

# **Die bleibende Deformation nach Elongation elastomerer Silikon-Abformmaterialien vom Typ 3**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Meike Taraba

aus Malsch, Kreis Karlsruhe

Gießen 2013

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

der Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH

Standort Gießen

Leiter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. J. Schneider

Tag der Disputation: 09.12.2013

*In Liebe meinen Eltern und meiner Großmutter*

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>3</b>
2.1	Abformmaterialien.....	3
2.1.1	Historie der dentalen Abformmaterialien .....	3
2.1.2	Anforderungen an dentale Abformmaterialien .....	3
2.1.3	Elastomere Abformmaterialien.....	4
2.1.4	Polysulfide .....	5
2.1.5	C-Silikone .....	6
2.1.6	A-Silikone.....	7
2.1.7	Polyether .....	9
2.1.8	Hybridmaterialien .....	10
2.2	Abformtechniken .....	13
2.2.1	Die Monophasentechnik .....	13
2.2.2	Die Doppelmischtechnik.....	14
2.2.3	Die Sandwichtechnik .....	14
2.2.4	Die Korrekturtechnik .....	14
2.3	Die bleibende Deformation der Abformung.....	15
2.3.1	Ursachen der bleibenden Deformation .....	15
2.3.2	Bleibende Deformation nach Kompression.....	17
2.3.3	Korrelation der bleibenden Deformation nach Kompression und der bleibenden Deformation nach Elongation .....	18
2.3.4	Bleibende Deformation nach Elongation.....	19
2.3.5	Materialeigenschaften im Zusammenhang mit der bleibenden Deformation nach Elongation .....	22

<b>3</b>	<b>ZIEL DER ARBEIT .....</b>	<b>26</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>27</b>
4.1	Verwendete Prüfmaterialien .....	27
4.2	Prüfverfahren .....	28
4.2.1	Versuchsserie 1 - Bleibende Deformation nach Elongation .....	28
4.2.2	Versuchsserie 2 - Rheologische Eigenschaften .....	31
4.2.3	Versuchsserie 3 - Shore-A-Härte .....	33
4.2.4	Versuchsserie 4 - Füllstoffgehalt .....	35
4.3	Statistische Analyse .....	36
<b>5</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>38</b>
5.1	Einfluss der Prüfparameter auf die bleibende Deformation nach Elongation (Versuchsserie 1) .....	38
5.1.1	Gesamtdarstellung der Ergebnisse .....	38
5.1.2	Ergebnisse der einzelnen Prüfmaterialien .....	38
5.1.3	Ergebnisse der univariaten Varianzanalysen bezogen auf den lagerungszeitlichen Durchschnitt .....	44
5.1.4	Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse bezogen auf den lagerungszeitlichen Verlauf .....	46
5.2	Spezifische Materialeigenschaften im Zusammenhang mit der bleibenden Deformation nach Elongation (Versuchsserien 2-4) .....	50
5.2.1	Bleibende Deformation und rheologische Eigenschaften .....	50
5.2.2	Bleibende Deformation und Shore-A-Härte .....	52
5.2.3	Bleibende Deformation und Füllstoffgehalt .....	53
5.3	Zusammenfassung der Ergebnisse .....	54
5.3.1	Versuchsserie 1 .....	54

5.3.2	Versuchsserien 2-4.....	54
<b>6</b>	<b>DISKUSSION.....</b>	<b>55</b>
6.1	Methodenkritik .....	55
6.1.1	Versuchsserie 1 .....	55
6.1.2	Versuchsserien 2-4.....	58
6.2	Auswahl der Prüfparameter der Versuchsserie 1 im Vergleich zur klinischen Situation.....	60
6.3	Ergebnisdiskussion .....	62
6.3.1	Versuchsserie 1 .....	62
6.3.2	Versuchsserien 2-4.....	66
6.4	Konklusion.....	66
<b>7</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>68</b>
<b>8</b>	<b>SUMMARY .....</b>	<b>69</b>
<b>9</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>70</b>
<b>10</b>	<b>ANHANG.....</b>	<b>77</b>
<b>11</b>	<b>ERKLÄRUNG.....</b>	<b>80</b>
<b>12</b>	<b>DANKSAGUNG.....</b>	<b>81</b>
<b>13</b>	<b>LEBENS LAUF.....</b>	<b>82</b>

# 1 Einleitung

Das Verfahren der Abformung wird in der Zahnheilkunde im Rahmen der Herstellung von zahnärztlichen Restaurationen und kieferorthopädischen Apparaturen eingesetzt<sup>25, 84</sup> und beeinflusst maßgeblich deren Qualität. Bei der Durchführung einer Abformung wird eine plastische Abformmasse mit einem Abformlöffel in den Mund des Patienten eingebracht. Nach dem Abbinden wird die Abformung entnommen. Es resultiert eine Negativform, entsprechend der abgeformten Mundsituation, die zur Herstellung eines Gipsmodells dient<sup>84</sup>. Auf der Basis des Gipsmodells können im Anschluss individueller Zahnersatz oder kieferorthopädische Apparaturen im Dentallabor angefertigt werden.

Nach der Abformung für indirekte zahnärztliche Restaurationen soll das Gipsmodell die ursprüngliche Dimension möglichst genau wiedergeben. Die Abformung wird in diesem Kontext als Präzisionsabformung bezeichnet<sup>84</sup>. Die Qualität der Präzisionsabformung wird durch das Abformmaterial, die Abformtechnik, den Abformlöffel und weitere situationsabhängige Gegebenheiten, wie beispielsweise die Lage der Präparationsgrenze oder das Vorhandensein einer parodontalen Entzündung, bestimmt<sup>3, 4, 60, 83, 84</sup>. In der modernen Zahnheilkunde werden aufgrund ihrer hervorragenden Eigenschaften vorwiegend elastomere Abformmaterialien für die Durchführung von Präzisionsabformungen verwendet<sup>32, 33</sup>. Immer häufiger kommen auch digital optische Abformverfahren zum Einsatz. Trotz der schnell fortschreitenden technischen Entwicklungen in diesem Bereich wird auch zukünftig der Einsatz der konventionellen Verfahren unumgänglich bleiben. Die konventionelle Präzisionsabformung bleibt somit der Goldstandard in der Informationsübermittlung vom Zahnarzt zum Dentallabor<sup>34</sup>.

Bei mehreren Abformtechniken kommen zwei Materialkonsistenzen zur Anwendung. Zusätzlich zu einer festen Phase wird eine dünnfließende Phase verwendet<sup>2, 67</sup>. Ihre niedrige Konsistenz ermöglicht das Eindringen der Abformmasse in die schmalen Sulcusbereiche der präparierten Zahnstümpfe. Demzufolge wird besonders das dünnfließende Material bei der Entnahme der Abformung Zug- und Druckbelastungen ausgesetzt und dabei unter Umständen bleibend deformiert<sup>5</sup>.

Die bleibende Deformation elastomerer Abformmaterialien nach Elongation (Dehnung) wurde bereits in mehreren Studien bei hohen Dehnraten untersucht<sup>5, 56, 62</sup>.

*Lawson et al.* regten 2008 an, in zukünftigen Studien das Rückstellverhalten von Elastomeren bei Dehnraten unter 50% zu untersuchen<sup>56</sup>.

*Balkenhol et al.* veröffentlichten 2010 eine Studie, bei der ausschließlich schnell abbindende Varianten elastomerer Typ-3 Abformmaterialien bezüglich des Einflusses einer Verlängerung der Polymerisationszeit auf die bleibende Deformation nach Zugbelastung untersucht wurden. Die Arbeitsgruppe forderte künftig eine Analyse von regulär abbindenden Varianten durchzuführen<sup>5</sup>.

*Kratzenstein* untersuchte 2012 den Einfluss klinisch relevanter Parameter, wie auch einer Verlängerung der Polymerisationszeit, auf die bleibende Deformation nach Elongation von Polyether- und Hybridmaterialien. Die Versuche wurden bei Dehnraten von 15-60% durchgeführt<sup>53</sup>.

Aktuelle wissenschaftliche Erkenntnisse über den Einfluss klinisch relevanter Parameter auf die bleibende Deformation nach Elongation der regulär abbindenden Silikon-Abformmaterialien vom Typ 3 bei Dehnraten unter 50% existieren derzeit nicht.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Abformmaterialien

#### 2.1.1 Historie der dentalen Abformmaterialien

Die historische Entwicklung der Abformmaterialien geht zurück bis in das Jahr 1756. Der Zahnarzt Philipp Pfaff benutzte für die erste dokumentierte Abformung Siegelwachs<sup>37</sup>. In der folgenden Zeit wurden vorwiegend starre Abformmaterialien verwendet<sup>12</sup>. Mit Hilfe von Wachsen, Guttapercha, Gips, Stent's Masse und anderen Abformmaterialien gelang es jedoch nicht die unterschrittenen Bereiche im Mund des Patienten sicher abzuformen<sup>82</sup>. Die reversibel-elastischen Hydrokolloide ermöglichten 1925 erstmals auch die Abformung von Unterschritten<sup>57</sup>. Aufgrund des technischen Aufwands in der Materialvorbereitung werden sie heute noch selten verwendet. In den 40er Jahren wurden die irreversibel-elastischen Alginate entwickelt<sup>12</sup>. Alginate werden bis heute standardmäßig z.B. bei Situationsabformungen eingesetzt<sup>53</sup>. Die ersten elastomeren Abformmaterialien kamen im Jahr 1955 in Form von Polysulfiden auf den Markt. Eine weitere Gruppe der Elastomere wurde 1958 mit den kondensationsvernetzenden Silikonen (C-Silikone) entwickelt. Mitte der 60er Jahre waren die ersten Polyether-Abformmaterialien erhältlich<sup>12</sup>. Die additionsvernetzenden Silikone (A-Silikone) kamen 1976 auf den Markt und verfügen, im Vergleich zu den C-Silikonen, über bessere Materialeigenschaften<sup>12, 65</sup>. Eine relativ neue Entwicklung sind die Hybridmaterialien, die erst in den letzten Jahren etabliert wurden<sup>53, 77</sup>.

#### 2.1.2 Anforderungen an dentale Abformmaterialien

Von den dentalen Abformmaterialien werden eine Reihe von werkstoffkundlichen Eigenschaften gefordert<sup>25, 31, 59</sup>:

- Biokompatibilität
- Niedrige bleibende Deformation, Polymerisationsschrumpfung und thermische Kontraktion
- Ausreichende Druckfestigkeit, Elastizität, Zugfestigkeit und Dimensionstreu
- Angenehmer Geruch, Geschmack und kontraststarke Farbe

- Einfache Verarbeitung und geeignete Konsistenz
- Gute Detailwiedergabe
- Gute Lagerfähigkeit
- Kompatibilität mit Modellwerkstoffen
- Möglichkeit der Desinfektion
- Hydrophilie

### 2.1.3 Elastomere Abformmaterialien

Die elastomeren Abformmaterialien sind, entsprechend ihrer chemischen Eigenschaften, in die Gruppe der irreversibel elastischen Abformmaterialien einzuordnen (siehe Tabelle 2.1).

**Tabelle 2.1: Einteilung der Abformmaterialien nach ihren chemischen Eigenschaften<sup>25</sup>**

Reversibel		Irreversibel	
starr	elastisch	Starr	Elastisch
Guttapercha Thermoplaste	Hydrokolloide	Abformgips Zinkoxid-Eugenol-Pasten	Alginat Elastomere

Zu den elastomeren Abformmaterialien gehören die Polysulfid-, die Silikon-, die Polyether- und die Hybridmaterialien<sup>25, 67</sup>.

#### *Einteilung der Elastomere*

Die Elastomere werden gemäß DIN ISO 4823 nach ihrer Konsistenz klassifiziert<sup>42</sup> (siehe Tabelle 2.2).

Die Einteilung erfolgt aufgrund einer Messung, bei der 0,5 ml des Materials zwischen zwei Glasplatten mit einer Kraft von 1,5 N zusammengedrückt werden. Die Größe der resultierenden Abformscheibe wird anschließend vermessen. Das Material wird entsprechend des durchschnittlichen Durchmessers der Abformscheiben in die Typen 0-3 eingeteilt<sup>67</sup>.

**Tabelle 2.2: Klassifikation der Elastomere nach DIN ISO 4823<sup>42</sup>**

Typ	Beschreibung
0	Knetbar (Putty)
1	Schwerfließend (Heavy Body)
2	Mittelfließend (Medium Body)
3	Leichtfließend (Light Body)

### *Eigenschaften der Elastomere*

Bei den elastomeren Abformmaterialien handelt es sich um Polymere. Sie werden vom Hersteller meist in Paste-Paste-Systemen geliefert, die aus einer Basis- und einer Härterpaste bestehen. Die Abbindereaktion wird erst nach dem Vermischen der beiden Pasten in Gang gesetzt<sup>2, 18</sup>. Die Molekülketten werden bei der Polymerisation quer vernetzt. Im vollständig abgebundenen Zustand zeigen die Elastomere sowohl elastisches, als auch viskoses Verhalten. Diese Eigenschaft wird als Viskoelastizität bezeichnet<sup>65</sup>.

#### 2.1.4 Polysulfide

Die Polysulfide werden auch Thiokole genannt<sup>84</sup>. In der Basispaste sind Polysulfidoligomere mit je einer zentral liegenden Schwefelgruppe und zwei endständigen Schwefelgruppen enthalten<sup>25</sup> (siehe Tabelle 2.3).

**Tabelle 2.3: Pastenbestandteile der Polysulfid-Systeme<sup>25</sup>**

Basispaste	Reaktorpaste
Polysulfidoligomer	Bleioxid (Katalysator)
Weichmacher	Schwefel
Füllstoffe	Weichmacher
	Füllstoffe

Die Kettenverlängerung bei der Reaktion resultiert aus der Verknüpfung der Thiolgruppen<sup>67</sup> (siehe Abbildung 2.1). Sie bedingen auch eine dreidimensionale Vernetzung der Polysulfidpolymere. Durch die Beimengung von Füllstoffen und Weichmachern wird die Konsistenz der Pasten bestimmt<sup>25</sup>.

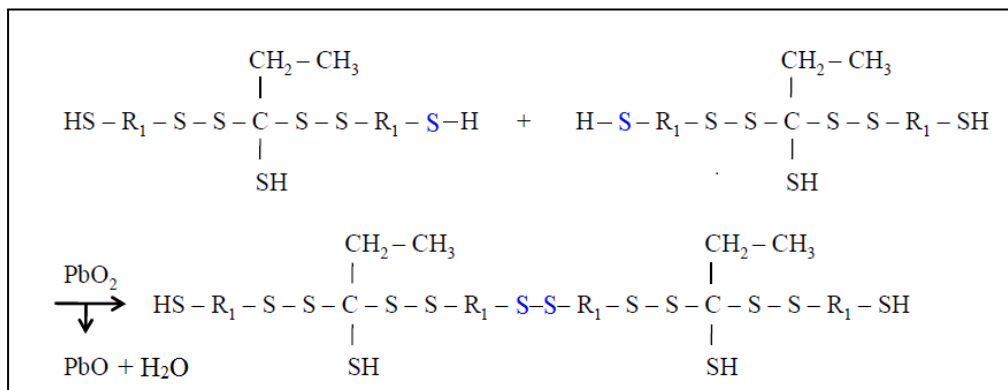


Abbildung 2.1: Reaktionsmechanismus der Polysulfide<sup>67</sup>

Die Polysulfide haben aufgrund der Schwefelbestandteile einen schlechten Geschmack und werden aus diesem Grund aktuell nur noch selten eingesetzt<sup>76</sup>.

### 2.1.5 C-Silikone

Abformmaterialien aus der Klasse der C-Silikone sind als Zweipastensysteme oder Paste-Flüssigkeitssysteme erhältlich<sup>18</sup>. Beim Vermischen der Systemkomponenten dient Zinnoctoat als Katalysator<sup>25</sup> (siehe Tabelle 2.4).

Tabelle 2.4: Bestandteile der C-Silikon-Systeme<sup>25</sup>

Basispaste	Reaktorpaste
Polysiloxan mit endständigen Hydroxylgruppen	Zinnoctoat (Katalysator)
Paraffinöl (Weichmacher)	Alkoxysilan (Vernetzer)
Füll- und Farbstoffe	Lösungsmittel
	Füll- und Farbstoffe

Nach dem Anmischen wird die Abbindereaktion in Form einer Polykondensationsreaktion in Gang gesetzt. Dabei werden die in der Basispaste enthaltenen Polysiloxanketten (Si-O-Si-Ketten) unter Anwesenheit eines Zinnoctoat-Katalysators und von Alkoxysilans verlängert und vernetzt (siehe Abbildung 2.2).

Bei der Reaktion wird ein Kondensat freigesetzt, in der Regel handelt es sich dabei um Alkohole<sup>65</sup>. Es kommt dadurch zu einer Schrumpfung des Materials<sup>84</sup>.

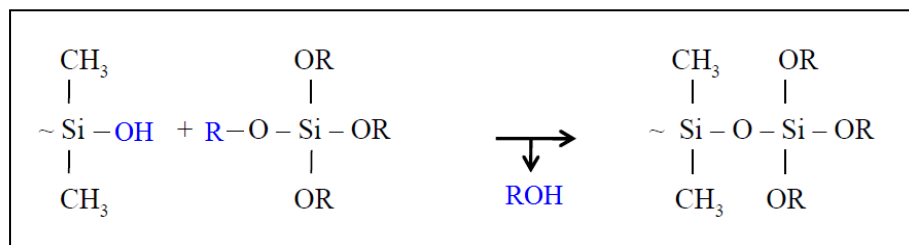


Abbildung 2.2: Polykondensationsvernetzung der C-Silikone<sup>65</sup>

Die lineare Dimensionsänderung der C-Silikone liegt bei 0,2-0,4% bei der Abbindung, bei 0,2-1,2% nach 24-stündiger Lagerung und bei 0,5-2% bei der Deformation durch Druck um 30% der ursprünglichen Dimension<sup>25</sup>. Durch die Schrumpfungsvorgänge ergibt sich eine entsprechende Dimensionsuntreue der Abformung mit C-Silikonen. Eine Weiterentwicklung ohne den beschriebenen Nachteil stellen die A-Silikone dar<sup>65</sup>.

### 2.1.6 A-Silikone

Die Pastenbestandteile der A-Silikone sind in Tabelle 2.5.aufgeführt. Die Abbindereaktion wird nach dem Anmischen durch eine Platinverbindung katalysiert<sup>25</sup>.

Tabelle 2.5: Pastenbestandteile der A-Silikon-Systeme<sup>25</sup>

Basispaste	Reaktorpaste
Polydimethylsiloxan mit endständigen Vinylgruppen	Organohydrogensiloxane
Hexachlorplatinsäure (Katalysator)	Füll- und Farbstoffe
Füll- und Farbstoffe	

Dabei wird eine Polyadditionsvernetzungs-Reaktion in Gang gesetzt (siehe Abbildung 2.3). Im Rahmen dieser Reaktion werden einzelne Siloxane zu Makromolekülen, in Form von Polysiloxanen, vernetzt. Es reagieren die endständigen Vinylgruppen des Polydimethylsiloxanes aus der Basispaste mit den Wasserstoff-Seitengruppen des

Organohydrogensiloxanes aus der Reaktorpaste. Bei diesem Vorgang bilden sich Ethylgruppen aus<sup>65</sup>.

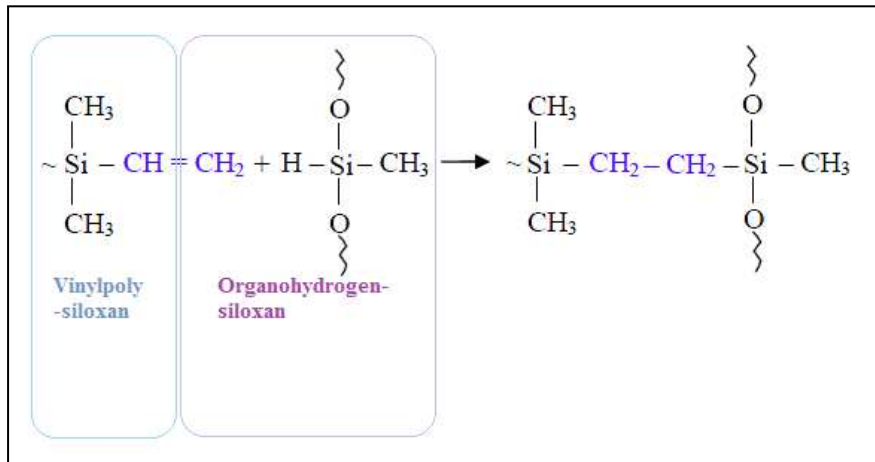


Abbildung 2.3: Polyadditionsvernetzung der A-Silikone<sup>65</sup>

Die A-Silikone werden wegen ihrer chemischen Struktur auch als Vinylpolysiloxane (VPS) bezeichnet. Die Abbindereaktion verläuft, im Gegensatz zu den C-Silikonem, ohne Abspaltung von Kondensaten ab. Daraus ergeben sich eine geringe Abbindeschumpfung und die hohe Dimensionsgenauigkeit der A-Silikone<sup>84</sup>. Sie sind zudem gut lagerbar<sup>25</sup>.

