

J. Kratzenstein<sup>1</sup>, B. Wöstmann<sup>2</sup>

# Werkstoffkundliche Untersuchung zur bleibenden Deformation nach Dehnung von Typ-3 Abformwerkstoffen



J. Kratzenstein

*Material scientific analysis of permanent deformation after stretching of elastomeric impression materials*

**Einführung:** Ziel dieser Arbeit war es, klinisch relevante Einflussfaktoren auf die bleibende Deformation nach Dehnung von Typ-3 Abformmaterialien zu untersuchen.

**Material und Methode:** Es wurden 3 Materialien, ein Polyether- und 2 Hybridabformmaterialien untersucht (EXA'lence Light, Identium Light, Impregum Garant L DuoSoft). Die Abformmaterialien wurden in eine Edelstahl-Prüfkörperform eingebracht und bei 37°C in einem Wasserbad ausgehärtet. Die Dehnung der Prüfkörper mit einer Universal-Prüfmaschine (Typ1454, Zwick/Roell, Ulm) schloss sich an. Die Einflussfaktoren Dehnlänge, Dehngeschwindigkeit und Verweildauer der Prüfkörper im Wasserbad wurden variiert. Nach der Dehnung wurden die Prüfkörper an 3 verschiedenen Zeitpunkten mithilfe eines Messmakroskops vermessen und die bleibende Deformation bestimmt.

**Ergebnisse:** Bei allen Materialien konnte eine signifikante Verringerung der bleibenden Deformation durch Verlängerung der Wasserbadverweildauer festgestellt werden. Bei 2 Materialien (EXA'lence Light, Impregum Garant L DuoSoft) kann die resultierende Verringerung als klinisch relevant angesehen werden, das dritte Material (Identium Light) wies durchweg sehr niedrige bleibende Deformationen auf. Höhere Dehnlängen ergaben höhere bleibende Deformationen. Die Dehngeschwindigkeit zeigte in manchen Prüfgruppen einen signifikanten Einfluss, dieser war jedoch in keinem Fall von klinischer Relevanz.

**Schlussfolgerung:** Bei manchen Materialien kann eine Verlängerung der Mundverweildauer, mit dem Ziel der Verringerung der bleibenden Deformation, als empfehlenswert angesehen werden.

(Dtsch Zahnärztl Z 2013, 68: 296–302)

*Schlüsselwörter: bleibende Deformation, Zugverformung, Verlängerung der Mundverweildauer, Polyether, Hybrid-Abformmaterial*

**Introduction:** It was the aim of this study to investigate clinically relevant influencing factors on permanent deformation after stretching of elastomeric impression materials.

**Material and Methods:** One polyether and 2 hybrid polyether siloxane light body impression materials were analyzed (EXA'lence Light, Identium Light, Impregum Garant L DuoSoft). To prepare specimens a stainless steel mold was used. After the manufacturer's suggested setting time or longer they were removed from water storage (37°C). Stretching was performed using a universal testing machine (Typ1454, Zwick/Roell, Ulm). Tensile strain and strain rate were varied. Permanent deformation was determined at 3 points of time using a travelling microscope.

**Results:** All materials showed significantly lower permanent deformation through extending the manufacturer's setting time. In the case of 2 impression materials these changes were clinically relevant (EXA'lence Light, Impregum Garant L DuoSoft). The other material showed uniformly very low permanent deformation (Identium Light). Higher tensile strains resulted in higher permanent deformation. Strain rate showed some significant influence which on no account was of clinical relevance.

**Conclusions:** On some materials an extension of the intraoral setting time seems to be beneficiary with the aim of minimizing the permanent deformation after stretching.

*Keywords: permanent deformation, tensile strain, extension of the intraoral setting time, polyether, hybrid polyether siloxane*

<sup>1</sup> Esslinger Str. 40, 70182 Stuttgart

<sup>2</sup> Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Giessen (Direktor Prof. Dr. Bernd Wöstmann)

**Peer-reviewed article:** eingereicht: 10.06.2012, revidierte Fassung akzeptiert: 29.01.2013

**DOI** 10.3238/dzz.2013.0296-0302

Material	Hersteller	Typ	Charge	HEMVD <sup>1</sup>
EXA'lence Light	GC, Leuven (Belgien)	Hybrid PE/VPS	1005201	3:00 min
Identium Light	Kettenbach, Eschenburg	Hybrid PE/VPS	90041	3:30 min
Impregum Garant L DuoSoft	3M ESPE, Neuss	Polyether	405992	3:30 min

