Schöpf, Dr. A. Ott, S. Golz, D. Bräuer, M. Thomas-Beyer und R. Hoey. Bedanken möchte ich mich aber auch bei Nicola M. für ihre grafische Unterstützung.

Ein großer Dank gilt ebenfalls meiner Familie und Freunden, die mich nicht nur jeweils tatkräftig unterstützt haben, sondern mich stets aufbauten und für die erforderliche Abwechslung sorgten. Besonders Sarah F. möchte ich für die unvergessliche Zeit unserer Zusammenarbeit danken.