Die lineare Dimensionsänderung der A-Silikone liegt zwischen 0,2-0,4% bei der Abbindung, <0,1% nach 24-stündiger Lagerung und bis zu 0,2-0,5% bei der Deformation durch Druck um 30% der ursprünglichen Dimension<sup>25</sup>. A-Silikone sind sehr reiß- und zugfest<sup>84</sup>. Die A-Silikone haben hydrophobe Eigenschaften. Um dennoch eine gewisse Hydrophilie zu erreichen werden den A-Silikonem heute Tenside zugemischt<sup>33, 75, 84</sup>.

Ein Nachteil der A-Silikone besteht in der Empfindlichkeit gegenüber Inhibitorsubstanzen, z.B. Schwefelgruppen aus Latexhandschuhen und gegenüber der Inhaltstoffe von Retraktionsfäden<sup>15, 19, 49, 72</sup>.

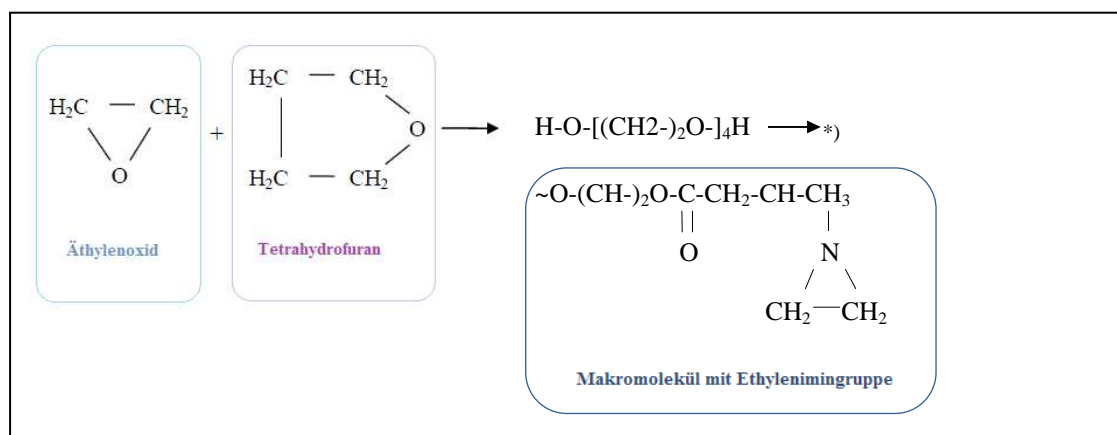
### 2.1.7 Polyether

Bei den Polyethern handelt es sich um Copolymerisate in Form von linearen Makromolekülen, aus Äthylenoxid und Tetrahydrofuran<sup>65</sup>. Die Inhaltsstoffe der Systeme sind in Tabelle 2.6 aufgeführt.

**Tabelle 2.6: Pastenbestandteile der Polyether-Systeme<sup>25</sup>**

Basispaste	Reaktorpaste
Polyetherpolymer	Aromatische Sulfonsäureester
Weichmacher	Weichmacher
Füll- und Farbstoffe	Füll- und Farbstoffe

Der Reaktionsmechanismus der Polyether verläuft unter der Bildung eines Zwischenproduktes<sup>65</sup> (siehe Abbildung 2.4).



**Abbildung 2.4: Reaktionsmechanismus der Polyether zu Makromolekülen<sup>65</sup>**

\*) Veresterung und Addition von Ethylenimin

Anschließend erfolgt die Veresterung dieses Zwischenproduktes mit ungesättigter Crotonsäure. Die Säure wird dabei in eine sehr reaktive endständige Aziridgruppe umgewandelt. Unter Anwesenheit eines Sulfonsäure-Katalysators wird eine kationische Polymerisationsreaktion beim Vermischen der Basis- und der Reaktorpaste in Gang gesetzt<sup>65</sup> (siehe Abbildung 2.5).

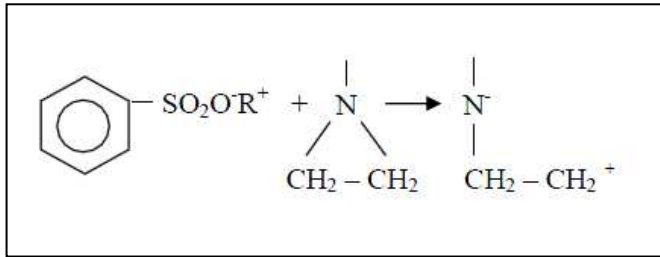


Abbildung 2.5: Kationische Polymerisation der Polyether<sup>65</sup>

Im Gegensatz zu den A-Silikonem sind Polyether-Abformmaterialien hydrophil und zeigen aus diesem Grund bessere Anfließeigenschaften, sowohl unter den hydrophilen Bedingungen im Mund des Patienten als auch beim Ausgießen der Abformung<sup>84</sup>. Die Hydrophilie basiert auf intramolekularen Ladungsunterschieden zwischen Alkylresten und alternierenden Sauerstoffketten und stellt einen maßgeblichen Faktor für die hohe Zeichenschärfe der Polyether dar<sup>30</sup>. Aufgrund der Abbindereaktion ohne die Abspaltung von Kondensat zeigen auch die Polyether eine gute Dimensionsstabilität. Die lineare Dimensionsänderung liegt bei den Polyethern zwischen 0,2% bei der Abbindung und nach 24 h Lagerung, und bis zu 1% bei der Deformation durch Druck um 30% der ursprünglichen Dimension<sup>25</sup>. Die bleibende Deformation nach der Entformung im Mund des Patienten erreicht höhere Werte als die der A-Silikone<sup>18</sup>. Ein Nachteil der Polyether ist ihr allergenes Potential, bedingt durch die Katalysator-Verbindung<sup>67</sup>.

### 2.1.8 Hybridmaterialien

Die Hybridmaterialien sind eine neuere Entwicklung im Bereich der dentalen Abformmaterialien. Diese Materialgruppe wurde auf der Basis von Bestandteilen der A-Silikone und der Polyether entwickelt, um die positiven Eigenschaften der beiden Materialgruppen zu vereinen<sup>53, 77</sup>.

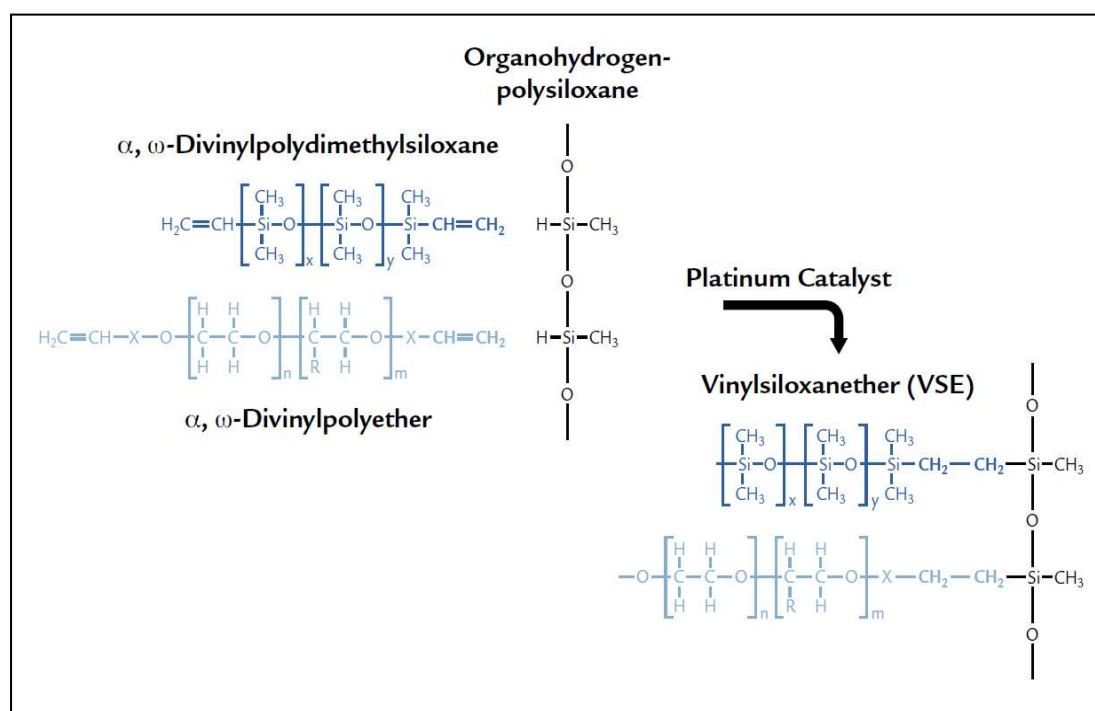
In Deutschland sind zurzeit zwei Hybridmaterialien auf dem Markt erhältlich.

Das Material Identium von der Firma Kettenbach (Eschenburg, Deutschland) wurde 2009 auf dem Markt eingeführt. Der Hersteller bezeichnet das Material aufgrund seiner Zusammensetzung als Vinylsiloxanether<sup>47</sup>.

Stober *et al.* veröffentlichten in ihrer Studie Informationen zu den Inhaltsstoffen und dem Reaktionsmechanismus von Identium<sup>77</sup> (siehe Tabelle 2.7 und Abbildung 2.6).

**Tabelle 2.7: Pastenbestandteile von Identium<sup>77</sup>**

Basispaste	Reaktorpaste
$\alpha, \omega$ -Divinylpolydimethylsiloxan $\alpha, \omega$ -Divinylpolyether Organische Platinverbindung (Katalysator) Tensidsystem Füll- und Farbstoffe	Organodihydrogensiloxan Füll- und Farbstoffe



**Abbildung 2.6: Reaktionsmechanismus Identium<sup>77</sup>**

Die Polyadditionsreaktion von Identium wird durch eine Platinverbindung katalysiert. Dabei werden die endständigen Vinylgruppen des Vinylpolysiloxanes und des Polyethers an ein Grundgerüst in Form des Organohydrogenpolysiloxanes angelagert<sup>77</sup>.

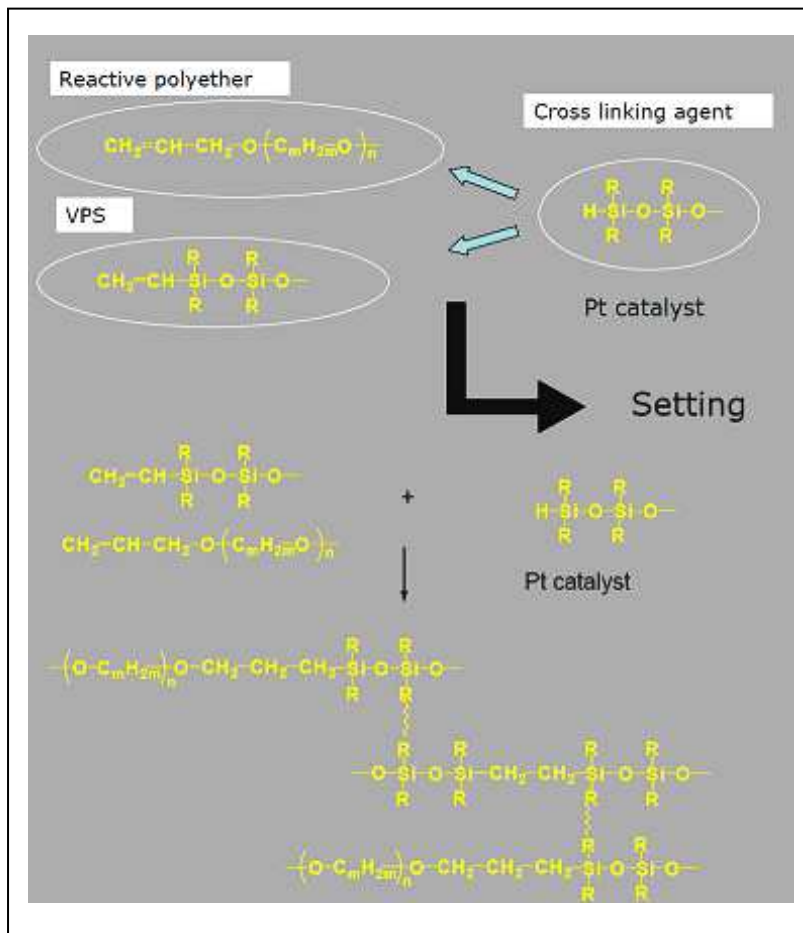
Das jüngste Hybridmaterial, namens EXA'lence, wurde 2011 von GC (GC Europe, Leuven, Belgien) herausgebracht und stellt eine Weiterentwicklung der Vorgängermaterialien Fusion

und Senn dar<sup>53</sup>. GC bezeichnen EXA lence aufgrund der Verknüpfung von funktionalisierten Polyethern in eine Vinylpolysiloxanstruktur als Vinylpolyethersilikon<sup>28</sup>.

**Tabelle 2.8: Pastenbestandteile und Anteile von EXA lence laut Hersteller<sup>\*)</sup>**

Basispaste	Reaktorpaste
Vinyldimethylpolysiloxane (45-55%)	Vinyldimethylpolysiloxane (60-80%)
Silikondioxide (35-45%)	Silikondioxide (20-40%)
Methylhydrogendimethylpolysiloxane (5-15%)	

Informationen über die Inhaltsstoffe und den Reaktionsmechanismus des Materials wurden vom Hersteller bereitgestellt (siehe Tabelle 2.8 und Abbildung 2.7).



**Abbildung 2.7: Reaktionsmechanismus EXA lence laut Hersteller<sup>\*</sup>**

<sup>\*)</sup> persönliche Mitteilung von Frau Adyani-Fard (GC Germany GmbH, Bad Homburg)

## 2.2 Abformtechniken

Es werden unterschiedliche Abformtechniken unterschieden<sup>70, 84</sup> (siehe Abbildung 2.8).

In der klinischen Praxis hat die Wahl der verwendeten Abformtechnik auch einen wichtigen Einfluss auf die Qualität der Abformung<sup>8, 38, 44, 52, 69</sup>.

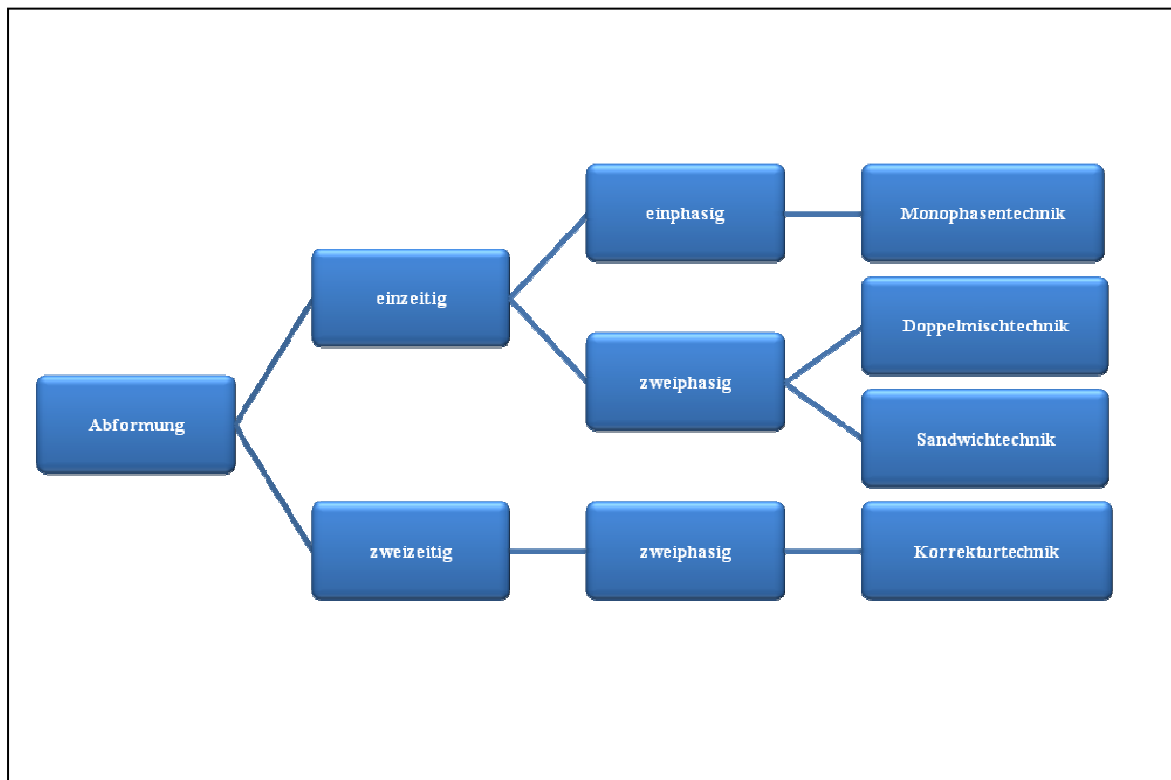


Abbildung 2.8: Einteilung der Abformtechniken unter Verwendung von Elastomeren<sup>70, 84</sup>

### 2.2.1 Die Monophasentechnik

Für die Monophasentechnik kommt ein Material vom Typ 2 zum Einsatz<sup>84</sup>. Mit diesem Material wird der Abformlöffel beschickt und auch die präparierten Zähne umspritzt<sup>70</sup>. Um einen ausreichenden Druck zu erzeugen und um einen unkontrollierten Abfluss des Materials zu verhindern, sollte idealerweise ein individueller Abformlöffel benutzt werden<sup>84</sup>. Die Monophasenabformung zeichnet sich durch eine präzise Dimensionswiedergabe aus<sup>13, 61</sup>. Diese Technik wird zur Abformung von supra- und paragingival gelegenen Präparationen eingesetzt.

### 2.2.2 Die Doppelmischtechnik

Das Prinzip der Doppelmischtechnik besteht in der einzeitigen Anwendung von zwei Materialien mit unterschiedlicher Konsistenz. Dabei wird ein Material vom Typ 0 auf den Abformlöffel platziert, während die präparierten Zähne mit einem Material vom Typ 2 oder 3 umspritzt werden. Anschließend wird der befüllte Abformlöffel in den Mund eingebracht<sup>84</sup>. Die Doppelmischtechnik führt, bezogen auf die Dimensionswiedergabe, zu besseren Ergebnissen als die Korrekturtechnik<sup>3, 8, 24, 58</sup>. Ein Nachteil der Doppelmischtechnik ist das Auftreten von Fließnasen. Durch ein langsames Einbringen der Abformung kann der Effekt vermieden werden. Die Doppelmischtechnik wird vorwiegend für die Abformung von supra- und paragingival gelegene Präparationsgrenzen angewendet<sup>84</sup>.

### 2.2.3 Die Sandwichtechnik

Die Sandwichtechnik stellt eine Abänderung der Doppelmischtechnik dar. Hierbei wird der Abformlöffel mit einem Material vom Typ 0 und einem Material vom Typ 2 oder 3 befüllt. Letzteres wird, wie bei der Doppelmischtechnik, auch zum Umspritzen der präparierten Zähne verwendet<sup>84</sup>. Es ergeben sich dieselben Vor- und Nachteile und Anwendungsempfehlungen wie bei der Doppelmischtechnik.