**Tabelle 1** Geprüfte Materialien. <sup>1</sup> HEMVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer.

**Table 1** Tested materials. <sup>1</sup> HEMVD = Manufacturer's suggested setting time.

## 1 Einleitung

Viele Arten von Zahnersatz erfordern eine Präzisionsabformung, um die Situation im Mund des Patienten dimensionsgetreu und mit sehr hoher Detailwiedergabe darzustellen. Die Dimensionsgenauigkeit und Detailwiedergabe der Abformung bestimmen ihre Qualität und werden vom Abformmaterial, von der Abformtechnik, vom Abformlöffel und von situationsbezogenen Faktoren, z.B. einer Entzündung des Parodontiums oder der Lage der Präparationsgrenze beeinflusst [1, 4].

Meistens werden elastomere Abformmaterialien, hauptsächlich Silikone oder Polyether, aufgrund ihrer sehr guten chemischen und physikalischen Eigenschaften verwendet [1]. Zusätzlich stehen seit einiger Zeit Hybrid-Abformmaterialien zur Verfügung, welche aus Komponenten von Silikon- und Polyetherabformmaterialien bestehen. Diese kennzeichnen sich vor allem durch die im Vergleich zu Silikonen sehr gute Hydrophilie bei sonst vergleichbarer, guter Detailwiedergabe und Dimensionstreuung [2, 5, 10, 15, 17].

Bei den gängigen Abformtechniken der Präzisionsabformung (z.B. Korrekturabformung oder Doppelmisch-Abformung) werden eine niedrige und eine hohe Konsistenz eines Abformmaterials verwendet. Das niedrig konsistente Material unterliegt aus verfahrenstechnischen Gründen den größten Zug- und/oder Druckbelastungen bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten, und zeigt somit am wahrscheinlichsten eine bleibende Deformation [3]. Eine bleibende

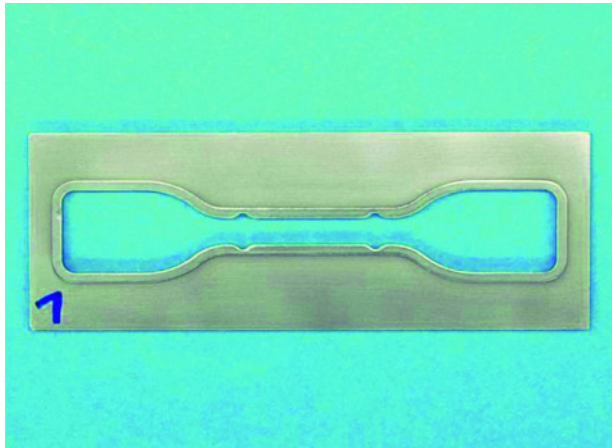
Deformation tritt aufgrund der viskoelastischen Eigenschaften der Abformmaterialien auf [1]. Viskoelastisch bedeutet, dass die Materialien teilweise elastisches und teilweise viskoses Verhalten zeigen, sich folglich nach einer Deformation nicht vollständig zurückstellen können. Das Rückstellvermögen beeinflusst die erreichbare Passgenauigkeit von laborgefertigtem Zahnersatz signifikant [14]. Das Rückstellvermögen eines Abformmaterials wird von seiner chemischen Zusammensetzung, von dem Ausmaß und der Dauer der Deformation, von dem Polymerisationsgrad und der betroffenen Schichtdicke beeinflusst [1, 11, 14]. Durch Verlängerung der Mundverweildauer kann ein höherer Polymerisationsgrad erzielt werden, dadurch werden die elastischen Eigenschaften des Materials verbessert und damit folglich auch das Rückstellvermögen [1, 3, 11]. Es existieren Hinweise, dass eine Verkürzung der Mundverweildauer die bleibende Deformation erhöhen kann [11].