### 2.2.4 Die Korrekturtechnik

Bei der Korrekturtechnik wird zunächst eine Vorabformung mit einem festen Material vom Typ 0 oder vom Typ 1 vorgenommen. Anschließend werden alle Unterschnitte mit einem Skalpell beseitigt, so dass die Abformung mühelos reponiert werden kann. Bei der folgenden Zweitabformung werden sowohl die präparierten Zähne, als auch die ausgeschnittene Vorabformung, mit einem dünnfließenden Material vom Typ 3 beschickt<sup>84</sup>. Der Abformlöffel wird nach dem Reponieren initial für einige Sekunden fest angedrückt<sup>38</sup>. Die Technik ermöglicht den Aufbau eines Staudruckes. Durch das feste Material der Vorabformung wird das dünnfließende Material in infragingival gelegene Bereiche gedrängt. Aus diesem Grund eignet sich die Korrekturabformung besonders für infragingival gelegene Präparationen<sup>70</sup>. Nachteilig ist, neben dem erhöhten Zeitaufwand, die zu kleine Wiedergabe der präparierten Zahnstümpfe<sup>24, 38, 52, 70</sup>.

## 2.3 Die bleibende Deformation der Abformung

### 2.3.1 Ursachen der bleibenden Deformation

Die Ursache der bleibenden Deformation von Abformungen liegt in ihrer Viskoelastizität. Die Eigenschaft der Viskoelastizität bedeutet, dass sich die elastomeren Abformmaterialien teilweise wie elastischer Festkörper und teilweise wie eine visköse Flüssigkeit verhalten<sup>2</sup>. Eine vollständige Rückstellung von Deformationen findet aufgrund der Viskoelastizität der Elastomere verzögert oder nicht statt<sup>32, 41, 65, 68</sup>. Die Folge ist das Auftreten von bleibenden Deformationen der Abformung. Das Rückstellvermögen nach Deformationen stellt eine wichtige Einflussgröße auf die Präzision der Abformung dar<sup>9, 22, 62, 65</sup>. Es hängt unter anderem vom chemischen Typ, der Schichtdicke, dem Polymerisationsgrad, dem Ausmaß der Elongation und der Dauer der Elongation ab<sup>2, 43, 48, 62</sup>. Die A-Silikone weisen unter den Abformmaterialien das beste Rückstellvermögen auf<sup>21</sup>.

Bei der Durchführung von Abformungen gibt es verschiedene Situationen, in denen es zu Deformationen der elastomeren Abformmasse kommen kann.

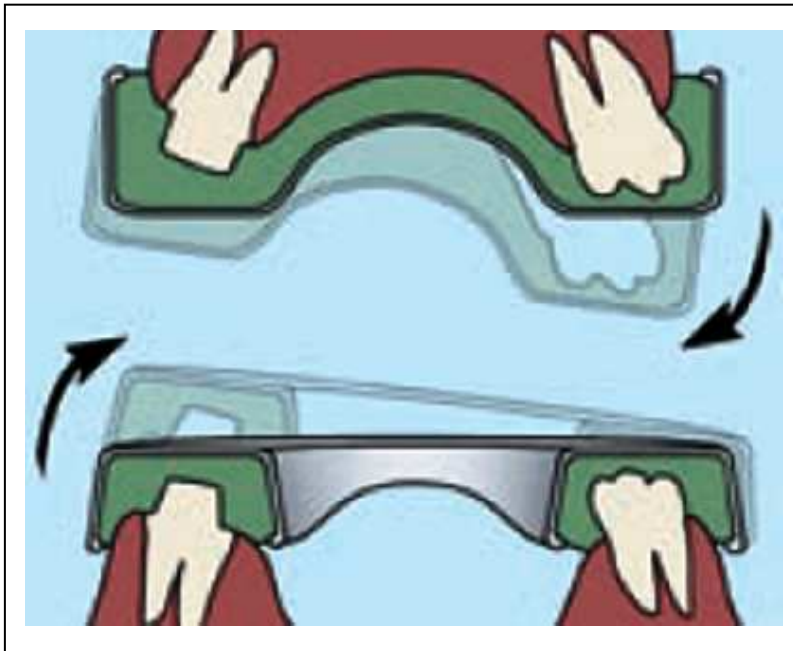
Während der Aushärtung der Abformung im Mund des Patienten können Kippungen des Abformlöffels durch den Behandler bleibende Deformationen der Abformung bedingen. Die Ursache liegt im Auftreten von endogenen Spannungen. Endogene Spannungen kommen zustande weil das Abformmaterial nicht gleichmäßig schnell aushärtet. Die zuerst ausgehärteten Anteile können elastisch deformiert werden. Nach der Entnahme der Abformung erfolgt dann eine elastische Rückstellung der betroffenen Anteile und es resultiert folglich eine bleibende Deformation<sup>64</sup>. Der Abformlöffel sollte während der Aushärtung des Abformmaterials so ruhig wie möglich gehalten werden<sup>67</sup>.

Bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten wird das Abformmaterial ebenfalls deformiert. Die Deformation wird durch Unterschnitte bedingt, die relativ zur Entnahmerichtung der Abformung bestehen<sup>53</sup>. Auf das Abformmaterial wirken an den entsprechenden Stellen Elongations- und Kompressionskräfte, deren Stärke von der Größe der Unterschnitte abhängt<sup>16</sup>.

Eine falsche Technik bei der Entnahme von Abformungen kann bleibende Deformationen begünstigen. Innerhalb der Kiefer sind die Zahnachsen nicht in beiden Kieferseiten parallel, sondern die Zahnachsen divergieren (Oberkiefer) beziehungsweise konvergieren (Unterkiefer). Um bleibende Deformationen der Abformmasse weitmöglich zu vermeiden sollte die

Entnahme einer Abformung entsprechend der Richtung der Zahnachse der präparierten Zahnstümpfe durchgeführt werden<sup>84</sup> (siehe Abbildung 2.9).

Die Abformungen im Oberkiefer sollten bei der Entnahme demnach zuerst auf der Gegenseite des präparierten Zahnstumpfes gelöst werden. Im Unterkiefer sollte die Abformung dagegen zuerst auf der Seite der Präparation gelöst werden. Erfolgt die Abformung von Präparationen im Frontzahnbereich sollte sie zunächst im hinteren Bereich gelöst werden. Bei der Entnahme von Abformungen, bei der in einem Kiefer auf beiden Seiten präparierte Zahnstümpfe vorhanden sind, können bleibenden Deformationen nicht durch eine bestimmte Entnahmetechnik vermieden werden<sup>84</sup>.



**Abbildung 2.9: Korrekte Entnahme der Abformung in Oberkiefer und Unterkiefer bei präparierten Zahnstümpfen im Seitenzahnbereich<sup>84</sup>**

Der Entnahmezeitpunkt der Abformung aus dem Mund des Patienten ist ein kritischer Punkt, bezogen auf die Vermeidung von bleibenden Deformationen<sup>5, 51, 53, 67</sup>. Wird die Mundverweildauer der Abformung verlängert, erhöht sich der Polymerisationsgrad des Abformmaterials. Die elastischen Materialeigenschaften werden folglich erhöht und das Rückstellvermögen verbessert<sup>2, 51, 53</sup>.

### 2.3.2 Bleibende Deformation nach Kompression

Die bleibende Deformation nach Kompression von elastomerer Abformmaterialien wurde in der Vergangenheit bereits mehrfach untersucht. Folgende Studien geben dazu einen Überblick:

*Wilson* untersuchte 1966 die elastischen Eigenschaften von neun elastomeren Abformmaterialien. In seiner Studie wurden unter anderem Kompressionsversuche mit einem eigens entwickelten Prüfgerät durchgeführt. Bei einer Kompressionsrate von 30% und einer Dauer der Kompression von 5 s, ergaben sich bleibende Deformationen zwischen 0,25 und 4% für die geprüften Materialien<sup>81</sup>.

*Goldberg* untersuchte 1974 neun elastomere Abformmaterialien hinsichtlich ihrer viskoelastischen Eigenschaften. Im Rahmen der Studie wurden Kriechkurven berechnet und ein Kompressionstest entsprechend der amerikanischen Prüfnorm durchgeführt. Der Autor kam zu dem Schluss, dass die bleibende Deformation der geprüften Materialien durch eine unzureichende elastischen Rückstellung und ein unzureichendes visköses Fließverhalten bestimmt wird<sup>1,32</sup>.

*Kaloyannides und Kapari* publizierten 1975 eine Studie, in der sie die bleibende Deformation verschiedener elastomeren Abformmaterialien und von daraus hergestellten Mischungen, untersuchten. Es wurde in den Versuchen auch ein Kompressionstest durchgeführt. Die gemessene bleibende Deformation betrug zwischen 0,32 und 13,10%<sup>46</sup>.

*Cook* untersuchte 1981 die bleibende Deformation von sieben elastomeren Abformmaterialien, teilweise in mehreren verschiedenen Konsistenzen, mit einem Kompressionstest. Die zylinderförmigen Prüfkörper wurden in einer Prüfmaschine axial um 25% für eine Dauer von 10 s komprimiert. Die höchsten Werte für die bleibende Deformation erreichten die geprüften Polysulfide, gefolgt von den Polyethern und den C-Silikonem. Die geringste bleibende Deformation ergab sich für die Prüfmaterialien aus der Gruppe der A-Silikone<sup>17</sup>.

*Finger und Komatsu* publizierten 1985 eine Studie in der neun elastomere Abformmaterialien im Rahmen eines Kompressionstests entsprechend der amerikanischen Prüfnorm untersucht wurden. Zum Messzeitpunkt 24 h lag die bleibende Deformation der geprüften Materialien zwischen 0,1 und 1,4%<sup>1,26</sup>.

*Rueggemberg und Paschal* untersuchten 1995 in ihrer Studie die Auswirkung unterschiedlicher Mischverhältnisse von Basis- und Härterpaste bei einem Polysulfidmaterial. Es wurden

ein Kompressionstest entsprechend der amerikanischen Prüfnorm durchgeführt. Bei der Untersuchung der leichtfließenden Variante des Prüfmaterials lag die bleibende Deformation nach Kompression bei jedem getesteten Mischverhältnissen unter 5,5%<sup>1, 74</sup>.

Seit dem Jahr 2000 existiert die Standardprüfnorm ISO 4823 für elastomere Abformmaterialien. Zur Bestimmung der bleibenden Deformation wird demnach ein Kompressionstest durchgeführt<sup>42</sup>. Das Vorgehen wurde in Anlehnung an das Auftreten von Kompressionskräften auf das Abformmaterial bei der Entnahme aus dem Mund entwickelt.

*Lu et al.* testeten im Jahr 2004 zwei A-Silicone und einen Polyether, jeweils in unterschiedlichen Konsistenzen, mit einem Kompressionstest, entsprechend der Standardprüfnorm ISO 4823. Die bleibende Deformation lag bei allen Prüfmaterialien unter 2%<sup>60</sup>.

### 2.3.3 Korrelation der bleibenden Deformation nach Kompression und der bleibenden Deformation nach Elongation

In einigen der Studien zur bleibenden Deformation wurde auch die Korrelation zwischen der bleibenden Deformation nach Kompression und der bleibenden Deformation nach Elongation untersucht<sup>9, 46, 56, 62</sup>.

*Lawson et al.* untersuchten in ihrer Studie die bleibende Deformation nach Elongation und verglichen die Werte dabei mit denen aus einem Kompressionstest. Es wurde ein Zusammenhang der Elongation um 100% mit den Werten aus dem Kompressionstest nachgewiesen. Ein entsprechender Zusammenhang bei der Elongation um 50% bestand dagegen nicht<sup>56</sup>.

*Blomberg et al.* zeigten ebenfalls eine Korrelation der bleibenden Deformation nach Kompression und Elongation. Sie kamen zu dem Schluss, dass es ausreicht, nur eines der beiden Prüfverfahren anzuwenden, um die bleibende Deformation zu bestimmen<sup>9</sup>.

*Kaloyannides und Kapari* stellten in ihrer Studie fest, dass die gemessenen Werte für die bleibende Deformation nach Kompression mehrheitlich größer waren, als die Messwerte für die bleibende Deformation nach Elongation. Sie kamen desweiteren zu dem Schluss, dass keine Korrelation zwischen den Messwerten des Kompressionstests und des Elongationstests bestand<sup>46</sup>.

*Mansfield und Wilson* verglichen ihre Messwerte für die bleibende Deformation nach Elongation mit bereits früher ermittelten Daten für die bleibende Deformation nach Kompression.

Sie stellten in ihren Untersuchungen fest, dass kein entsprechender Zusammenhang bestand. Sie empfahlen die Anwendung sowohl eines Kompressions- als auch eines Elongationstests für die Bestimmung der bleibenden Deformation der Elastomere<sup>62</sup>.

Aktuell beinhaltet die Standardprüfnorm ISO 4823 keinen Elongationstest zur Bestimmung der bleibenden Deformation von elastomeren Abformmaterialien<sup>5, 53, 55</sup>.

#### 2.3.4 Bleibende Deformation nach Elongation

Vor allem die dünn ausgelaufenen Bereiche des dünnfließenden Abformmaterials (Typ 3) werden bei der Abformung auf Zug belastet. Dazu zählen die Bereiche des gingivalen Sulcus, der approximale Bereich und die Umgebung der Präparationsgrenze von präparierten Zahnstümpfen<sup>2, 5, 54</sup>. Die Zugbelastung führt unter Umständen bis zum Materialriss<sup>2, 51, 54, 55</sup>. Die resultierende Fehlstelle ist in der Abformung klinisch leicht erkennbar. Somit kann eine erneute Abformung durchgeführt werden, um spätere Passungenauigkeiten der Restauration zu verhindern. Kommt es aber aufgrund geringerer Zugbelastungen nicht bis zum Reißen des Materials, kann unbemerkt eine bleibende Deformation der Abformung in klinisch relevantem Ausmaß resultieren<sup>2, 22</sup>. Aus diesem Grund sollten Unterschnitte im Bereich der präparierten Zahnstümpfe nach Möglichkeit entfernt oder ausgeblockt werden<sup>21, 34</sup>.

*Wilson* untersuchte 1966 in seiner Studie neben der bereits beschriebenen bleibenden Deformation nach Kompression auch die bleibende Deformation nach Elongation von fünf Silikon- und vier Polysulfidabformmaterialien. Die Prüfkörpermessstrecken wurden vor der Elongation mit Hilfe eines Messmakroskopes vermessen. Dann erfolgte die Elongation der Prüfkörper in einer Prüfmaschine mit einer Geschwindigkeit von 500 mm/min um 50% ihrer Ausgangslänge. Die Haltezeit betrug 10 s. Im Anschluss wurden die elongierten Prüfkörper im Zeitverlauf erneut vermessen. Die Differenz der beiden Messwerte entsprach der bleibenden Deformation und lag zum Messzeitpunkt zwischen ca. 0 und 9,5%<sup>81</sup>.

*Kaloyannides* publizierte 1973 eine Studie über die bleibende Deformation nach Elongation. Es wurden die auf dem griechischen Markt erhältlichen elastomeren Abformmaterialien getestet. Das Ausmaß der Elongation wurde an der Prüfvorrichtung durch das Anbringen verschiedener Gewichte gesteuert (30, 50, 70, 90 und 110 g). Die Messzeitpunkte lagen bei 10 min, 24 h und 48 h nach dem Anmischen der Abformmaterialien. Für die Silikone und Polyether wurden Werte der bleibenden Deformation zwischen 0,17% und 17,06% gemessen<sup>45</sup>.

*Kaloyannides und Kapari* untersuchten in ihrer Studie 1975 neben der bereits beschriebenen bleibenden Deformation nach Kompression auch die bleibende Deformation nach Elongation von vier elastomeren Abformmaterialien und von damit hergestellten Mischungen. Die Elongation wurde mit Hilfe von Gewichten (30, 50, 70, 90 und 110 g) durchgeführt. Es ergaben sich Werte für die bleibende Deformation von 0,47%-17,06%<sup>46</sup>.

*Mansfield und Wilson* veröffentlichten 1973 in ihrer Studie ein Testverfahren zur Bestimmung der bleibenden Deformation nach Elongation. Sie untersuchten die damals auf dem britischen Markt verfügbare Polysulfide und Silikone. Mit Hilfe einer manuell bedienbaren Prüfvorrichtung wurden die Abformmaterialien um maximal 50% ihrer Ausgangslänge mit einer Geschwindigkeit von 10 cm/s gedehnt. Die gemessenen bleibenden Deformationen betrugen 0,00%-2,19%. Die bleibende Deformation stieg bei größerer Elongation und längerer Dauer der Elongation<sup>62</sup>.

*Klooster et al.* untersuchten 1991 in ihrer Studie Polysulfide und Silikone. Zunächst wurde die Abbindezeit der Prüfmaterialien bei Raumtemperatur mit Hilfe eines Rheometers bestimmt. Um die vollständige Polymerisation zu sichern, wurde die rheologisch bestimmte Abbindezeit um 5 min verlängert. Anschließend erfolgte die Durchführung der Elongationsversuche in einer Universalprüfmaschine. Die Dehngeschwindigkeiten waren 100, 200 und 500 mm/min und die Prüfkörper wurden bis zum Reißen gedehnt. Die Messzeiten lagen bei 1 min, 30 min, 1 h und 24 h nach der Dehnung. Bis 24 h war eine Rückstellung messbar. Die bleibende Deformation lag zwischen -0,87% und 15,9%. Umso schneller die Prüfkörper gedehnt wurden, umso geringer war ihre bleibende Deformation<sup>51</sup>.

*Hondrum* untersuchte 1994 Polyether, Polysulfide und Silikone. Die Versuche wurden mit Hilfe einer Universalprüfmaschine durchgeführt. Es wurde ein Maximalwert von 0,4% bleibender Deformation festgelegt, der laut der Autoren als klinisch relevant erschien. In Anlehnung daran wurde die Länge der Prüfkörper bis zum Erreichen von 0,4% bleibender Deformation gemessen. In absteigender Reihenfolge konnten die A-Silikone, die Polyether und die Polysulfide am Längsten gedehnt werden<sup>39</sup>.

*Lawson et al.* prüften 2008 A-Silikone und ein Hybridmaterial mit Hilfe einer Universalprüfmaschine. Um die klinischen Bedingungen zu simulieren, wurden die Prüfkörper in einem Wasserbad ausgehärtet. Die Temperatur betrug 34 °C. Die Polymerisationszeit wurde entsprechend der vom Hersteller angegebenen Mundverweildauer gewählt. Die Elongation der Prüfkörper um 50% und 100% erfolgte nach der Entnahme aus dem Wasserbad mit einer

Dehngeschwindigkeit von 300 mm/min. Die Vermessung wurde nach zwei Stunden mit einem Messmakroskop vorgenommen. Die bleibende Deformation wurde rechnerisch ermittelt (Länge der Prüfkörper abzüglich der Länge der unter selben Bedingungen hergestellten Kontrollkörper). Dabei wurden Werte zwischen 0,00% und 2,28% ermittelt<sup>56</sup>.

*Balkenhol et al.* untersuchten 2010 schnell abbindende Systeme von Typ-3 Silikonen und Hybridmaterialien mit Hilfe einer Universalprüfmaschine. Die Prüfkörper wurden in einem Wasserbad bei 35 °C ausgehärtet. Die Polymerisationsdauer lag bei der Hälfte der untersuchten Prüfkörper bei der vom Hersteller angegebenen Mundverweildauer. Bei der anderen Hälfte der Prüfkörper wurde die Polymerisationszeit auf 5 min verlängert. Nach der Entnahme aus dem Wasserbad wurden die Prüfkörper um 80% ihrer Ausgangslänge mit einer Dehngeschwindigkeit von 200 mm/min gedehnt. Zwei Stunden später erfolgte die Vermessung mit einem Messmakroskop. Die bleibende Deformation wurde rechnerisch ermittelt (Länge der Prüfkörper abzüglich der Prüfkörperformenlänge) und lag zwischen 0,00% und 6,23%. Durch die Verlängerung der Wasserbadverweildauer wurde eine Verringerung der bleibenden Deformation erreicht<sup>5</sup>.

2011 untersuchte *Kratzenstein* die Einflussfaktoren auf die bleibende Deformation nach Elongation von drei Polyether- und Hybridmaterialien mit Hilfe einer Universalprüfmaschine. Die Prüfkörper wurden bei 37 °C in einem Wasserbad ausgehärtet. Es wurden vier unterschiedliche Wasserbadverweildauern gewählt. Zusätzlich zu der vom Hersteller empfohlenen Mundverweildauer wurde die Verlängerung dieser um 2, 4 und 10 min untersucht. Die Elongation der Prüfkörper betrug 15, 30 oder 60% ihrer Ausgangslänge. Die Dehngeschwindigkeiten lagen bei 100 mm/min und 400 mm/min. Die bleibende Deformation wurde ebenfalls rechnerisch ermittelt (Länge der Prüfkörper abzüglich der Länge der Kontrollkörper). Bei der Berechnung wurden auch die geringen Ungenauigkeiten der Prüfkörperformen beachtet und die Messwerte entsprechend rechnerisch korrigiert. Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer führte zu einer Verringerung der bleibenden Deformation. Umso höher das Ausmaß der Elongation war, umso größer war die resultierende bleibende Deformation. Die Dehngeschwindigkeit hatte bei einigen Prüfgruppen einen signifikanten Einfluss. Die Ausdehnung der Lagerungszeit der Prüfkörper ergab nur geringe Unterschiede<sup>53</sup>.

### 2.3.5 Materialeigenschaften im Zusammenhang mit der bleibenden Deformation nach Elongation

#### ***Rheologische Eigenschaften***

Die rheologischen Eigenschaften spielen eine große Rolle in der erfolgreichen Anwendung der elastomeren Abformmaterialien<sup>2</sup>. Die Untersuchung dieser Eigenschaften stellt dabei eine geeignete Methode dar, um die Abbindeverhalten von Abformmaterialien zu bestimmen<sup>40</sup>. In verschiedenen vorausgehenden Studien wurden das Speichermodul  $G'$ , das Verlustmodul  $G''$  und der Verlustfaktor  $\tan \delta$  ( $G''/G'$ ) dazu herangezogen<sup>6, 7, 11</sup>. Das Speichermodul beschreibt die Energie, die bei mechanischer Scherbelastung von einem System gespeichert werden kann und stellt ein Maß für die Steifigkeit eines viskoelastischen Materials dar. Das Speichermodul ist proportional zur elastisch gespeicherten Arbeit. Das Verlustmodul ist ein Maß für die vom System dissipierte Energie und ist proportional zu der Arbeit, die nicht wieder elastisch abgerufen werden kann<sup>80</sup>.

*Braden und Inglis* untersuchten in ihrer Studie elastomere Abformmaterialien auf den Zusammenhang zwischen dem Verlustfaktor  $\tan \delta$  und der bleibenden Deformation nach Kompression und nach Elongation. Es ergab sich eine Korrelation zwischen dem Verlustfaktor  $\tan \delta$  und der bleibenden Deformation nach Kompression. Dagegen gab es keine Korrelation zwischen dem Verlustfaktor  $\tan \delta$  und der bleibenden Deformation nach Elongation<sup>11</sup>.

*Stelzig* vermutete entsprechend der Ergebnisse seiner Studie, dass sich Probleme bei der weiteren Verarbeitung der Abformmaterialien ergeben könnten, beginnend von dem Punkt an, an dem die elastischen Eigenschaften (Speichermodul  $G'$ ) die viskösen Eigenschaften (Verlustmodul  $G''$ ) übersteigen. Es könnte von diesem Punkt an zu einer bleibenden Deformation einiger Materialbereiche kommen<sup>76</sup>.

#### ***Die Shore-A-Härte***

Um die Materialhärte von Elastomeren zu bestimmen, wird das Verfahren der Shore-Härteprüfung nach Albert Shore angewandt. Dabei existieren unterschiedliche Prüfstandards je nach Materialeigenschaften. Die Shore-A-Härte wird zur Härteprüfung von weichen Materialien, wie den Typ 3-Abformwerkstoffen, eingesetzt. Für die Härteprüfung festerer Materialien wird die Shore-D-Härte bestimmt. Die beiden Verfahren unterscheiden sich im Bezug auf die eingesetzten Prüfgeräte. Diese weisen unterschiedliche Prüfspitzen und Auflagegewichte auf<sup>29</sup>.

Eine niedrige Materialhärte zum Zeitpunkt der Entnahme der Abformung begünstigt möglicherweise die bleibende Deformation nach Zugbelastung.

*Finger und Komatsu* wiesen in einer Studie die Korrelation zwischen der Shore-A-Härte und der Verformung unter Druck, sowie der Steifheit einiger der elastomeren Prüfmaterialien nach. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die Shore-A-Härte verlässliche Informationen über die elastischen Eigenschaften von Abformmaterialien liefert<sup>26</sup>.

In einer weiteren Studie untersuchte *Finger* A-Silikone auf den Zusammenhang von Füllstoffgehalt und Shore-A-Härte. Er zeigte, dass die Shore-A-Härte nahezu linear zum Füllstoffgehalt anstieg<sup>27</sup>.

### ***Der Füllstoffgehalt***

Der Gehalt an anorganischen Füllstoffen von Elastomeren kann von der Größe ihres Glührückstandes abgeleitet werden. Zu Bestimmung des Glührückstandes wird das zu prüfende Abformmaterial in einem Muffelofen verbrannt<sup>35</sup>. Der anorganische Anteil bleibt in Form von Asche nach der Verbrennung zurück und entspricht nahezu dem Gesamtfüllstoffgehalt des Abformmaterials.

*Carlo et al.* veröffentlichten eine Studie in der sie den anorganischen Füllstoffgehalt von elastomeren Abformmaterialien analysierten. Zunächst wurden die Prüfkörper hergestellt und, mittels des archimedischen Prinzips, die Anteile von Trockenmasse und Feuchtmasse bestimmt. Daraus wurde die Masse der Prüfkörper berechnet. Im Anschluss wurden die Prüfkörper für 3 h bei 600 °C verascht und die Masse der Asche ermittelt. Der anorganische Füllstoffanteil konnte anschließend berechnet werden und lag zwischen 4,04 und 73,68%<sup>14</sup>.

*Klang et al.* untersuchten in ihrer Studie die Auswirkung der Erhöhung des Glasfüllstoffgehaltes auf die Materialeigenschaften von A-Silikonem. Sie wiesen eine signifikante Steigerung der Reißfestigkeit und eine Abnahme der linearen Dimensionsänderung bei erhöhtem Füllstoffgehalt nach<sup>50</sup>.

Demnach könnte möglicherweise ein Zusammenhang zwischen dem Füllstoffgehalt und der bleibenden Deformation nach Elongation bestehen.

Die Datenauswertung im Rahmen der Literaturrecherche lässt sich wie folgt zusammenfassen:

- Die Ursache der bleibenden Deformation von elastomeren Abformmaterialien liegt in ihren viskoelastischen Eigenschaften<sup>32, 41, 65, 68</sup>.
- Deformation von Abformungen können (a) bei Kippungen des Abformlöffels während der Aushärtung des Abformmaterials<sup>67</sup>, (b) bei einer ungünstigen Entnahmetechnik<sup>84</sup> oder (c) bei einer zu frühen Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten<sup>5, 51, 53, 67</sup> begünstigt werden.
- Einige Studien haben sich mit der bleibenden Deformation nach Kompression beschäftigt<sup>17, 26, 32, 46, 60, 74, 81</sup>. Die bleibende Deformation von elastomeren Abformmaterialien wird nach dem aktuellen Standardprüfprotokoll ISO 4823 mit einem Kompressionstest bestimmt<sup>42</sup>.
- In vorausgehenden Studien wurde der Zusammenhang zwischen der bleibenden Deformation nach Kompression und der bleibenden Deformation nach Elongation beleuchtet<sup>9, 46, 56, 62</sup>. Die Autoren kamen dabei zu unterschiedlichen Ergebnissen, wobei in einer Studie die Empfehlung gemacht wurde, sowohl Kompressions- als auch Elongationstest an Abformmaterialien durchzuführen<sup>62</sup>.
- In mehreren Studien wurde die bleibende Deformation nach Elongation von elastomeren Abformmaterialien untersucht<sup>5, 39, 45, 46, 51, 53, 56, 62, 81</sup>. Zwei dieser Studien stammen aus der Arbeitsgruppe in Gießen, in deren Rahmen auch die vorliegende Studie durchgeführt wurde. Die beiden Studien kamen zu dem Ergebnis, dass die bleibende Deformation nach Elongation auch in die Standardprüfnorm ISO 4823 aufgenommen werden sollte<sup>5, 53</sup>.
- Nur die beiden Studien der Arbeitsgruppe aus Gießen beschäftigen sich mit dem Einfluss der Verlängerung der Polymerisationszeit auf die bleibende Deformation nach Elongation von elastomeren Abformmaterialien<sup>5, 53</sup>. In beiden Studien wurden Abformmaterialien vom Typ 3 untersucht, da diese hauptsächlich Elongationskräften ausgesetzt sind<sup>2, 54</sup>. Es wurden dabei keine regulär abbindenden Silikon-Abformmaterialien geprüft.

- Es gibt keine wissenschaftlichen Erkenntnisse über einen möglichen Zusammenhang der rheologischen Kenngrößen Speichermodul  $G'$  und Verlustmodul  $G''$ , der Shore-A-Härte und des Füllstoffgehaltes, mit der bleibenden Deformation nach Elongation.

Insgesamt ist der Einfluss klinisch relevanter Einflussfaktoren auf die bleibende Deformation nach Elongation von Abformmaterialien, wie auch die Verlängerung der Polymerisationszeit noch wenig untersucht. Das Ziel dieser Arbeit war es daher, einen wissenschaftlichen Beitrag zu diesem Thema zu leisten.

### 3 Ziel der Arbeit

Das Ziel dieser *in-vitro*-Studie war, den Einfluss klinisch relevanter Parameter auf die bleibende Deformation nach Elongation elastomerer Silikon-Abformmaterialien vom Typ 3 zu untersuchen. Es wurden die Prüfparameter (1) Polymerisationszeit bei 37 °C, (2) Ausmaß der Elongation, (3) Geschwindigkeit der Elongation sowie (4) der Einfluss der Lagerungszeit nach der Elongation untersucht (Versuchsserie 1):

Folgenden Fragen sollten im Rahmen der Studie beantwortet werden:

- Unterscheiden sich die Werte der bleibenden Deformation nach Elongation zwischen den Prüfgruppen im lagerungszeitlichen Durchschnitt?
- Unterscheiden sich die Werte der bleibenden Deformation nach Elongation zwischen den Prüfgruppen im lagerungszeitlichen Verlauf?
- Ist der Verlauf der Werte für die bleibende Deformation zu den betrachteten Messzeitpunkten im lagerungszeitlichen Verlauf konstant?

Es wurden dazu drei Nullhypothesen getestet:

- **H<sub>0a</sub>**: Zwischen den Prüfgruppen gibt es keine Unterschiede der Werte für die bleibende Deformation bzgl. des lagerungszeitlichen Durchschnitts der Daten.
- **H<sub>0b</sub>**: Zwischen den Prüfgruppen gibt es keine Unterschiede der Werte für die bleibende Deformation bzgl. des lagerungszeitlichen Verlaufs des Profils.
- **H<sub>0c</sub>**: Die Messwiederholungsvariablen liefern im Mittel den gleichen Wert.

Darüber hinaus sollten mögliche Zusammenhänge der bleibenden Deformation nach Elongation mit spezifischen Materialeigenschaften beleuchtet werden. Es wurden diesbezüglich rheologische Eigenschaften, die Shore-A-Härte und der Füllstoffgehalt untersucht (Versuchsserien 2-4).

## 4 Material und Methode

### 4.1 Verwendete Prüfmaterialien

Es wurden insgesamt fünf Abformmaterialien untersucht. Dabei handelt es sich um vier additionsvernetzende Silikone und ein kondensationsvernetzendes Silikon (siehe Tabelle 4.1). Alle untersuchten Materialien sind Abformmaterialien vom Typ 3 aus der Gruppe der Elastomere.

**Tabelle 4.1: Übersicht über die geprüften Materialien**

Materialgruppe	Produktbezeichnung	Hersteller	Charge	Verfall
<b>A-Silikon</b>	Aquasil Ultra LV	Dentsply Caulk	100607	2013.06
	Express 2 Light Body Standard	3M ESPE	410800	2012.05
	Flexitime Correct Flow	Heraeus	330334	2013.05
	Honigum- Light	DMG	640887	2012.04
<b>C-Silikon</b>	Xantopren Comfort Light	Haereus	340001	2012.07

Die Herstellerangaben über die Verarbeitungszeit, die Mundverweildauer und die Abbindezeit wurden beachtet (siehe Tabelle 4.2).

**Tabelle 4.2: Zeitvorgaben der Hersteller mit vorgegebenem Anmischverhältnis**

Produktbezeichnung	VAZ <sup>1</sup> [min]	MVD <sup>2</sup> [min]	AZ <sup>3</sup> [min]	MV <sup>4</sup>
<b>Aquasil Ultra LV</b>	2:15-2:45	k.A.	5:00	1:1
<b>Express 2 Light Body Standard</b>	2:00	3:30	k.A.	1:1
<b>Flexitime Correct Flow</b>	2:30	2:30	k.A.	1:1
<b>Honigum- Light</b>	≥ 2:15	3:30	k.A.	1:1
<b>Xantopren Comfort Light</b>	2:00	3:00	k.A.	4:1

1) VAZ: Verarbeitungszeit ab Anmischbeginn

2) MVD: Mundverweildauer

3) AZ: Abbindezeit ab Mischbeginn

4) MV: Mischungsverhältnis

Die Verarbeitungszeit gilt bei einer Raumtemperatur von 23 °C und einer relativen Raumfeuchtigkeit von 50%. Alle Materialien wurden mit Hilfe eines Statikmischers und der mit dem Pasten-System mitgelieferten Mischkanülen angemischt.

## 4.2 Prüfverfahren

Die Untersuchung der bleibenden Deformation nach Elongation wurde an der Materialgruppe der Silikone durchgeführt. Dies geschah in Ergänzung zu einer ähnlichen Studie der Arbeitsgruppe durch *Kratzenstein* (siehe Kapitel „Bleibende Deformation nach Elongation“).

Alle Versuche wurden im klimatisierten Labor bei einer Raumtemperatur von  $23 \pm 1$  °C und einer relativen Raumfeuchtigkeit von  $50 \pm 10\%$  durchgeführt.

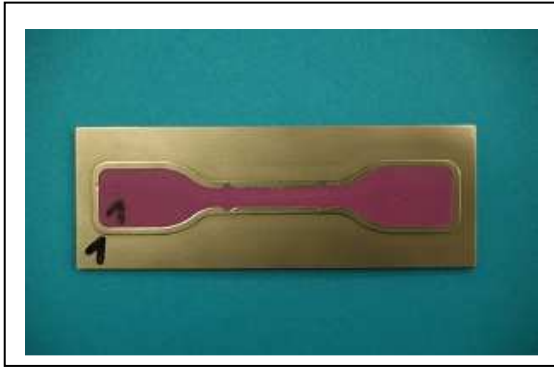
### 4.2.1 Versuchsserie 1 - Bleibende Deformation nach Elongation

#### ***Prüfkörperherstellung***

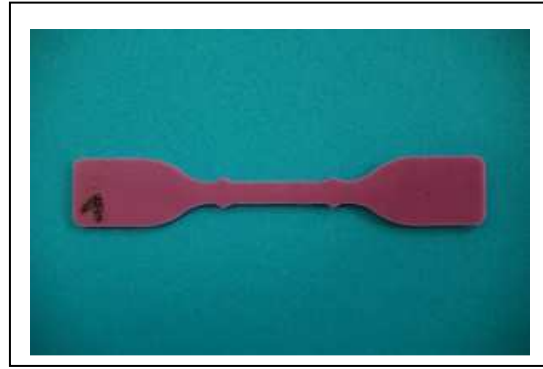
Die Prüfkörper wurden mithilfe von drei Edelstahl-Prüfkörperformen hergestellt. Ihre Dicke beträgt 2mm. Das Lumen entspricht der Form eines Schulterstabes. Die Prüfkörperformen weisen produktionsbedingte Dimensionsunterschiede auf. Dadurch ergaben sich geringfügige Längenabweichungen der Messstrecken von dem theoretischen Wert 20 mm. Die Prüfkörperformen wurden aus diesem Grund mit einer Zifferngravur und einem wasserfesten Filzschreiber markiert. Die Prüfkörper wurden nach ihrer Herstellung ebenfalls mit einer korrespondierenden Ziffer beschriftet (siehe Abbildung 4.1). Dadurch war die Zuordnung jeder Prüfkörper-Messstrecke zu einer Prüfkörperformen-Messstrecke möglich.

Zur Herstellung der Prüfkörper wurden die Prüfkörperformen mit der angemischten Abformmasse befüllt. Der Materialüberschuss wurde zwischen zwei Kunststofffolien (Hostaphan RN 50, Pütz, Taunusstein) und zwei Glasplatten verdrängt. Zur Fixation der befüllten Prüfkörperformen zwischen den Glasplatten dienten handelsübliche Leimklemmen. Die Proben wurden nach 30 s zur Polymerisation der Abformmasse in ein Wasserbad (Julabo Labortechnik GmbH, Seelbach) eingebracht. Die Wassertemperatur betrug 37 °C. Die Proben wurden für die vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer bzw. länger im Wasserbad belassen, siehe Prüfparameter in Tabelle 4.3. Nach der Entnahme aus dem Wasserbad wurden die Prüfkörper in der Prüfkörperform mithilfe eines Skapells (No. 21, Feather Safety Razor Co, Osaka, Japan) von Überhängen entgratet. Anschließend wurden die Prüfkörper beschriftet und aus den Prüfkörperformen entnommen.

An den Längsseiten der Prüfkörper befinden sich je zwei halbkreisförmige Ausbuchtungen, die als Markierungen der Messstrecke dienen, wie Abbildung 4.2 zeigt.



**Abbildung 4.1: Prüfkörperform und Prüfkörper mit korrespondierender Markierung**



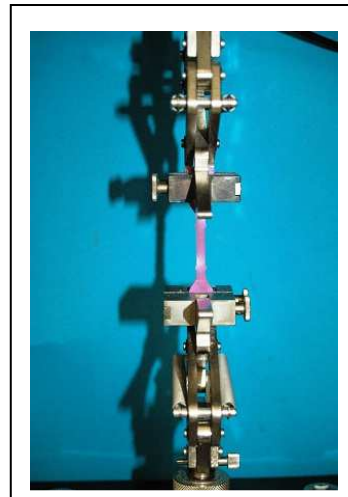
**Abbildung 4.2: Fertiger Prüfkörper nach der Herstellung**

### *Durchführung der Elongation*

Die Elongation der Prüfkörper erfolgte 1:45 min nach der Entnahme aus dem Wasserbad. Die Prüfkörper wurden dazu in eine Universalprüfmaschine (Typ 1454, Zwick/Roell, Ulm) eingebracht (siehe Abbildung 4.3). Die Enden des Prüfkörpers wurden an beiden Seiten in eine Aufnahme an der Prüfvorrichtung eingespannt und anschließend gedehnt (siehe Abbildung 4.4). Die Lagerung erfolgte auf Polymethylmethacrylat-Pulver (Palavit G Pulver, Haereus Kulzer, Hanau), um eine ungehinderte Kontraktion zu ermöglichen.



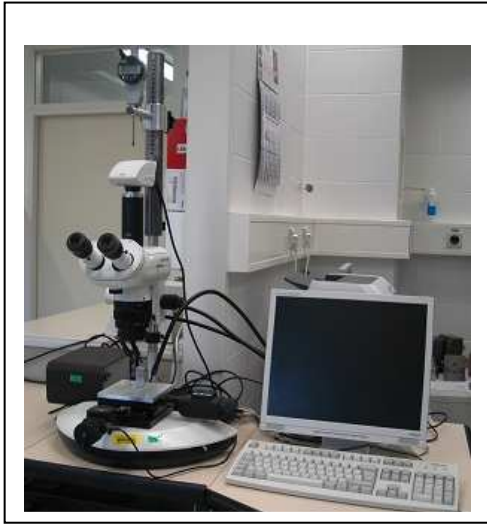
**Abbildung 4.3: Universalprüfmaschine Zwick Typ 1454**



**Abbildung 4.4: Prüfkörper während der Dehnung in der Prüfmaschine**

### ***Durchführung der Messung***

Die Vermessung der gedehnten Prüfkörper wurde mit einem Messmakroskop (M420, Leica, Bensheim) vorgenommen (siehe Abbildung 4.5).



**Abbildung 4.5: Messmakroskop M420**

Dazu wurden die Prüfkörper nach der Lagerung auf dem Messtisch mit integrierten Messuhren ausgerichtet. Zur Vermessung wurde ein Okular (Vergrößerung 40-fach) mit einer kreisförmigen Ausrichthilfe verwendet, welche mit der Messstreckenmarkierung der Prüfkörper zur Deckung gebracht werden konnte. Jede Messstrecke wurde drei Mal vermessen.

Die Prüfkörperformen sowie die ungedehnten Referenzprüfkörper wurden ebenfalls vermessen.