Nach den Vorgaben der DIN ISO 4823 wird die bleibende Deformation bei elastomeren Abformmaterialien durch einen Kompressionstest untersucht [7]. Eine Vorgabe über die Untersuchung der bleibenden Deformation nach Zugbelastung existiert bisher nicht [13]. Über eine Korrelation der bleibenden Deformation nach Kompression und der bleibenden Deformation nach Zugbelastung bestehen unterschiedliche Ansichten, es wurden sowohl Korrelationen als auch gegenteilige Ergebnisse gefunden [13, 14]. Die bleibende Deformation nach Zug-

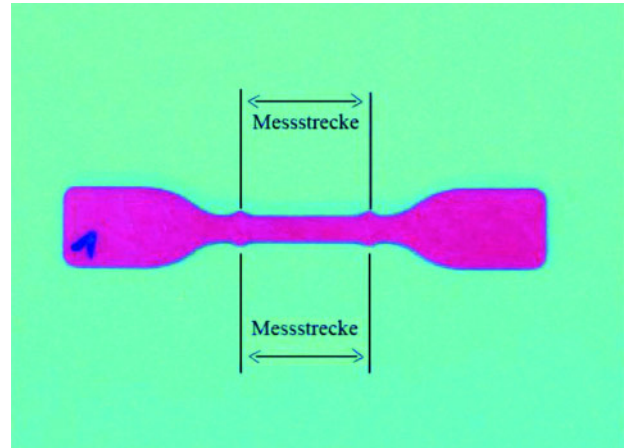
belastung wird vor allem bei niedrig konsistenten Abformmaterialien als klinisch relevant angesehen, da diese bei der klinischen Anwendung einer starken Dehnung ausgesetzt sein können [3, 13].

Die bleibende Deformation nach Zugbelastung von elastomeren Abformmaterialien wurde, mit einem vergleichbaren Versuchsaufbau, bereits in 2 anderen Studien untersucht [3, 13]. In der Studie von Lawson et al. [13] wurden Silikon- und Hybrid-Abformmaterialien untersucht, es wurden bleibende Deformationen von 0,00–2,28 % gemessen. In der Studie von Balkenhol et al. [3] wurden Silikon-, Hybrid-, und Polyether-Abformmaterialien untersucht. Es wurden bleibende Deformationen von 0,00–6,23% gemessen, eine Verlängerung der Mundverweildauer bewirkte bei manchen Materialien eine Reduktion der bleibenden Deformation.

Ziel dieser Untersuchung war es, die Auswirkungen von mehreren Verlängerungen der Mundverweildauer, unter Variieren der Dehnlänge und der Dehngeschwindigkeit, auf die bleibende Deformation von den beiden aktuell erhältlichen Hybrid-Abformmaterialien im Vergleich zu einem Polyether zu analysieren. Dabei soll die folgende Nullhypothese getestet werden: die bleibende Deformation von Typ 3-Abformmaterialien auf Polyether- bzw. Hybrid Polyether/Vinylpolysiloxan-Basis wird nicht durch (1) die Polymerisationszeit bei 37°C vor der Dehnung (Wasserbadverweildauer), (2) die Dehnlänge, (3) die Dehngeschwindigkeit beeinflusst.



**Abbildung 1** Prüfkörperform mit Beschriftung.  
**Figure 1** Specimen mold with labeling.



**Abbildung 2** Beschrifteter Prüfkörper mit 2 Messstrecken.  
**Figure 2** Labeled specimen with 2 measurement sections.

## 2 Material und Methode

Es wurden 3 Abformmaterialien vom Typ-3 untersucht (Tab. 1). Bei allen Materialien wurden die Standardversionen verwendet, teilweise sind schneller abbindende oder extra niedrig konsistente Abwandlungen verfügbar.

Alle Versuche wurden in Laborräumen bei einer Temperatur von  $23 \pm 1^\circ\text{C}$  und einer relativen Luftfeuchtigkeit  $50 \pm 10\%$  durchgeführt. Alle Materialien wurden nach Herstellerangaben verarbeitet.

### 2.1 Prüfkörperherstellung

Zur Herstellung der Prüfkörper wurden 3 identische Prüfkörperformen aus Edelstahl verwendet (Abb. 1). Jede Längsseite wies 2 halbkreisförmige Markierungen im Abstand von 20 mm auf, welche als Messstrecken dienten, siehe Abbildung 2.

Die Abformmasse wurde nach Einbringen in die Prüfkörperform zwischen 2 Polyesterfolien (Hostaphan RN 50, Pütz, Taunusstein) und 2 Glasplatten plangepresst. Mit handelsüblichen Leimklemmen erfolgte die Fixierung der Glasplatten. Exakt 30 s nach Mischbeginn wurde die Form in ein Wasserbad (Julabo Labortechnik GmbH, Seelbach) bei  $37^\circ\text{C}$  gegeben und für die vom Hersteller vorgeschriebene Mundverweildauer oder länger darin belassen. Nach der Entnahme aus dem Wasserbad erfolgte die Entgratung der Prüfkörper mit einem Skalpell (No. 21, Feather Safety Razor Co, Osaka, Japan). Eine Beschrif-

tung der Prüfkörper wurde analog zu den Prüfkörperformen mit einem wasserfesten Folienstift im linken unteren Bereich vorgenommen, dann folgte die Entnahme der Prüfkörper aus der Form. Für eine Prüfgruppe wurden 10 Prüfkörper hergestellt.