### ***Rechnerische Ermittlung der bleibenden Deformation***

Zunächst wurde die produktionsbedingte Längenabweichung der Prüfkörperformen aus den Prüfkörper-Messwerten heraus gerechnet. Dazu wurde die Zuordnung der Prüfkörperformen-Messstrecken zu den Prüfkörper-Messstrecken verwendet (siehe Kapitel „Prüfkörperherstellung“). Von den Prüfkörper-Messwerten wurden die jeweils zugehörigen Längenabweichungen der Prüfkörperformen addiert oder subtrahiert. Im Anschluss wurde aus den Prüfkörper-Messwerten der Mittelwert je Ober- und Unterseite gebildet. Durch die folgende Subtraktion dieser Mittelwerte von den Mittelwerten der ungedehnten Referenzprüf-

körper, konnte die lineare bleibende Deformation ermittelt werden. Abschließend wurde die lineare bleibende Deformation in Prozent aus den Messwerten berechnet.

### *Prüfparameter*

Die Prüfparameter wurden variiert (siehe Tabelle 4.3).

**Tabelle 4.3: Variation der Prüfparameter**

<b>Arbeitsschritt</b>	<b>Einflussgröße</b>	<b>Geprüfte Parameter</b>
<b>Prüfkörperherstellung</b>	Polymerisationszeit im Wasserbad bei 37 °C	WVD <sup>1</sup> ; WVD + 4 min; WVD + 10 min
<b>Elongation</b>	Ausmaß der Elongation bezogen auf die Ausgangslänge	30%; 60%
	Geschwindigkeit der Elongation	100 mm/min; 400 mm/min
<b>Messung</b>	Lagerungszeit Prüfkörper/Referenzprüfkörper	1 h; 4 h; 24 h

<sup>1)</sup> WVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer

Es wurden jeweils zehn Prüfkörper pro Prüfgruppe hergestellt. Aus der Variation der Prüfparameter ergaben sich insgesamt 12 Prüfgruppen pro Prüfmaterial. Zusätzlich wurden zu jeder Herstellungsbedingung drei Referenzprüfkörper hergestellt.

## 4.2.2 Versuchsserie 2 - Rheologische Eigenschaften

### *Durchführung der Messung*

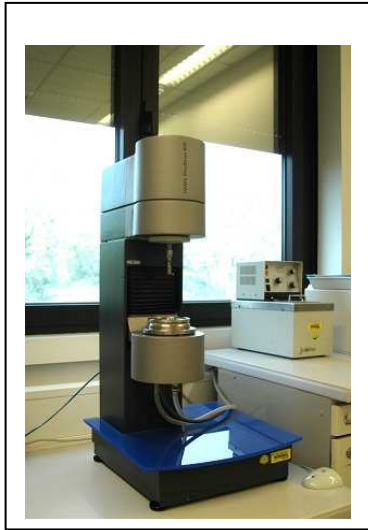
Die Versuche wurden mit einem Rheometer (RheoStress RS600, Thermo Fisher Scientific, Karlsruhe) durchgeführt (siehe Abbildung 4.6). Bei dem verwendeten Rheometer handelt es sich um ein Rotationsrheometer. Die rheologischen Untersuchungen ermöglichten die Ermittlung der elastischen Eigenschaften der Abformmasse während der Abbindung.

Es wurden folgende Messparameter in Abhängigkeit von der Zeit gemessen:

- Speichermodul  $G'$
- Verlustmodul  $G''$

Als Messvorrichtung diente ein Platte/Platte-Aufbau, mit zwei profilierten Platten. Die verwendete profilierte Basisplatte (Bajonett 20, Thermo Fisher Scientific, Karlsruhe) ist unbe-

weglich. Als obere Platte diente ein Sensor (PP 20 Ti PR, Thermo Fisher Scientific, Karlsruhe). Der Sensor wird während der Messung gegen die unbewegliche Basisplatte oszillierend ausgelenkt. Dadurch wird eine Scherspannung auf das Prüfmaterial, das sich zwischen beiden Platten befindet, ausgeübt. Die Regulation der Platten-Temperatur ist durch ein Peltier-Element in Verbindung mit einer Temperaturregereinheit (Universal Temperature Controller, Thermo Fisher Scientific, Karlsruhe) steuerbar.



**Abbildung 4.6: RheoStress RS600**

Vor Beginn jedes Messvorganges wurde der Messnullpunkt, der dem Abstand 0 mm zwischen beiden Messplatten entspricht, bestimmt. Danach wurde die Sensorplatte automatisch in die Standby-Position (Plattenabstand 16 mm) gefahren. Das Prüfmaterial wurde in einer Menge von 1 ml auf die Basisplatte aufgebracht. Dann wurden die Platten in die Messposition (Plattenabstand 0.5 mm) gefahren (siehe Abbildung 4.7).

Die Zeitvorgaben und Temperaturen wurden soweit als möglich analog zu der Versuchsreihe der bleibenden Deformation nach Elongation gewählt, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erzielen. Bei der Messung wurden die Platten zunächst für 30 s bei 23 °C beheizt. Dann wurde die Plattentemperatur auf 37 °C erhöht. Diese Temperatur wurde für die angegebene Mundverweildauer zuzüglich drei Minuten beibehalten.



**Abbildung 4.7: Prüfmaterial während der Messung mit dem Rheometer**

Nach dem Abschluss der Messung wurde die Plattentemperatur auf 23 °C reduziert und die Platten automatisch auseinander gefahren. Das Abformmaterial konnte entnommen werden, um das Rheometer für die folgende Messung vorzubereiten.

### ***Prüfparameter***

Die Messung wurde oszillierend im CS- Modus unter der Vorgabe einer Schubspannung  $\tau$  von 600 Pa durchgeführt. Die Frequenz der Oszillation betrug 0,4640 Hz.

### **4.2.3 Versuchsserie 3 - Shore-A-Härte**

#### ***Prüfkörperherstellung***

Die Prüfkörperherstellung sowie die Messung erfolgten gemäß DIN EN ISO 868. Dabei wurde eine ringförmige Prüfkörperform aus Messing mit einem Durchmesser von 45 mm verwendet. Die Dicke betrug 4 mm. Die Prüfkörperform wurde mit dem angemischten Material befüllt. Anschließend wurde die Form zwischen zwei Glasplatten und zwei Kunststofffolien plangepresst. Zum Abfluss von überschüssigem Prüfmaterial weist die Prüfkörperform vier Abflurrillen (Tiefe 2 mm, Breite 4 mm) auf. Pro Abformmaterial wurden je drei kreisförmige Prüfkörper hergestellt. Sie wurden mit Hilfe eines wasserfesten Filzschreibers in einzelne

Kreissegmente unterteilt. Jedes Segment stellte einen Messbereich dar und wurde mit der entsprechenden Messzeit beschriftet, wie in Abbildung 4.8 zu sehen.

### ***Durchführung der Messung***

Zur Bestimmung der Shore-A-Härte diente ein Prüfgerät (Typ: HPSA # 311-4254, Schmidt, Waldkraiburg) mit einem Edelstahl-Messstift. Bei der Messung wurde die Eindringtiefe des Messstiftes in das Prüfmaterial bestimmt. Das Prüfgerät wurde mit seiner runden Auflage planparallel etwa 1 cm entfernt vom Rand auf den Prüfkörper aufgesetzt. Die Messung erfolgte mit einer definierten Kraft von 12,5 N.



**Abbildung 4.8: Beschrifteter Prüfkörper vorbereitet für die Messung mit dem Prüfgerät**

Eine rote Linie auf dem Messstift diente dafür als Markierung. Der Messwert konnte am Prüfgerät abgelesen werden. Die Messwertskala reicht von 0 Shore, entsprechend der Eindringtiefe von 2,5 mm, bis zu 100 Shore, entsprechend der Eindringtiefe von 0 mm. Abschließend wurde jeweils der Mittelwert aus den Messwerten je Messbereich gebildet.

### ***Prüfparameter***

Die Messzeiten waren 6 min, 10 min, 20 min, 30 min, 1 h, 2 h, 3 h, 4 h, 5 h, 6 h, 7 h, 8 h und 24 h nach Mischbeginn der Abformmaterialien.

#### 4.2.4 Versuchsserie 4 - Füllstoffgehalt

##### *Durchführung der Messung*

Die Durchführung der Messung des Glührückstandes zur Bestimmung des Füllstoffgehaltes, erfolgte als Einfachbestimmung in drei identischen Porzellanmesstiegeln.



**Abbildung 4.9:** Befüllter Tiegel vor der Veraschung der Abformmasse



**Abbildung 4.10:** Tiegel nach der Veraschung mit Glührückstand

Der jeweilige Messtiegel wurde leer auf einer Analysenwaage (XS205 DualRange, Mettler Toledo GmbH, Gießen) gewogen. Dann wurde die Waage tariert und das Abformmaterial in einer Menge von 0,5 g auf 0,0001 g genau in dem Tiegel eingewogen (siehe Abbildung 4.9).

Der befüllte Tiegel wurde in einen kalten Muffelofen (Typ KM, MIHM-Vogt, Karlsruhe) eingebracht. Der Ofen wurde auf 720 °C aufgeheizt. Die Abformmasse wurde eine Stunde verascht und danach der Tiegel aus dem Ofen entnommen. Zur Abkühlung auf Raumtemperatur wurde der Tiegel in einen mit Kieselgel-Trockenperlen befüllten Exsikkator gestellt. Im Anschluss wurde der Tiegel mit dem veraschten Abformmaterial (siehe Abbildung 4.10) auf der Analysewaage erneut gewogen.

Der Glührückstand wurde rechnerisch nach folgender Formel ermittelt:

**Formel 4.1: Berechnung des Glührückstandes**

$$\frac{[(M3^1 - M2^2)] \times 100}{M1^3} = \text{Gew.}\% ^4$$

- <sup>1)</sup> M1: Einwaage vor der Veraschung
- <sup>2)</sup> M2: Masse des Tiegels vor der Veraschung
- <sup>3)</sup> M3: Masse des Tiegels mit der Substanz nach der Veraschung
- <sup>4)</sup> Gew.%: Gewichtsprozent des Glührückstandes

### 4.3 Statistische Analyse

Die statistische Analyse erfolgte für die Messwerte der Versuchsserie 1. Da bei wenigen Prüfgruppen negative Messwerte der bleibenden Deformation vorkamen, wurden die Analysen mit dem Betrag der Messwerte durchgeführt. Dadurch konnte verhindert werden, dass die negativen Messwerte als „besser“ im Vergleich zu keiner bleibenden Deformation gewichtet wurden. Die statistische Analyse erfolgte hinsichtlich der üblichen Signifikanzniveaus wie folgt: Höchst signifikant ( $p < 0,001$ ), hoch signifikant ( $p < 0,01$ ) und signifikant ( $p < 0,05$ ).

Um die Einflüsse der Gruppenzugehörigkeit auf den lagerungszeitlichen Durchschnitt der untersuchten Parameter zu analysieren, wurde zunächst eine mehrfaktorielle, univariate Varianzanalyse durchgeführt.

Weiterhin wurde geprüft, wie sich die Werte der zu analysierenden Parameter im lagerungszeitlichen Verlauf verändern und ob die Messwiederholungsvariablen dabei konstante Werte liefern. Zur Analyse solcher Messwiederholungsdesigns kann sowohl ein univariater, als auch ein multivariater Ansatz verwendet werden. In der vorliegenden Studie fand das multivariate Verfahren Anwendung. Dazu wurden zunächst die notwendigen Voraussetzungen zur Anwendung des univariaten Verfahrens überprüft. Die Daten wurden mit Hilfe des Mauchly-Tests auf Sphärität getestet. War diese nicht gegeben, wurde die Grenhouse-Geisser-Korrektur eingesetzt. Eine weitere Voraussetzung zur Durchführung des univariaten Verfahrens verlangt die Gleichheit aller Varianz-Kovarianz-Matrizen der Gruppen. Diese Voraussetzung wurde mit dem Box-M-Test überprüft. Die Gleichheit der Matrizen konnte in fast allen

Materialgruppen nicht gezeigt werden. Da es sich bei der vorliegenden Studie um balancierte Daten handelt, ist die Verletzung gleicher Varianz-Kovarianz-Matrizen nicht schwerwiegend, d.h. die verwendete univariate Teststatistik ist robust.

Auf Einzelbetrachtungen sämtlicher Parameterkombinationen wurde wegen der Vielzahl von Prüfparametern bewusst verzichtet. Aufgrund der klinischen Relevanz wurde jedoch beim dreistufigen Prüfparameter WVD (Wasserbadverweildauer) bei signifikanten Ergebnissen gezielt eine ANOVA-Analyse in Form einer Post-Hoc-Analyse nach Dunnett (fehlende Varianzhomogenität) vorgenommen. \*)

In Anlehnung an die genannte Studie der Arbeitsgruppe durch *Kratzenstein* werden die Ergebnisse der Versuchsserie 1 aufgrund der Komplexität der Daten zweigeteilt dargestellt<sup>53</sup>. Zunächst erfolgt eine Gesamtdarstellung der Ergebnisse aller Materialien. Im Anschluss werden die Ergebnisse der statistischen Varianzanalysen genau beschrieben. Es resultieren daraus unumgänglich Doppeldarstellungen. Da bei einer ersten Datenauswertung keine eindeutigen Zusammenhänge der Ergebnisse der bleibenden Deformation nach Elongation mit den Ergebnissen der Versuchsserien 2-4 erkennbar waren, wurde von einer statistischen Auswertung abgesehen.

\*) Die statistische Analyse der Daten erfolgte unter der Beratung von Herrn Jörg Reitze (MoRedata GmbH, Kerkrader Str.11, 35394 Gießen)

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Einfluss der Prüfparameter auf die bleibende Deformation nach Elongation (Versuchsserie 1)

#### 5.1.1 Gesamtdarstellung der Ergebnisse

Insgesamt lagen die Prüfgruppen-Mittelwerte der bleibenden Deformation nach Elongation zwischen -0,011 und 1,149%lin. (siehe Tabelle 5.1).

**Tabelle 5.1: Maximale und minimale Messwerte der bleibenden Deformation nach Elongation in %lin. aller Prüfmaterialien im Vergleich**

<b>Ausmaß der Elongation</b>	<b>Prüfmaterial</b>	<b>maximaler und minimaler Mittelwert der bleibenden Deformation in %lin.</b>
<b>30%</b>	<b>Aquasil Ultra LV</b>	0,029-0,307
	<b>Express 2 Light Body Standard</b>	0,009-0,052
	<b>Flexitime Correct Flow</b>	0,013-0,093
	<b>Honigum-Light</b>	-0,011-0,061
	<b>Xantopren Comfort Light</b>	-0,011-0,341
<b>60%</b>	<b>Aquasil Ultra LV</b>	0,416-1,149
	<b>Express2 Light Body Standard</b>	0,020-0,127
	<b>Flexitime Correct Flow</b>	0,166-0,284
	<b>Honigum-Light</b>	0,029-0,218
	<b>Xantopren Comfort Light</b>	0,053-1,061

#### 5.1.2 Ergebnisse der einzelnen Prüfmaterialien

##### *Aquasil Ultra LV*

Aquasil Ultra LV wies den höchsten Maximalwert für die bleibende Deformation nach Elongation auf (siehe Abbildung 5.1). Es kamen negative Messwerte in den Prüfgruppen, mit 30%iger Elongation und einer Verlängerung der Wasserbadverweildauer um zehn Minuten vor. Die univariate Varianzanalyse (siehe Kapitel 5.1.3) ergab für die Prüfgruppen mit 30% Elongations-Ausmaß, im Gegensatz zu den Prüfgruppen mit 60%, höchst signifikant kleinere Werte für die bleibende Deformation. Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer ergab

ebenfalls höchst signifikant kleinere Werte in allen drei Schritten. Die Prüfgruppen mit einer Verlängerung der Wasserbadverweildauer um vier Minuten zeigten gegenüber denen mit regulärer Wasserbadverweildauer eine deutliche Verringerung der bleibenden Deformation. Im Vergleich dazu ergab die weitere Verlängerung der Wasserbadverweildauer eine kleinere Reduktion der bleibenden Deformation. Die Prüfgruppen mit schnellerer Elongation zeigten hoch signifikant weniger bleibende Deformation. Die multivariate Varianzanalyse (siehe Kapitel 5.1.4) ergab für die Lagerungszeit höchst signifikante Unterschiede zwischen allen untersuchten Zeitpunkten. Je höher die Lagerungszeit war, umso niedriger waren die Werte für die bleibende Deformation.

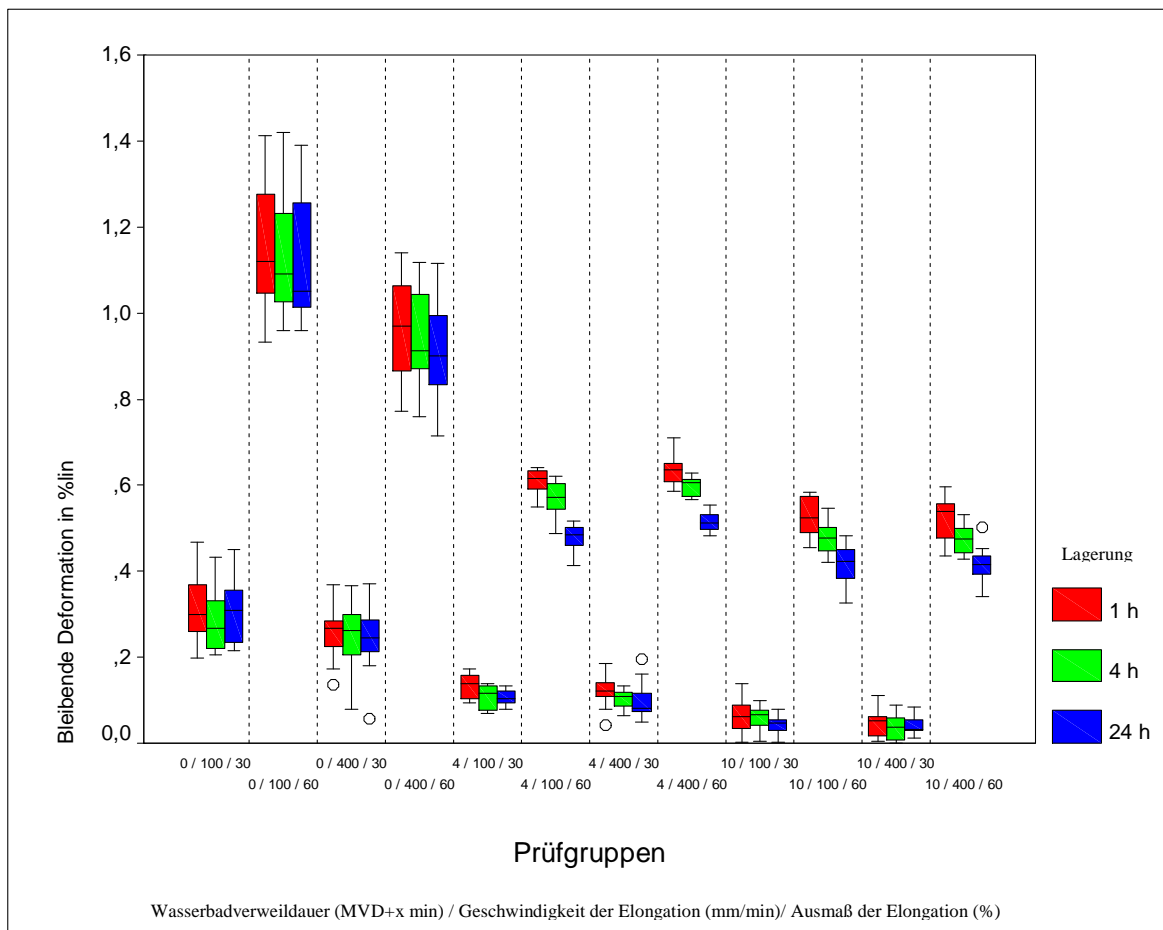
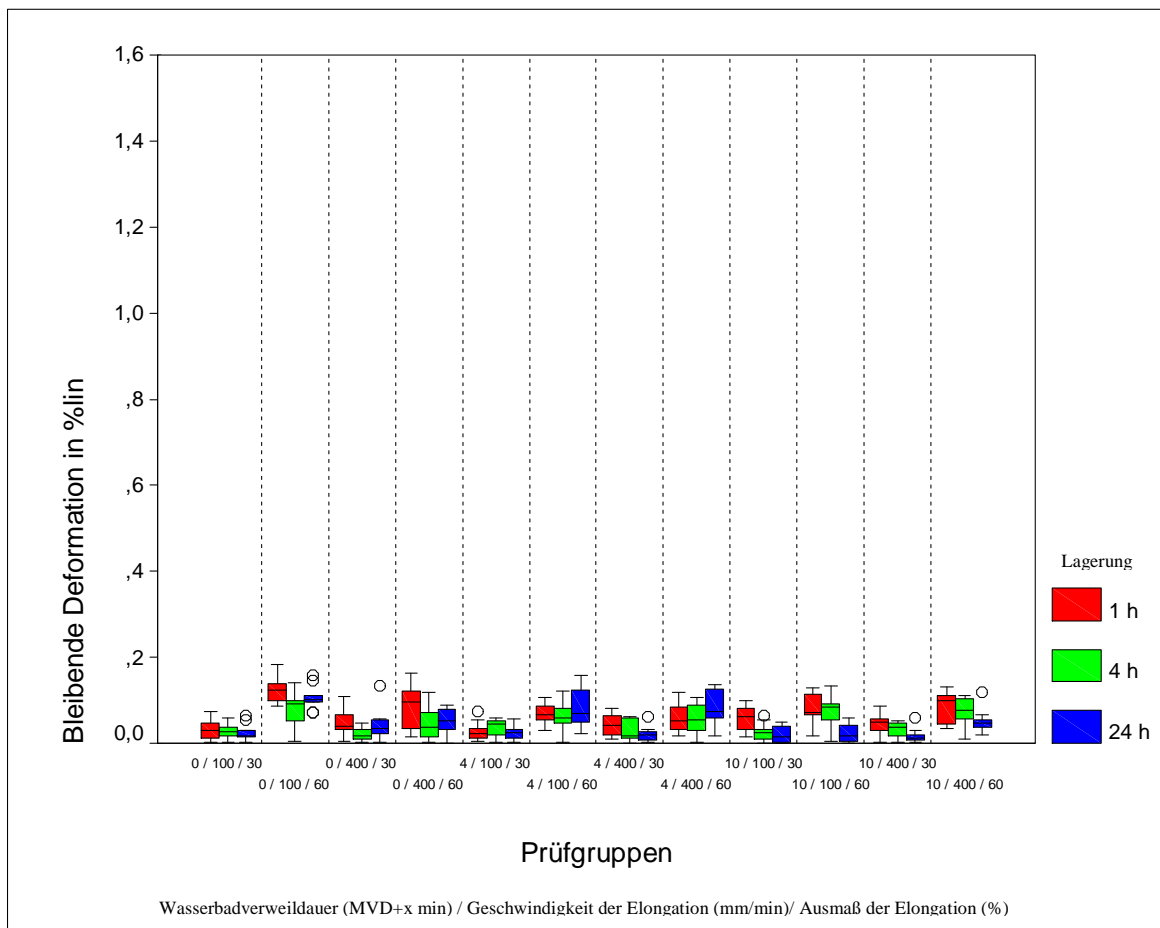