### 2.2 Dehnung der Prüfkörper

Die Prüfkörper wurden exakt 1:45 min nach der Entnahme aus dem Wasserbad mit einer Universal-Prüfmaschine (Typ1454, Zwick/Roell, Ulm) gedehnt. Hierzu wurden die Prüfkörper an den breiteren Enden mithilfe von 2 Klemmen spannungsfrei in der Prüfmaschine fixiert. Die Dehnung erfolgte in Längsrichtung der Prüfkörper.

### 2.3 Vermessen der Prüfkörper

Die Vermessung der Prüfkörper und der Prüfkörperformen wurde mit einem Mess-Makroskop (M420, Leica, Bensheim) an 3 unterschiedlichen Zeitpunkten (1 h/4 h/24 h) durchgeführt. Die bleibende Deformation wurde durch Subtraktion der Messwerte der nicht gedehnten Kontrollkörper von den Messwerten der gedehnten Prüfkörper errechnet.

### 2.4 Untersuchte Einflussfaktoren

Zur Untersuchung der Einflussfaktoren auf das Prüfergebnis wurden die Lagerzeit im Wasserbad, das Ausmaß der Dehnung (Dehnlänge) und die Dehngeschwindigkeit variiert, siehe Tabelle 2.

### 2.5 Statistische Auswertung

Mithilfe der mehrfaktoriellen Varianzanalyse wurden bei jedem Material die Einflussfaktoren auf die bleibende Deformation untersucht.

## 3 Ergebnisse

Die unterschiedlichen Dehngeschwindigkeiten wirkten sich in einigen Vergleichen signifikant auf die bleibende Deformation aus. In den entsprechenden Prüfgruppen wurden geringere bleibende Deformationen für die schnellere Dehngeschwindigkeit gefunden. Die Werte der Messungen in den einzelnen Prüfgruppen im zeitlichen Verlauf (3 Messzeitpunkte) waren sehr wenig unterschiedlich, eine statistische Auswertung erfolgte nicht.

Die von diesen beiden Einflussfaktoren erzeugten Effekte waren quantitativ gering. Beispielhaft werden die Messwerte der Prüfgruppen abgebildet, bei denen die höchsten Auswirkungen gefunden wurden (Tab. 3, Tab. 4.). Tabelle 3 zeigt die lineare prozentuale bleibende Deformation in Abhängigkeit der unterschiedlichen Dehngeschwindigkeiten (60 % Dehnlänge, Wasserbadverweildauer laut Herstellerangaben, Messzeitpunkt 24 h nach Dehnung). Tabelle 4 zeigt die lineare prozentuale bleibende Deformation in Abhängigkeit der unterschiedlichen Messzeitpunkte (60 % Dehnlänge, 100 mm/min Dehngeschwindigkeit, Wasserbadverweildauer laut Herstellerangaben).

Prüfteil	Einflussfaktor	Geprüfte Werte
Herstellung der Prüfkörper	Dauer der Polymerisation [min] im 37°C Wasserbad	HEMVD <sup>1</sup> , HEMVD+2min, HEMVD+4min, HEMVD+10min
Dehnung der Prüfkörper	Dehnlänge [%]	15, 30, 60
	Dehngeschwindigkeit (mm/min)	100, 400

**Tabelle 2** Geprüfte Werte der Einflussfaktoren. <sup>2</sup> HEMVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer.

**Table 2** Tested data of the influencing factors. <sup>2</sup> HEMVD = Manufacturer's suggested setting time.

Dehngeschwindigkeit	EXA'lence Light	Identium Light	Impregum Garant L Duo Soft
100 mm/min	2,594 ± 0,317	0,412 ± 0,048	3,340 ± 0,401
400 mm/min	1,800 ± 0,277	0,411 ± 0,080	2,874 ± 0,365
Signifikanz (2-seitig)	P < 0,05 (P = 0,000)	P > 0,05 (P = 0,996)	P < 0,05 (P = 0,014)