Abbildung 5.1: Bleibende Deformation in %lin der Prüfgruppen von Aquasil Ultra LV

**Express 2 Light Body Standard**

Das Material Express 2 Light Body Standard hatte den geringsten Maximalwert aller Prüfmaterialien für die Werte der bleibenden Deformation (siehe Abbildung 5.2). Negative Messwerte kamen vorwiegend bei den Prüfgruppen mit regulärer Wasserbadverweildauer vor. Die univariate Varianzanalyse ergab, dass die um 30% ihrer Ausgangslänge elongierten Prüfgruppen gegenüber den um 60% elongierten Prüfgruppen, höchst signifikant kleinere Werte für die bleibende Deformation aufwiesen. Es gab keine signifikanten Unterschiede in der bleibenden Deformation der Prüfgruppen zwischen den unterschiedlichen Wasserbadverweildauern und zwischen den beiden Dehngeschwindigkeiten.



**Abbildung 5.2: Bleibende Deformation in %lin der Prüfgruppen von Express 2 Light Body Standard**

Die multivariate Varianzanalyse wies bei der Verlängerung der Lagerungszeit von 1 h auf 4 h eine signifikante Verringerung der bleibenden Deformation nach. Die höchsten Werte für die bleibende Deformation hatte die Prüfgruppe mit regulärer Wasserbadverweildauer, einer Elongation um 60% und einer Dehngeschwindigkeit von 100 mm/min bei einer Lagerungszeit von 60 min.

**Flexitime Correct Flow**

Die univariate Varianzanalyse zeigte, dass die Werte für die bleibende Deformation des Materials Flexitime Correct Flow bei den Prüfgruppen mit 30%iger Elongation höchst signifikant niedriger waren, als bei den Prüfgruppen mit 60%iger Elongation (siehe Abbildung 5.3). Es kamen negative Messwerte bei den Prüfgruppen mit einer Elongation um 30% vor.

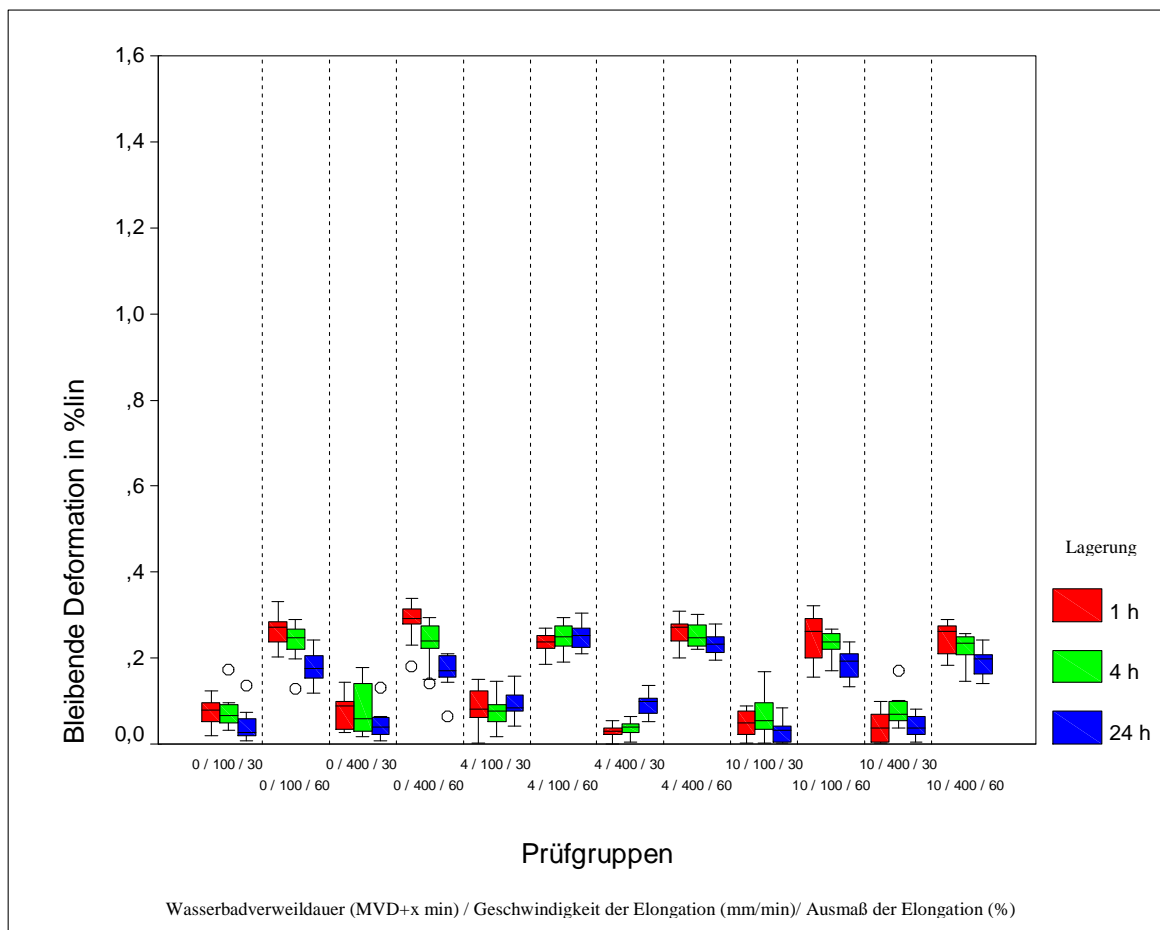


Abbildung 5.3: Bleibende Deformation in %lin der Prüfgruppen von Flexitime Correct Flow

Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer um zehn Minuten ergab hoch signifikant weniger bleibende Deformation, als bei den Prüfgruppen mit der Verlängerung der Wasserbadverweildauer um vier Minuten. Aus der Veränderung der Elongationsgeschwindigkeit folgten keine signifikanten Unterschiede der Werte für die bleibende Deformation. Die multivariate Varianzanalyse ergab eine hoch signifikante Verringerung der bleibenden Deformation zwischen den Lagerungszeiten 4 h und 24 h.

**Honigum-Light**

In der univariaten Varianzanalyse zeigte das Material Honigum-Light für die Prüfgruppen mit 30%iger Elongation, im Gegensatz zu der Elongation um 60%, eine höchst signifikant geringere bleibende Deformation (siehe Abbildung 5.4). Es kamen negative Messwerte vor.

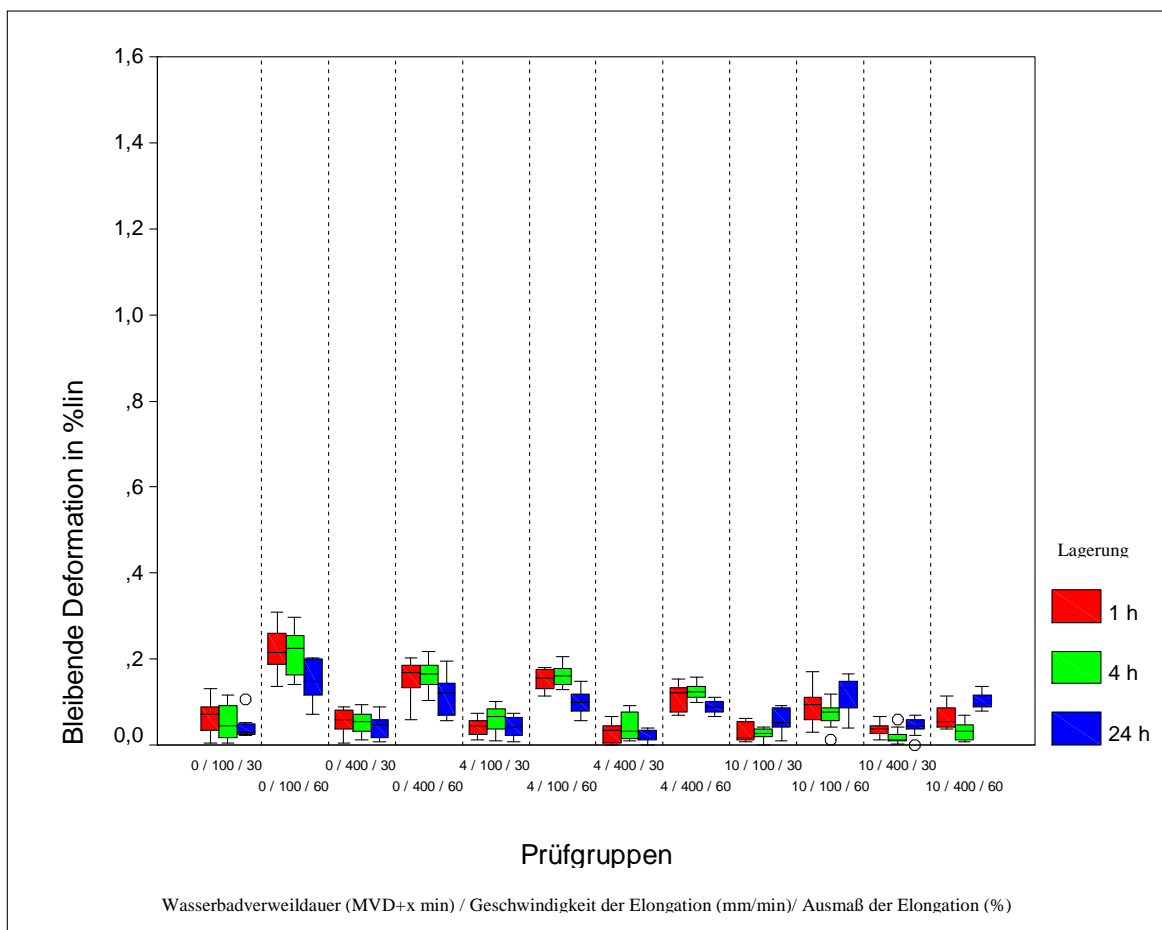
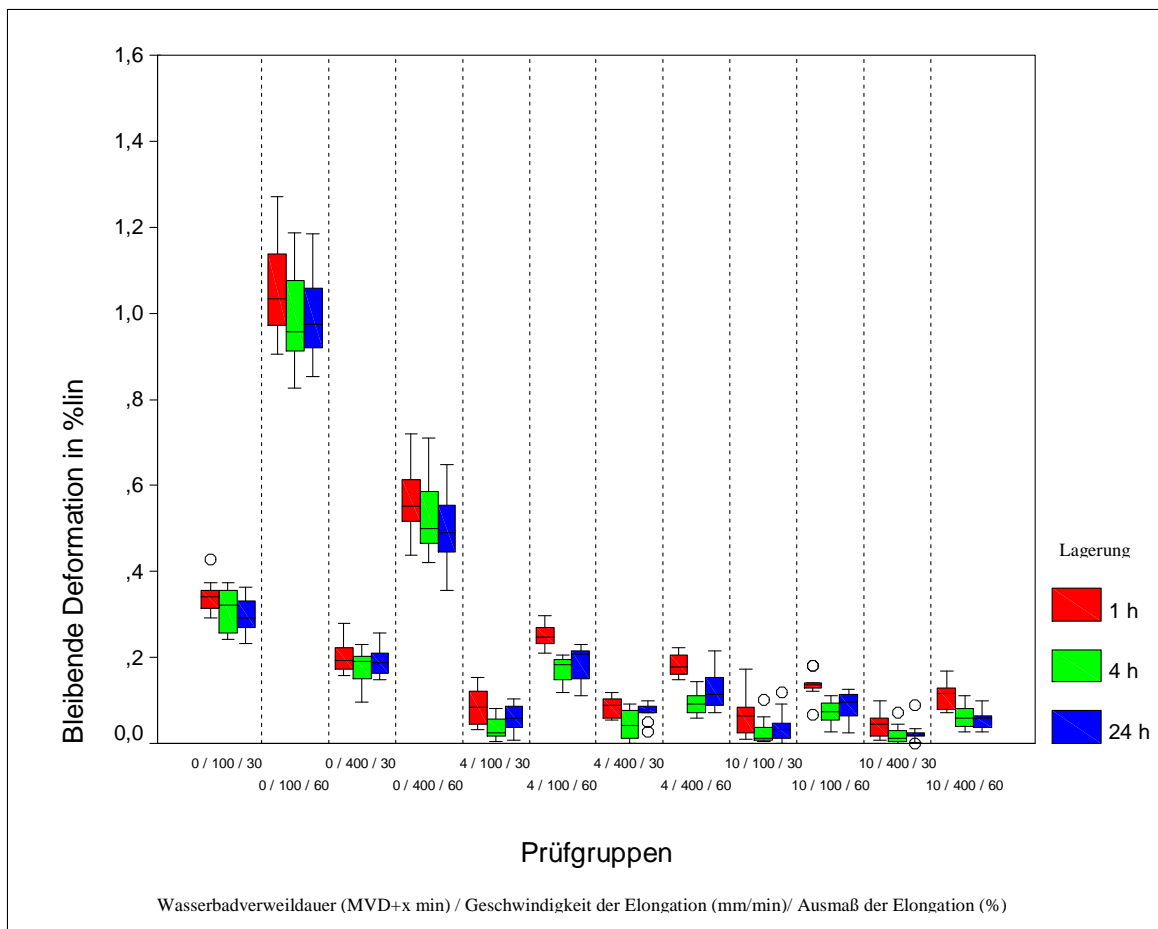


Abbildung 5.4: Bleibende Deformation in %lin der Prüfgruppen von Honigum-Light

Die Prüfgruppe mit einer um zehn Minuten verlängerten Wasserbadverweildauer, einer Elongation um 30% und einer Dehngeschwindigkeit von 400 mm/min, hatte bei der Lagerungszeit von 4 h einen negativen Mittelwert. Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer führte jeweils zu höchst signifikant kleineren Werten für die bleibende Deformation. Die Geschwindigkeit der Elongation ergab bei 400 mm/min höchst signifikant weniger bleibende Deformation als bei der Geschwindigkeit von 100 mm/min. Die multivariate Varianzanalyse ergab zwischen den Lagerungszeiten 4 h auf 24 h eine hoch signifikante Verringerung der bleibenden Deformation.

### *Xantopren Comfort Light*

Die univariate Varianzanalyse ergab bei Xantopren Comfort Light eine höchst signifikant geringere bleibende Deformation der um 30% ihrer Ausgangslänge elongierten Prüfgruppen, gegenüber den um 60% elongierten Prüfgruppen (siehe Abbildung 5.5).



**Abbildung 5.5: Bleibende Deformation in %lin der Prüfgruppen von Xantopren Comfort Light**

Negative Messwerte kamen vorwiegend in den Prüfgruppen mit 30%iger Elongation und verlängerter Wasserbadverweildauer vor. Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer führte jeweils zu einer höchst signifikanten Verringerung der Werte für die bleibende Deformation. Besonders deutlich war dies zwischen den Prüfgruppen mit regulärer Wasserbadverweildauer und denen mit der Verlängerung um vier Minuten. Die Geschwindigkeit der Elongation hatte bei 400 mm/min höchst signifikant weniger bleibende Deformation zur Folge, als bei der Elongation mit einer Geschwindigkeit von 100 mm/min. Die multivariate Varianzanalyse ergab für die Lagerungszeit hoch signifikante Unterschiede zwischen allen untersuchten Zeitpunkten. In diesem einzigen Fall bestand der Unterschied zwischen den Lagerungszeitpunkten 4 h und 24 h in einer Messwertvergrößerung.

### 5.1.3 Ergebnisse der univariaten Varianzanalysen bezogen auf den lagerungszeitlichen Durchschnitt

Die Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse, ohne Berücksichtigung der einzelnen Lagerzeiten, sind in Tabelle 5.2 und Tabelle 5.3 dargestellt. Die Erklärungskraft des statistischen Modells war für vier Prüfmaterialien hoch. Das korrigierte Bestimmtheitsmaß  $R^2$  lag zwischen 0,792 bei Honigum-Light und 0,968 bei Xantopren Comfort Light. Für Express 2 Light Body Standard zeigte das korrigierte  $R^2$  mit einem Wert von 0,479 eine geringere Modellgüte an, im Vergleich zu den anderen Prüfmaterialien. Daraus folgt, dass die Varianz der Messwerte durchschnittlich zu 81,84% durch die geprüften Einflussgrößen erklärt werden konnte.

Die Quadratsumme vom Typ III beschreibt den Einflussanteil der einzelnen Parameter in dem statistischen Modell. Von den drei Parametern Wasserbadverweildauer, Geschwindigkeit der Elongation und Elongations-Ausmaß, zeigte letzter bei allen Materialien den größten Einfluss (0,202-8,910), gefolgt von dem Parameter Wasserbadverweildauer (0,002-3,439).

Der Parameter Elongations-Ausmaß wies bei allen Prüfmaterialien höchst signifikante Unterschiede in den Messwerten auf.

Der Einfluss des Parameters Wasserbadverweildauer zeigte höchst signifikante Unterschiede der Messwerte für die bleibende Deformation bei drei der fünf Prüfmaterialien (Aquasil Ultra LV, Honigum-Light und Xantopren Comfort Light). Für Flexitime Correct Flow lag eine hohe Signifikanz vor. Keine signifikanten Unterschiede ergaben sich für Express 2 Light Body Standard.

Die Geschwindigkeit der Elongation hatte bei drei Prüfmaterialien (Aquasil Ultra LV, Honigum-Light und Xantopren Comfort Light) einen höchst signifikanten Einfluss.

Für Express 2 Light Body Standard und Flexitime Correct Flow zeigte der genannte Parameter keine Signifikanz.

**Tabelle 5.2: Ergebnisse der Varianzanalyse auf den Lagerungszeitmittelwert; abhängige Variable: Mittelwert der drei Messungen zu 60 min, 240 min und 24 h (Teil I)**

Quelle	Material	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F-Wert	p-Wert
Korrigiertes Modell	Aquasil (a)	13,242	11	1,2040	263,6320	< <b>0,001</b>
	Express2 (b)	0,064	11	0,0058	10,9530	< <b>0,001</b>
	Flexitime (c)	0,884	11	0,0803	95,9650	< <b>0,001</b>
	Honigum (d)	0,309	11	0,0281	42,2020	< <b>0,001</b>
	Xantopren (e)	8,997	11	0,8180	325,9560	< <b>0,001</b>
Konstanter Term	Aquasil	20,870	1	20,8700	4570,526	< <b>0,001</b>
	Express2	0,330	1	0,3300	623,3680	< <b>0,001</b>
	Flexitime	2,596	1	2,5960	3102,194	< <b>0,001</b>
	Honigum	0,838	1	0,8380	1260,138	< <b>0,001</b>
	Xantopren	6,419	1	6,4190	2558,170	< <b>0,001</b>
WVD <sup>1</sup>	Aquasil	3,439	2	1,7200	376,6190	< <b>0,001</b>
	Express2	0,002	2	0,0010	1,9490	0,1470
	Flexitime	0,009	2	0,0043	5,1090	< <b>0,01</b>
	Honigum	0,059	2	0,0294	44,2260	< <b>0,001</b>
	Xantopren	4,860	2	2,4300	968,5130	< <b>0,001</b>
STR_SP <sup>2</sup>	Aquasil	0,050	1	0,0499	10,9220	< <b>0,01</b>
	Express2	0,001	1	0,0007	1,2850	0,2590
	Flexitime	0,000	1	0,0002	0,2240	0,6370
	Honigum	0,013	1	0,0132	19,7780	< <b>0,001</b>
	Xantopren	0,422	1	0,4220	168,1560	< <b>0,001</b>
STR_SIZE <sup>3</sup>	Aquasil	8,910	1	8,9100	1951,280	< <b>0,001</b>
	Express2	0,049	1	0,0491	92,9660	< <b>0,001</b>
	Flexitime	0,869	1	0,8690	1037,659	< <b>0,001</b>
	Honigum	0,202	1	0,2020	303,7820	< <b>0,001</b>
	Xantopren	1,529	1	1,5290	609,4200	< <b>0,001</b>
WVD * STR_SP	Aquasil	0,113	2	0,0567	12,4270	< <b>0,001</b>
	Express2	0,003	2	0,0013	2,5200	0,0850
	Flexitime	0,001	2	0,0007	0,8910	0,4130
	Honigum	0,001	2	0,0003	0,4560	0,6350
	Xantopren	0,523	2	0,2610	104,1480	< <b>0,001</b>
WVD * STR_SIZE	Aquasil	0,664	2	0,3320	72,6950	< <b>0,001</b>
	Express2	0,002	2	0,0009	1,6880	0,1900
	Flexitime	0,002	2	0,0008	0,9550	0,3880
	Honigum	0,027	2	0,0133	19,9420	< <b>0,001</b>
	Xantopren	1,325	2	0,6620	264,0220	< <b>0,001</b>
STR SP * STR SIZE	Aquasil	0,008	1	0,0082	1,7950	0,1830
	Express2	0,002	1	0,0016	3,0420	0,0840
	Flexitime	0,001	1	0,0007	0,8230	0,3660
	Honigum	0,006	1	0,0062	9,3350	< <b>0,01</b>
	Xantopren	0,164	1	0,1640	65,3750	< <b>0,001</b>

**Tabelle 5.3: Ergebnisse der Varianzanalyse auf den Lagerungszeitmittelwert; abhängige Variable: Mittelwert der drei Messungen zu 60 min, 240 min und 24 h (Teil II)**

Quelle	Material	Quadratsumme vom T <sub>yp III</sub>	df	Mittel der Quadrate	F-Wert	p-Wert
WVD * STR_SP * STR_SIZE	Aquasil	0,057	2	0,0285	6,2360	< <b>0,01</b>
	Express2	0,006	2	0,0029	5,4390	< <b>0,01</b>
	Flexitime	0,003	2	0,0013	1,4990	0,2280
	Honigum	0,001	2	0,0007	1,0410	0,3570
	Xantopren	0,174	2	0,0868	34,5980	< <b>0,001</b>
Fehler	Aquasil	0,493	10	0,0046		
	Express2	0,057	10	0,0005		
	Flexitime	0,090	10	0,0008		
	Honigum	0,072	10	0,0007		
	Xantopren	0,271	10	0,0025		
Gesamt	Aquasil	34,604	12			
	Express2	0,450	12			
	Flexitime	3,570	12			
	Honigum	1,218	12			
	Xantopren	15,687	12			

- (a) R-Quadrat =0,964 (Korrigiert 0,960)
- (b) R-Quadrat =0,527 (Korrigiert 0,479)
- (c) R-Quadrat =0,907 (Korrigiert 0,898)
- (d) R-Quadrat =0,811 (Korrigiert 0,792)
- (e) R-Quadrat =0,971 (Korrigiert 0,968)

Die ANOVA-Analyse bezüglich der Unterschiede der Werte für die bleibende Deformation der drei Wasserbadverweildauern (Gruppe 1: regulär, Gruppe 2: Verlängerung um 4 min und Gruppe 3: Verlängerung um 10 min) ergab folgende Ergebnisse: Zwischen allen Gruppen der Prüfmaterialien Aquasil Ultra LV, Honigum-Light und Xantopren Comfort Light lagen höchst signifikante Unterschiede vor. Für das Material Flexitime Correct Flow unterschieden sich die Gruppen 2 und 3 hoch signifikant. Die Gruppen von Express 2 Light Body Standard ergaben keine signifikanten Unterschiede.

#### 5.1.4 Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse bezogen auf den lagerungszeitlichen Verlauf

Die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse für die Unterschiede in der bleibenden Deformation unter der Berücksichtigung der Messwiederholung (drei Lagerungszeiten), werden anhand von Diagrammen beschrieben (siehe Abbildung 5.6 bis Abbildung 5.15). Zwecks besserer Erkennbarkeit wurde der jeweils ideale Maßstab pro Prüfmaterial gewählt. Bei der Interpretation im Rahmen eine Parallelitätsbetrachtung kann bei den Diagrammverläufen zwi-

schen einer horizontalen Betrachtung (Veränderungen im Zeitverlauf) und einer vertikalen Betrachtung (Unterschiede zwischen den Gruppen) unterschieden werden. Antiparallele Diagrammverläufe zeigen eine Interaktion der Prüfparameter an. Die zugehörige tabellarische Statistik befindet sich im Anhang (siehe Tabelle 10.1 und Tabelle 10.2). Eine detaillierte Beschreibung erfolgt ausschließlich für die Haupteinflussfaktoren Elongations-Ausmaß und Wasserbadverweildauer (WVD), da die Geschwindigkeit der Elongation nur geringen Einfluss zeigte (siehe Abbildung 10.1 bis Abbildung 10.5 im Anhang).

Bei dem Material Aquasil Ultra LV ergab sich für den Parameter Elongations-Ausmaß in der Interaktion mit der Lagerungszeit ein stärkerer Abfall der Werte für die bleibende Deformation in den Prüfgruppen mit 60%iger Elongation (siehe Abbildung 5.6). Für die drei Wasserbadverweildauern verhielten sich die Prüfgruppen bezogen auf die bleibende Deformation auf den verschiedenen Niveaus mit ähnlichen Differenzen. Die Unterschiede im Abfall zwischen den Lagerungszeiten 4 h und 24 h sind signifikant, der Abfall zwischen 1 h und 4 h jedoch nicht (siehe Abbildung 5.7).

Express 2 Light Body Standard zeigte für den Parameter Elongations-Ausmaß in der Interaktion mit der Lagerungszeit keine Signifikanzen (siehe Abbildung 5.8). Die Verläufe der Prüfgruppen 30% und 60% waren parallel. Für die Wasserbadverweildauer ergaben sich Signifikanzen in der Interaktion mit der Lagerungszeit (siehe Abbildung 5.9).

Das Material Flexitime Correct Flow zeigte für den Prüfparameter Elongations-Ausmaß eine Interaktion mit der Lagerungszeit zu allen Messpunkten (siehe Abbildung 5.10). Die Differenzen zwischen den Mittelwerten für die bleibende Deformation der Prüfgruppen mit 30%iger Elongation und der mit 60%iger Elongation wurden im Verlauf der Lagerungszeit geringer. Interaktionen mit der Lagerungszeit zu allen drei Messzeitpunkten ergaben sich auch für die Wasserbadverweildauer (siehe Abbildung 5.11).

Honigum-Light zeigte für die Interaktion mit der Lagerungszeit keine parallelen Verläufe bei dem Prüfparameter Ausmaß der Elongation (siehe Abbildung 5.12). Die Differenz zwischen den Mittelwerten nahm zwischen den Lagerungszeiten von 4 h und 24 h ab, nicht jedoch zwischen den Lagerungszeiten 1 h und 4 h. Für die Wasserbadverweildauer ergaben sich ebenfalls keine parallelen Diagrammverläufe (siehe Abbildung 5.13).

Bei Xantopren Comfort Light ergaben sich signifikante Unterschiede für die bleibende Deformation in der Interaktion zwischen Elongations-Ausmaß und der Lagerungszeit (siehe Ab-

bildung 5.14). Die Differenz der Werte für die bleibende Deformation wurde zwischen den Lagerungszeiten 1 h und 4 h signifikant geringer. Zwischen 4 h und 24 h gab es dagegen keinen signifikanten Unterschied. Für die Wasserbadverweildauer ergaben sich Signifikanzen in der Interaktion mit der Lagerungszeit zu allen Messpunkten (siehe Abbildung 5.15).

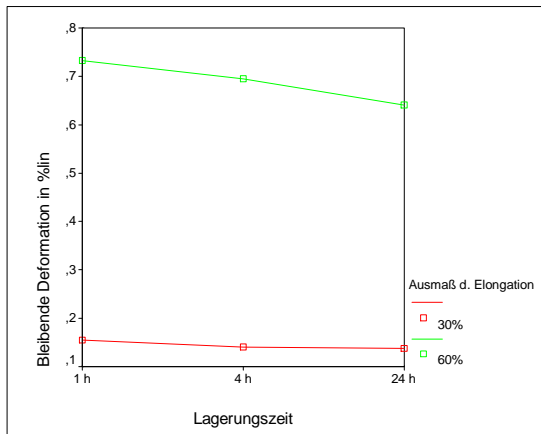


Abbildung 5.6: Einfluss des Parameters Elongations-Ausmaß auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Aquasil Ultra LV in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit

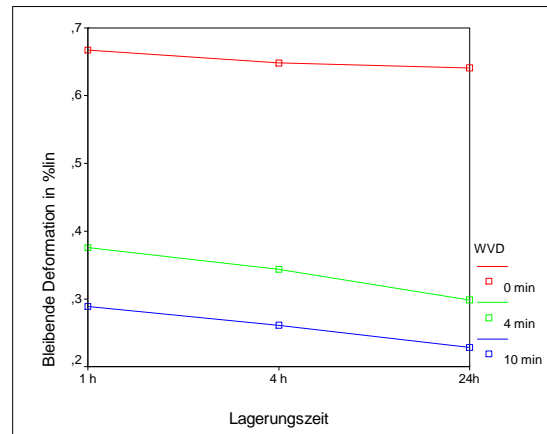


Abbildung 5.7: Einfluss des Parameters Wasserbadverweildauer auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Aquasil Ultra LV in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit

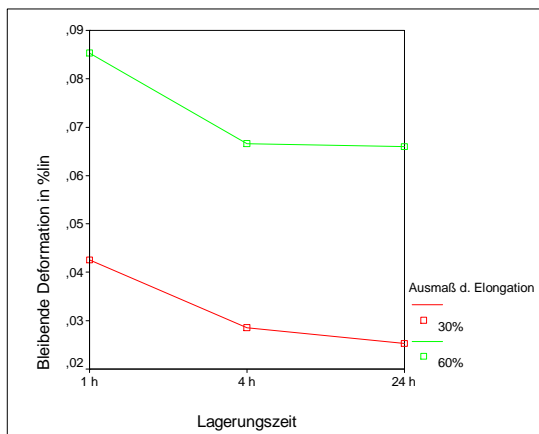


Abbildung 5.8: Einfluss des Parameters Elongations-Ausmaß auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Express 2 Body Standard in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit

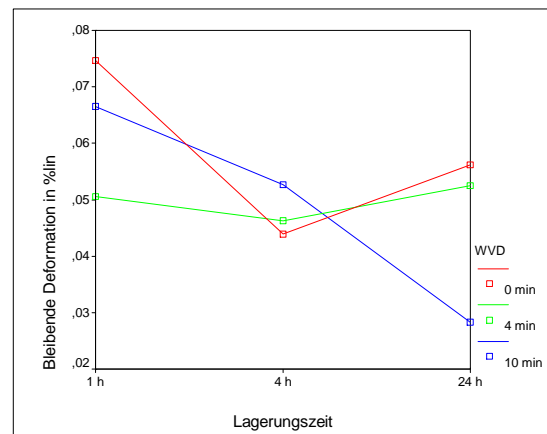


Abbildung 5.9: Einfluss des Parameters Wasserbadverweildauer auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Express 2 Body Standard in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit

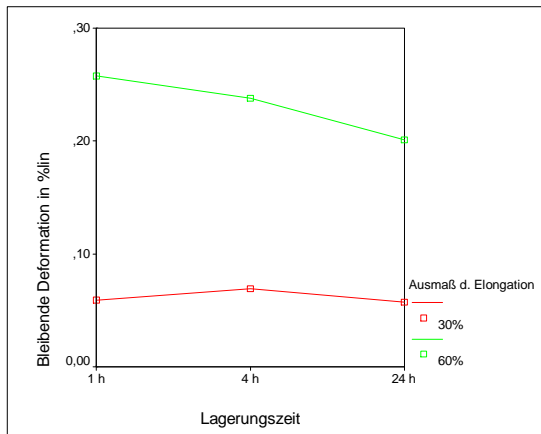


Abbildung 5.10: Einfluss des Parameters Elongations-Ausmaß auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Flexitime Correct Flow in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit

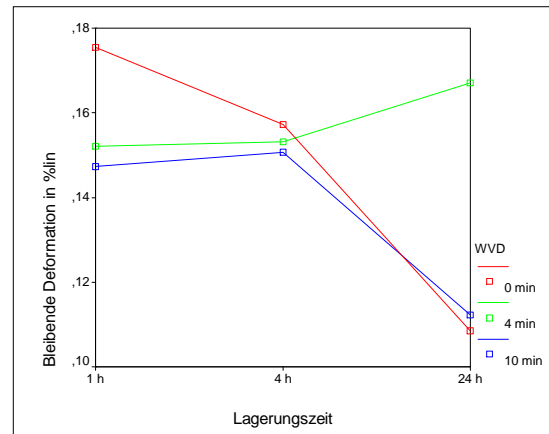


Abbildung 5.11: Einfluss des Parameters Wasserbadverweildauer auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Flexitime Correct Flow in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit

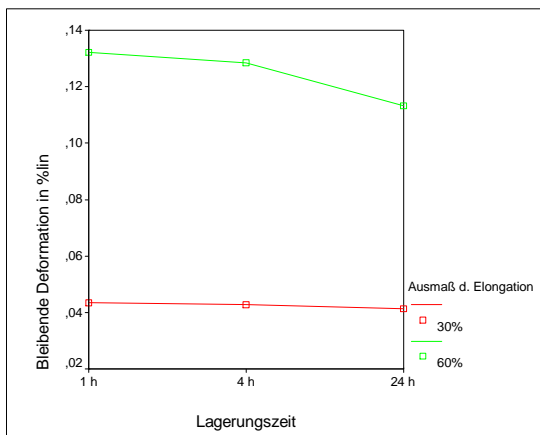


Abbildung 5.12: Einfluss des Parameters Elongations-Ausmaß auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Honigum-Light in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit

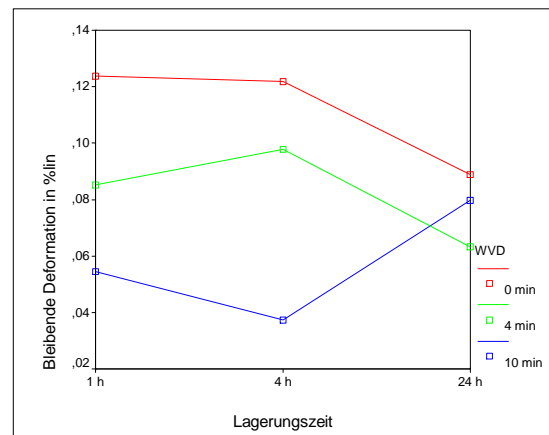
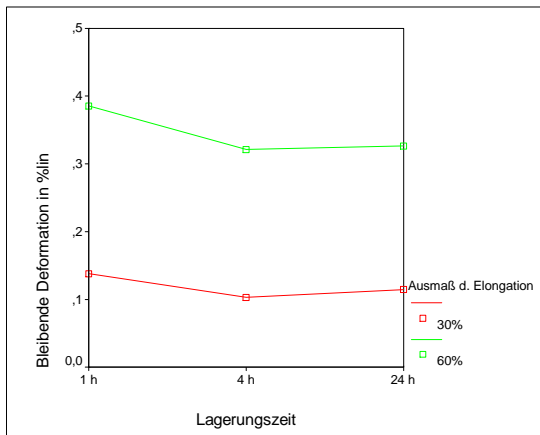
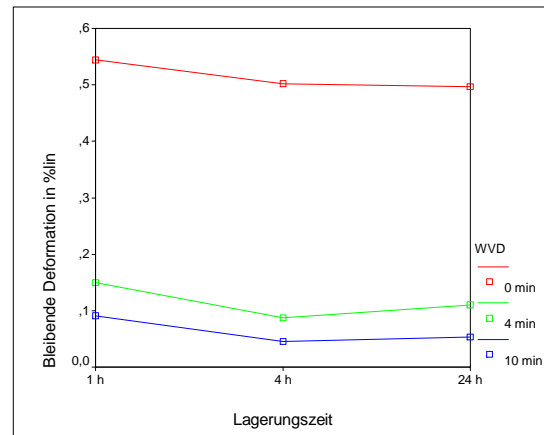


Abbildung 5.13: Einfluss des Parameters Wasserbadverweildauer auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Honigum-Light in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit



**Abbildung 5.14: Einfluss des Parameters Elongations-Ausmaß auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Xantopren Comfort Light in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit**



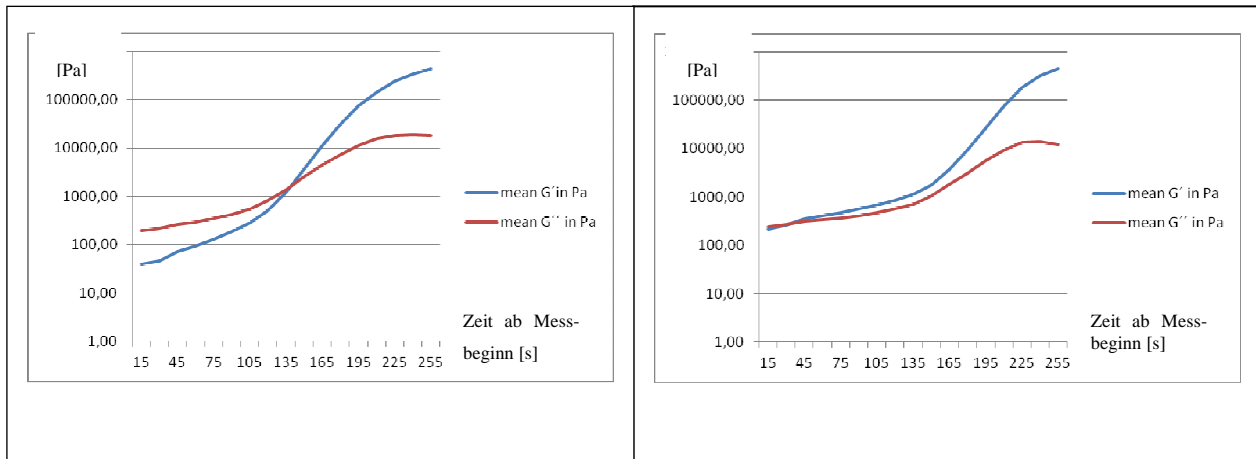
**Abbildung 5.15: Einfluss des Parameters Wasserbadverweildauer auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Xantopren Comfort Light in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit**

Die Analyse der Messwiederholungen (drei Lagerungszeiten) lieferte im Mittel nicht die gleichen Werte. Die Unterschiede der Messwerte waren für alle Prüfmaterialien zwischen den drei Lagerungszeiten höchst signifikant (siehe erste Zeile der Tabelle 10.1 im Anhang).