**Tabelle 3** Bleibende Deformation in Abhängigkeit der Dehngeschwindigkeit [%lin ± SD].

**Table 3** Permanent Deformation as a function of strain rate [%lin ± SD].

Messzeitpunkt	EXA'lence Light	Identium Light	Impregum Garant L Duo Soft
1 Stunde nach Dehnung	2,625 ± 0,311	0,498 ± 0,043	3,374 ± 0,384
4 Stunden nach Dehnung	2,641 ± 0,313	0,466 ± 0,043	3,328 ± 0,395
24 Stunden nach Dehnung	2,594 ± 0,317	0,412 ± 0,048	3,340 ± 0,401

**Tabelle 4** Bleibende Deformation in Abhängigkeit der Messzeitpunkte [%lin ± SD].

**Table 4** Permanent Deformation as a function of measurement time points [%lin ± SD].

Höhere Dehnlängen ergaben bei allen Materialien höhere Werte für die bleibende Deformation ( $P < .001$  bei allen Vergleichen)

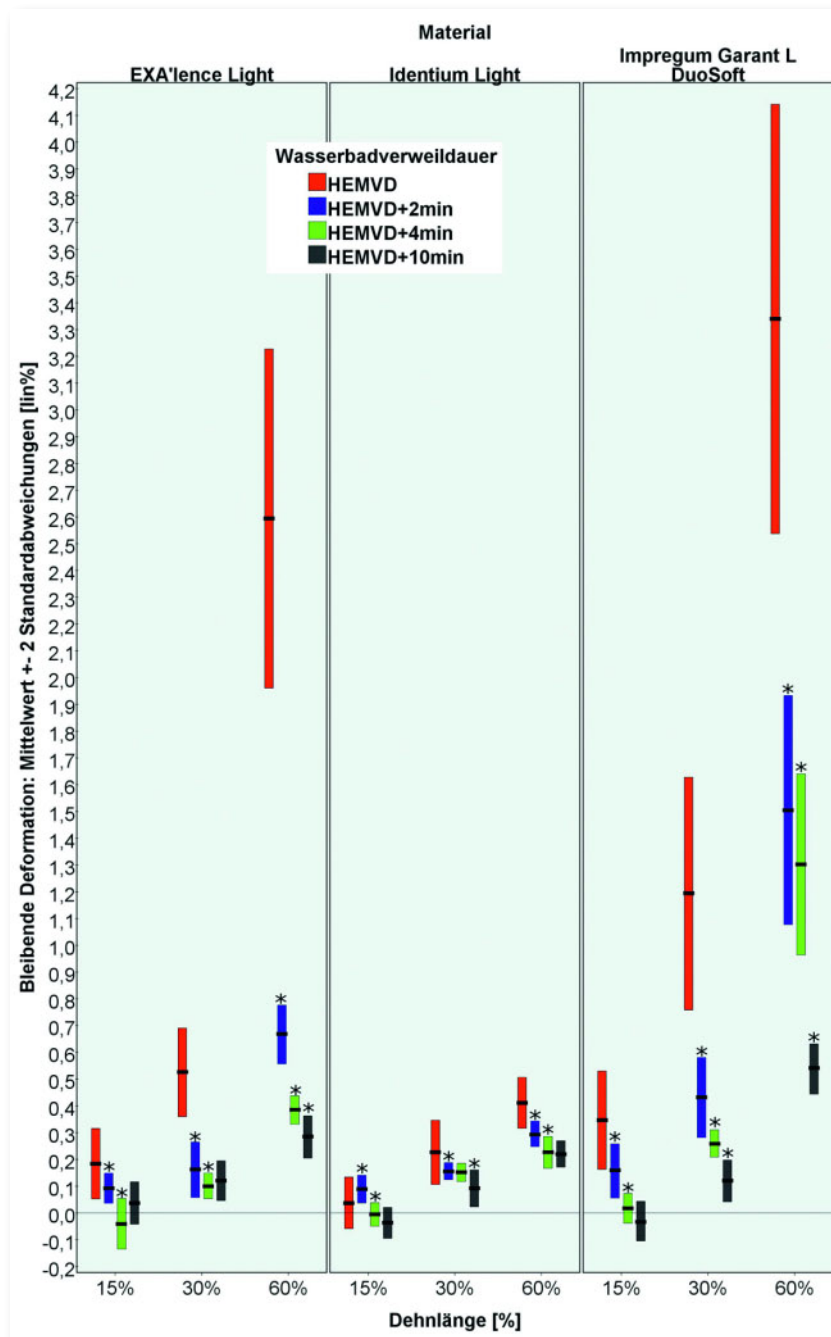
Durch die mehrfachen Verlängerungen der Wasserbadverweildauer wurden die Werte für die bleibende Deformation um 28–92 % im Vergleich zur

Verarbeitung laut Herstellerangaben verringert.

Die prozentuale lineare bleibende Deformation wird in der Abbildung 3 als Mittelwert ± 2 Standardabweichungen in Abhängigkeit der Dehnlänge und der Wasserbadverweildauer dargestellt. Mit einem Stern wurden die Prüfgruppen

markiert, die einen signifikanten Unterschied zu der entsprechenden Prüfgruppe mit der kürzeren Wasserbadverweildauer aufwiesen ( $P < .05$ ).

Insgesamt war die Erklärungskraft des statistischen Modells sehr hoch. Die Varianz der gemessenen Werte konnte zu 92,0–97,6 % durch die ge-



**Abbildung 3** Bleibende Deformation [%lin] in Abhängigkeit von Dehnlänge [% der Ausgangslänge] und der Wasserbadverweildauer [min] (HEMVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer).

**Figure 3** Permanent deformation [%lin] as a function of tensile strain [% of original length] and time of water storage [min] (HEMVD = manufacturer's suggested setting time).

(Abb. 1–3, Tab. 1–4: J. Kratzenstein)

prüften Einflussfaktoren erklärt werden.

Die Ergebnisse unterstützen eine Ablehnung des ersten und des zweiten Teils der Nullhypothese, bzw. eine teilweise Ablehnung des dritten Teils der Nullhypothese. Letzteres, da die Dehngeschwindigkeit die bleibende Deforma-

tion nur in manchen Prüfgruppen signifikant beeinflusste.

#### 4 Diskussion

Das Ziel dieser Studie war es, die klinisch relevanten Einflussfaktoren auf die blei-

bende Deformation nach Dehnung von Typ-3 Abformmaterialien auf Polyether- bzw. Hybrid-Polyether/Vinylpolysiloxan-Basis zu untersuchen.

Die hohe Erklärungskraft des statistischen Modells besagte, dass alle bedeutsamen Einflussfaktoren berücksichtigt wurden. Der eigentliche Prüfaufbau (Universalprüfmaschine und Messmakroskop) lieferte reproduzierbare Messwerte mit geringen Varianzen. Somit kann die angewandte Methodik als ausreichend präzise zur In-vitro-Untersuchung der bleibenden Deformation angesehen werden.

Aus einer Studie von *Balkenhol et al.* existiert der Hinweis, dass die Verlängerung der Mundverweildauer bei Polyether- und Hybridabformmaterialien die bleibende Deformation nach Dehnung verringern kann [3]. Bei manchen A-Silikonem war dies ebenso der Fall, aber nicht in klinisch relevanten Dimensionen. Um zu diesen Erkenntnissen zu gelangen, wurde in einem vergleichbaren Versuchsaufbau die Wasserbadverweildauer entsprechend der von den Herstellern empfohlenen Mundverweildauer und eine längere Zeit untersucht [3]. Diese längere Zeit betrug pauschal 5 min für alle untersuchten Materialien. In der genannten Studie wurden schnell abbindende Versionen der Abformmaterialien verwendet. Das untersuchte Hybridabformmaterial ist aktuell nicht mehr erhältlich.

Vor dem beschriebenen Hintergrund wurden für diese Studie aktuell erhältliche Hybridabformmaterialien und ein Polyetherabformmaterial gewählt. Die Wasserbadverweildauer wurde mehrfach verlängert. Dies geschah in 3 Schritten (+2/+4/+10 min) je additiv zu der von den Herstellern empfohlenen Mundverweildauer. Der Grund für das additive Verlängern war, dass die Empfehlungen der Hersteller bei den verschiedenen Materialien unterschiedlich sind.

Die Länge der gedehnten Prüfkörper wurde zu jedem Messzeitpunkt auf die nicht gedehnten Kontrollkörper bezogen. Dadurch repräsentieren die errechneten Werte allein die bleibende Deformation; Dimensionsänderungen durch Polymerisationsschrumpfung sind folglich nicht in den Werten enthalten. In der klinischen Situation treten Polymerisationsschrumpfung und bleibende Deformation an dem dreidimensiona-

len Gebilde der Abformung auf. Die Polymerisationsschrumpfung tritt in allen Bereichen des Abformmaterials auf und ist quantitativ von der Schichtdicke abhängig. Die bleibende Deformation tritt nur in den verformten Bereichen auf. Dies bedeutet, dass je nach Ausmaß und Lokalisation der Verformung, beziehungsweise Ausmaß der Schichtdicke des Abformmaterials, dreidimensionale Verzerrungen auftreten. Hieraus folgt, dass sich die lineare Dimensionsänderung am Prüfkörper nicht ohne Einschränkung auf die klinische Situation übertragen lässt. Vor diesem Hintergrund erschien eine getrennte Betrachtung der Polymerisationsschrumpfung und der bleibenden Deformation sinnvoll.

Die Werte der bleibenden Deformation aus einem linearen Prüfvorgang, wie in dieser Studie, sollten als Maßzahl zum Vergleich der Abformmaterialien betrachtet werden. Mit der Kenntnis dieser Eigenschaft lassen sich die Materialien untereinander vergleichen und das Verhalten in der klinischen Anwendung lässt sich abschätzen.

In der klinischen Situation variiert die Dehngeschwindigkeit, diese wurde aus methodischen Gründen konstant gewählt. Aufgrund der viskoelastischen Eigenschaften der Abformmaterialien ist es möglich, dass dieser Unterschied die Prüfergebnisse beeinflusst. Die Prüfkörper sind dicker als die Bereiche einer Abformung, die typischerweise stark gedehnt werden. Trotz der genannten Einschränkungen kann die angewandte Methodik als klinisch relevant angesehen werden [3, 13]

Die Prüfvariablen wurden ausgehend von der klinischen Situation gewählt. Die Dehnlänge wird in der klinischen Anwendung durch die anatomischen Gegebenheiten der Zähne und der Knochen- und Weichteilstrukturen vorgegeben. Diese Aspekte wurden in 2 Studien untersucht, Dehnlängen von bis zu 60 % wurden als klinisch relevant gesehen [8, 14]. In keiner der bisherigen Studien zur bleibenden Deformation nach Dehnung wurden Dehnlängen unter 50 % untersucht [3, 11, 13, 14]. Die Dehngeschwindigkeit ist abhängig von der Vorgehensweise des Behandlers bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten; es wurden Ge-

schwindigkeiten entsprechend einer schnellen/ruckartigen bzw. einer vorsichtigen/langsamen Entnahme gewählt. Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer steht für die Möglichkeit, eine Abformung länger als von den Herstellern empfohlen im Mund des Patienten zu belassen und damit möglicherweise den Polymersiationsgrad zu steigern; getestet wurden eine Verlängerung von 2 min, 4 min und 10 min. Die Abformung kann zu unterschiedlichen Zeitpunkten weiterverarbeitet werden, daher wurden 3 Messzeitpunkte verwendet.

Hondrum et al. benannten 1994 einen maximalen Wert für die bleibende Deformation, den ein Abformmaterial im klinischen Gebrauch aufweisen sollte [6]. Es wurde errechnet, dass bei einer typischen Zahnpräparation ein Randspalt von 34 µm durch eine bleibende Deformation von 0,4 % entsteht. Laufer et al. sind der Auffassung, dass bleibende Deformationen größer 2 % klinisch nicht akzeptabel sind [12]. Für diese Studie erschien es konsequent, sich auf die beste Materialgruppe hinsichtlich der bleibenden Deformation zu beziehen. Dies sind elastomere Abformmaterialien vom Typ der A-Silikone, mit wenigen Ausnahmen wurden bleibende Deformationen von unter 1 % linear festgestellt [3, 6, 9, 11, 13, 14]. Folglich kann eine maximale bleibende Deformation von 1 % als klinisch relevante Grenze angesehen werden.

Die unterschiedlichen Dehngeschwindigkeiten und die verschiedenen Messzeitpunkte beeinflussten teilweise signifikant die Ergebnisse. Dies jedoch in Größenordnungen, die unter den oben beschriebenen Vorgaben keine klinisch relevanten Änderungen herbeiführten.

Die bleibende Deformation des Polyethers Impregum Garant L DuoSoft bei 60 % Dehnlänge ist ähnlich zu den Werten, die Klooster et al. für einen Polyether bei 50 % Dehnlänge fanden ( $4,3 \pm 1,1$  %) [11]. Die Werte des Hybrid-Materials Identium Light lagen im Bereich der bleibenden Deformation von A-Silikonen. Die des Hybrid-Material EXA'lence Light hingegen lagen eher zwischen denen von Polyethern und A-Silikonen. Diese Konstellation wurde von Lawson et al. in gleicher Weise für das Hybridabformmaterial Senn (Vor-

gänger von EXA'lence) bei vergleichbarer Dehnlänge gefunden [13].

Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer hatte bei dem Polyether Impregum Garant L DuoSoft den größten Effekt. Dies steht im Einklang mit einer Studie von Nayyar et al., in der festgestellt wurde, dass ein Polyether-Abformmaterial auch noch sehr lange (20 min) nach der angegebenen Abbindezeit weiter polymersiert [16]. Je nach Verlängerungsschritt und Dehnlänge konnten Reduktionen der bleibenden Deformationen von 42–92 % festgestellt werden. Um in allen Prüfgruppen unter die geforderte Grenze von 1 % bleibender Deformation zu gelangen, erscheint es bei diesem Material empfehlenswert, die Mundverweildauer um 10 min zu verlängern. Bei dem Hybrid-Material EXA'lence Light wurden Reduktionen der bleibenden Deformation von 49–89 % festgestellt. Für den klinischen Gebrauch empfiehlt sich eine Verlängerung der Mundverweildauer um 2 min. Das Hybrid-Material Identium Light wies in allen Prüfgruppen Werte von weit unter 1 % auf, daher scheint eine Verlängerung der Mundverweildauer nicht angezeigt.

## 5 Schlussfolgerung

Die Dehngeschwindigkeit und der Zeitpunkt der Weiterverarbeitung der Abformung stellen keine klinisch relevanten Einflussfaktoren bezüglich bleibender Deformation nach Dehnung dar.

Abhängig vom verwendeten Produkt kann eine Verlängerung der Mundverweildauer mit dem Ziel der Reduzierung der bleibenden Deformation nach Dehnung empfehlenswert sein (Impregum Garant L DuoSoft + 10 min, EXA'lence Light + 2 min, Identium Light keine Verlängerung). DZZ

**Interessenkonflikt:** Die Autoren erklären, dass kein Interessenkonflikt im Sinne der Richtlinien des International Committee of Medical Journal Editors besteht.

### Korrespondenzadresse

Jörg Hubert Kratzenstein  
Esslingerstr. 40  
70182 Stuttgart  
joerg.kratzenstein@hotmail.com

**Literatur**

1. Anusavice K, Phillips R: Phillips' science of dental materials. 2003; 205–254. ISBN 9780721693873
2. Balkenhol M, Eichhorn M, Wostmann B: Contact angles of contemporary type 3 impression materials. *Int J Prosthodont* 2009;22:396–398
3. Balkenhol M, Haunschild S, Erbe C et al.: Influence of prolonged setting time on permanent deformation of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2010;103:288–294
4. Brown D: Materials for impressions – 2003. *Dent Update* 2004;31:40–45
5. Finger WJ, Kurokawa R, Takahashi H et al.: Sulcus reproduction with elastomeric impression materials: a new in vitro testing method. *Dent Mater* 2008;24: 1655–1660
6. Hondrum SO: Tear and energy properties of three impression materials. *Int J Prosthodont* 1994;7:517–521
7. International Organization for Standardization. ISO Specification No. 4823:2000. Dentistry – elastomeric impression materials. 3<sup>rd</sup> ed. Geneva: ISO. 2000; available at: <http://www.iso.org/iso/store.htm>
8. Jorgensen KD: A new method of recording the elastic recovery of dental impression materials. *Scand J Dent Res* 1976;84:175–182
9. Kaloyannides TM: Elasticity of elastomer impression materials. 11. Permanent deformation. *J Dent Res* 1973;52: 719–724
10. Kanehira M, Finger WJ, Komatsu M: Surface detail reproduction with new elastomeric dental impression materials. *Quintessence Int* 2007;38: 479–488
11. Klooster J, Logan GI, Tjan AH: Effects of strain rate on the behavior of elastomeric impression. *J Prosthet Dent* 1991; 66:292–298
12. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y et al.: The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. *J Prosthet Dent* 1996;76: 466–471
13. Lawson NC, Burgess JO, Litaker MS: Tensile elastic recovery of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2008;100:29–33
14. Mansfield MA, Wilson HJ: A new method for determining the tension set of elastomeric impression materials. *Br Dent J* 1973;135:101–105
15. McCabe JF, Carrick TE: Recording surface detail on moist surfaces with elastomeric impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2006;14: 42–46
16. Nayyar A, Tomlins CD, Fairhurst CW et al.: Comparison of some properties of polyether and polysulfide materials. *J Prosthet Dent* 1979;42:163–167
17. Stober T, Johnson GH, Schmitter M: Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent* 2010;103: 228–239