## 5.2 Spezifische Materialeigenschaften im Zusammenhang mit der bleibenden Deformation nach Elongation (Versuchsserien 2-4)

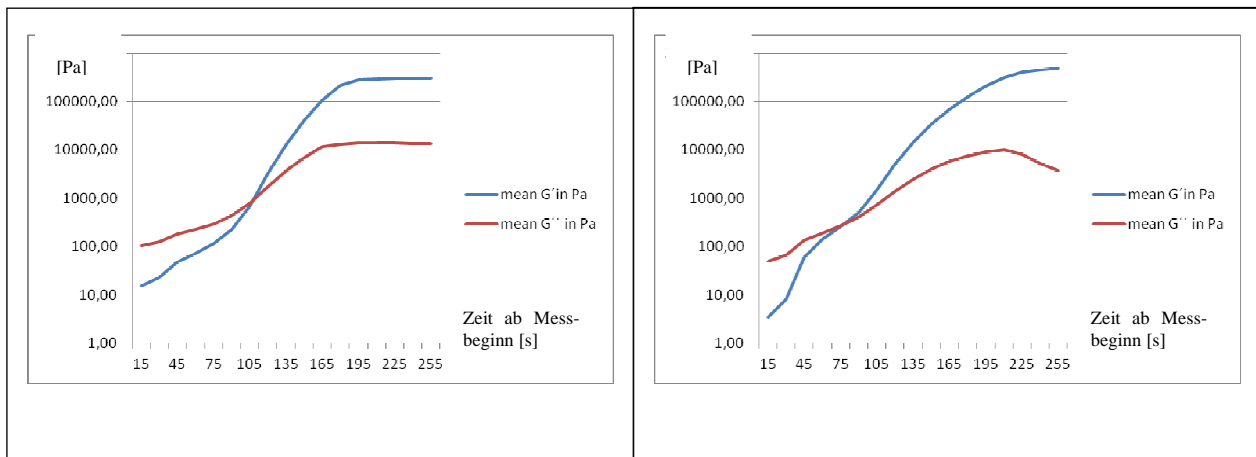
### 5.2.1 Bleibende Deformation und rheologische Eigenschaften

Die Ergebnisse der rheologischen Untersuchung sind in Abbildung 5.16 bis Abbildung 5.20 dargestellt. Es wurde der Schnittpunkt zwischen den Verläufen der Mittelwerte des Speichermoduls  $G'$  und des Verlustmoduls  $G''$  im Messzeitverlauf aller Prüfmaterialien im Vergleich betrachtet. Der Schnittpunkt wurde im Zeitverlauf in der in Reihenfolge 1. Express 2 Light Body Standard, 2. Honigum-Light, 3. Flexitime Correct Flow, 4. Aquail Ultra LV und 5. Xantopren Comfort Light von den Prüfmaterialien erreicht.



**Abbildung 5.16: Speichermodul  $G'$  und Verlustmodul  $G''$  von Aquasil Ultra LV im Messzeitverlauf**

**Abbildung 5.17: Speichermodul  $G'$  und Verlustmodul  $G''$  von Express 2 Light Body Standard im Messzeitverlauf**



**Abbildung 5.18: Speichermodul  $G'$  und Verlustmodul  $G''$  von Flexitime Correct Flow im Messzeitverlauf**

**Abbildung 5.19: Speichermodul  $G'$  und Verlustmodul  $G''$  von Honigum-Light im Messzeitverlauf**

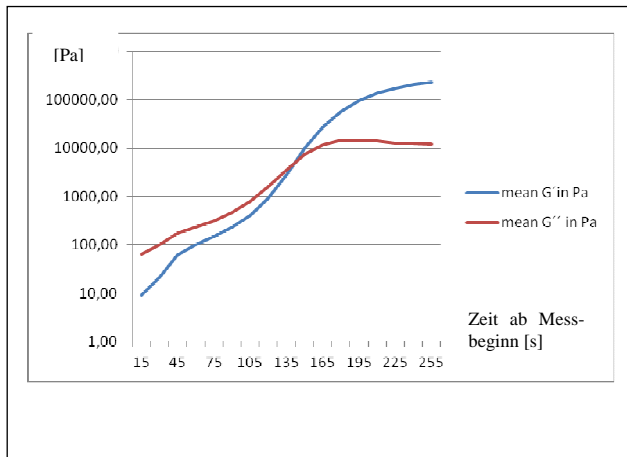


Abbildung 5.20: : Speichermodul  $G'$  und Verlustmodul  $G''$  von Xantopren Comfort Light im Messzeitverlauf

### 5.2.2 Bleibende Deformation und Shore-A-Härte

Zum Messzeitpunkt 6 min waren sowohl Aquasil Ultra LV, als auch Express 2 Light Body Standard für eine Messung zu weich (siehe Abbildung 5.21).

Für Aquasil Ultra LV ergaben sich insgesamt die größten Messwerte für die Shore-A-Härte. Das Material zeigte eine deutliche Härtezunahme von 50,5 Shore bei Messbeginn bis zu 62,3 Shore zum Messzeitpunkt 20 min. Die größte Härte (65,2 Shore) erreichte Aquasil Ultra LV nach sechs Stunden.

Die Materialhärte von Express 2 Light Body Standard lag im Messzeitverlauf zwischen 49,0 und 55,8 Shore. Die größten Härtewerte ergaben sich bei der 8-h-Messung.

Flexitime Correct Flow hatte den niedrigsten Maximalwert der Shore-A-Härte. Die Messwerte lagen zwischen 28,5 Shore und 34,0 Shore. Die maximale Härte erreichte Flexitime Correct Flow nach 8 h.

Bei Honigum-Light nahm die Härte zwischen den Messpunkten 6 min und 10 min stark zu (10,2 bis 45,8 Shore). Die maximale Härte (49,0 Shore) erreichte das Material zu dem Messzeitpunkt 30 min.

Für Xantopren Comfort Light lagen die Messwerte zwischen 29,5 Shore und 48,7 Shore. Die größte Härtezunahme ergab sich zwischen den ersten beiden Messzeitpunkten (29,5 bis 39,8 Shore).

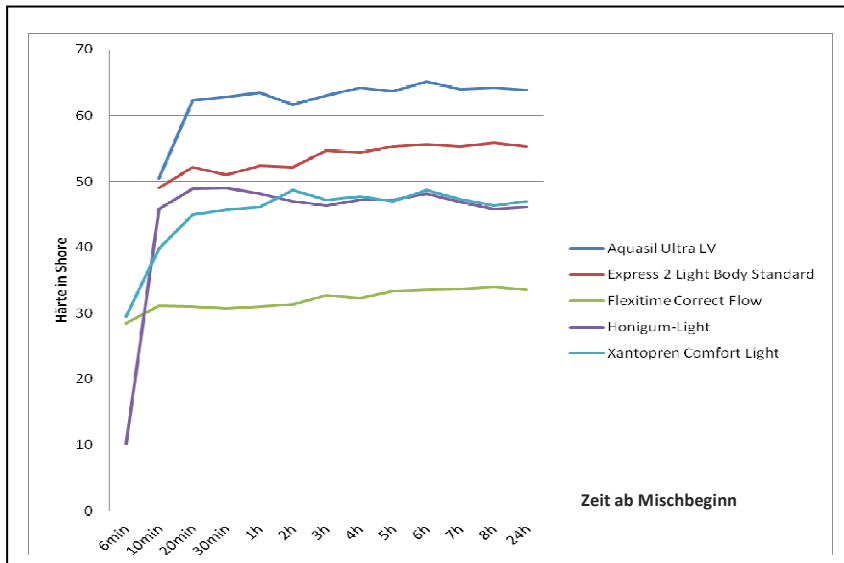


Abbildung 5.21: Verlauf der Shore-A-Härte der Prüfmaterialien im Messzeitverlauf

### 5.2.3 Bleibende Deformation und Füllstoffgehalt

Die Ergebnisse der Untersuchung der Füllstoffgehalte, welche mittels der Bestimmung der Glührückstände der Prüfmaterialien ermittelt wurden, sind in Abbildung 5.22 zu sehen. Aquasil Ultra LV erreichte mit 65,51 Gew.% den höchsten Wert. Der niedrigste Glührückstand wurde bei dem Material Xantopren Comfort Light gemessen.

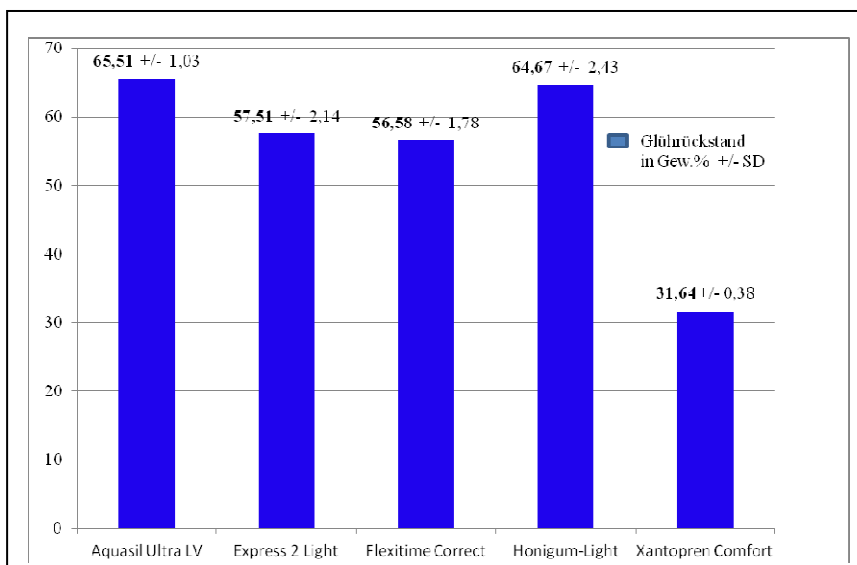


Abbildung 5.22: Glührückstand der Prüfmaterialien in Gew. %

## 5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

### 5.3.1 Versuchsserie 1

- Die Modellgüte war für vier der fünf Prüfmaterialien hoch. In Übereinstimmung mit *Kratzenstein* wurden die wichtigen Einflussfaktoren auf die bleibende Deformation nach Elongation somit in dem gemeinsam entwickelten Versuchsaufbau erfasst<sup>53</sup>. Das Ausmaß der Elongation und die Verlängerung der Wasserbadverweildauer waren die beiden größten Einflussfaktoren auf die bleibende Deformation.
- Die beiden Nullhypothesen  $H_{0a}$  und  $H_{0b}$  sind teilweise zu verwerfen. Die Messwertunterschiede durch den Einfluss der Prüfparameter waren weder im lagerungszeitlichen Durchschnitt noch im lagerungszeitlichen Verlauf bei allen Prüfgruppen signifikant. Darüber hinaus muss die dritte Nullhypothese  $H_{0c}$  verworfen werden.
- Die bleibende Deformation verringerte sich mit dem Ausmaß der Elongation.
- Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer war bei vier der Prüfmaterialien nachweisbar mit einer Reduktion der bleibenden Deformation verbunden, wobei das fünfte Material insgesamt die niedrigsten Werte aufwies.
- Die Geschwindigkeit der Elongation hatte nur geringen Einfluss, ergab aber bei drei Prüfmaterialien kleinere Werte für die bleibende Deformation bei der schnelleren Elongation.
- Die Verlängerung der Lagerungszeit wirkte sich größtenteils in einer Verringerung der bleibenden Deformation aus.
- Ein sich wiederholendes Muster in der Betrachtung der beiden größten Einflussfaktoren (Ausmaß der Elongation und Wasserbadverweildauer) in der Interaktion mit der Lagerungszeit war nicht erkennbar.

### 5.3.2 Versuchsserien 2-4

- Ein Zusammenhang der bleibende Deformation mit den rheologischen Kenngrößen Speichermodul  $G'$  und Verlustmodul  $G''$  ist möglich, wogegen kein Zusammenhang mit der Shore-A-Härte und dem Füllstoffgehalt festgestellt wurde.

## 6 Diskussion

Es existieren gegenwärtig mehrere Studien, die das Rückstellverhalten von Abformmaterialien nach Elongation beleuchten, dabei wurde vorwiegend die Auswirkung hoher Dehnraten untersucht<sup>5, 39, 45, 46, 51, 53, 56, 62, 81</sup>. Nur zwei Studien befassten sich mit dem Einfluss der Verlängerung der Polymerisationszeit auf die bleibende Deformation nach Elongation, wobei die Gruppe der regulär abbindenden A-Silikone bisher nicht untersucht wurde. Aus diesem Grund und hinsichtlich der beschriebenen wissenschaftlichen Erkenntnislage bestand das Ziel der vorliegenden Arbeit darin, die klinisch relevanten Einflussfaktoren, wie auch eine Verlängerung der Polymerisationszeit, auf die bleibende Deformation nach Elongation von regulär abbindenden Silikon-Abformmaterialien vom Typ 3, auch bei Dehnraten unter 50%, zu untersuchen.

Ergänzend wurde der Zusammenhang spezifischer Materialeigenschaften mit der bleibenden Deformation nach Elongation untersucht. Es konnte kein Zusammenhang der bleibenden Deformation mit der Shore-A-Härte und dem Füllstoffgehalt der Abformmaterialien gezeigt werden. Die Untersuchung der rheologischen Kenngrößen Speichermodul  $G'$  und Verlustmodul  $G''$  ergab keinen eindeutigen Zusammenhang.

Mehrere Prüfmaterialien wiesen in den Versuchen hohe Werte für die bleibende Deformation auf. Aus diesem Grund unterstützen die Ergebnisse die Empfehlung von *Balkenhol et al.* und *Kratzenstein*, die Prüfung der bleibenden Deformation nach Elongation zukünftig in das Standardprüfprotokoll DIN ISO 4823 für die Abformmaterialien aufzunehmen<sup>5, 42, 53</sup>.

### 6.1 Methodenkritik

#### 6.1.1 Versuchsserie 1

Der Versuchsaufbau wurde in der Arbeitsgruppe, in Kollaboration mit *Kratzenstein*, im Rahmen der Vorversuche beider Studien entwickelt<sup>53</sup>. Demzufolge ergaben sich Übereinstimmungen bezüglich der kritischen Betrachtung der Methode und bezüglich der ausgewählten Prüfparameter sowie der daraus abgeleiteten Empfehlungen.

***Prüfkörperherstellung und Elongation***

Der verwendete Versuchsaufbau wurde in Anlehnung an die vorausgehenden Studien von *Lawson et al.*, *Balkenhol et al.* gewählt<sup>5, 56</sup>.

In den Vorversuchen stellte sich bei der Prüfkörperherstellung eine Abnutzung der Messing-Prüfkörperformen heraus. Durch das Entgraten der Prüfkörper, mit Hilfe eines Skalpells, kam es zu Abspännungen des relativ weichen Messings im Bereich der halbmondförmigen Messstrecken-Markierungen. Im Zeitverlauf vergrößerten sich dadurch die Messwerte geringfügig. Dieselbe Problematik ergab sich zur gleichen Zeit bei der Durchführung der Vorversuche in der Studie von *Kratzenstein*<sup>53</sup>. Bei der Analyse der Messdaten konnte der Fehler identifiziert werden. Darum wurde die Herstellung von härteren Edelstahlformen gemeinsam veranlasst. Die Edelstahlformen zeigten keine Abnutzung bei der Durchführung der Versuche. In Übereinstimmung mit der Empfehlung von *Kratzenstein* sollten demzufolge bei gleichartigen Studien standardmäßig entsprechende Edelstahlformen eingesetzt werden<sup>53</sup>.

Die Wasserbadtemperatur betrug in der vorliegenden Studie 37 °C. Sie lag somit über der von *Lawson et al.* und *Balkenhol et al.* gewählten Temperatur<sup>5, 56</sup>. Dies geschah vor dem Hintergrund, dass die Wasserbadtemperatur die klinische Situation simuliert. Dabei wird das Abformmaterial auf dem Abformlöffel in den Mund des Patienten eingebracht und härtet bei Mundtemperatur aus. Das heißt, das Abformmaterial hat direkten Kontakt zu einem wärmeleitfähigen Abformlöffel aus Kunststoff oder Metall und zur Mundschleimhaut. In den Versuchen wurden die Prüfkörper methodisch bedingt mit Kunststofffolien und stabilen Glasplatten abgedeckt. Darum wurde angenommen, dass eine größere Temperatur nötig war, um eine Erwärmung entsprechend der klinischen Situation zu erreichen.

Die Herstellerempfehlungen bezüglich der Mundverweildauer der verschiedenen Abformmaterialien unterscheiden sich. Daher wurde in zwei Studien die Auswirkung einer Verlängerung der vom Hersteller empfohlenen Mundverweildauer, mittels Verlängerung der Wasserbadverweildauer, untersucht<sup>5, 53</sup>. *Balkenhol et al.* zeigten, dass eine pauschale Verlängerung der Wasserbadverweildauer auf fünf Minuten die bleibende Deformation schnell-abbindender A-Silikon-Abformmaterialien in zwei von vier Fällen signifikant verringerte. Jedoch war das Ausmaß dieser Verringerung, laut den Autoren, nicht von klinischer Relevanz<sup>5</sup>. Eine pauschale Verlängerung der vom Hersteller empfohlenen Mundverweildauer entspricht einer unterschiedlichen additiven Verlängerung der Prüfmaterialien. *Kratzenstein* nutzte, für eine bessere Vergleichbarkeit der Prüfmaterialien untereinander, eine schrittweise Verlängerung der Was-

serbadverweildauer (+2 min, +4 min und +10 min). In seiner Studie führte die Verlängerung der Wasserbadverweildauer bei allen drei Prüfmaterialien auf Polyether- und Hybridbasis zu einer Verringerung der bleibenden Deformation<sup>53</sup>. In der vorliegenden Studie wurde darum die schrittweise Verlängerung der Wasserbadverweildauer um +4 min und +10 min gewählt.

In der Studie von *Kaloyannides* wurde die Elongation manuell durch das Anhängen von Gewichten an die Prüfkörper durchgeführt<sup>45</sup>. Wie auch in anderen Studien, wurden die Prüfkörper in der vorliegenden Studie in einer Universalprüfmaschine elongiert<sup>5, 39, 53, 56</sup>. Die Prüfkörper waren dabei dicker als die dünnen Bereiche der Abformung, die in der klinischen Anwendung üblicherweise von Zugkräften beansprucht werden (siehe Kapitel 2.3.4), wie auch *Kratzenstein* feststellte. Das Ausmaß der klinisch auftretenden bleibenden Deformation wurde daher vermutlich eher unterschätzt<sup>53</sup>. Die Zugbeanspruchung erfolgt klinisch außerdem bei Mundtemperatur. Da die Universalprüfmaschine für die Versuchsdurchführung nicht mit dem Wasserbad verbunden werden konnte, wurden die Prüfkörper im Versuch bei Raumtemperatur elongiert. Elastomere Abformmaterialien haben jedoch eine geringe thermische Expansion (VPS 208 ppm/C°; Polyether 322 ppm/C°), die vernachlässigt werden konnte<sup>5, 66</sup>.

### ***Durchführung der Messung***

Aufgrund der produktionsbedingten Maßungenaugigkeiten der Edelstahl-Prüfkörperformen ergaben sich auch geringe Abweichungen ihrer Messstrecken. Es ist aktuell aus technischen Gründen nicht möglich, die Edelstahl-Prüfkörperformen mit genauerem Maß zu fertigen. Eine korrespondierende Ziffernkodierung der Prüfkörperformen und der jeweils damit hergestellten Prüfkörper erlaubte die rechnerische Elimination der beschriebenen Messabweichungen (siehe Kapitel 4.2.1). In Übereinstimmung mit *Kratzenstein* sollte dieses Vorgehen zukünftig bei analogen Versuchsaufbauten ebenfalls angewandt werden<sup>53</sup>.

Für die Vermessung der Prüfkörper mit Hilfe des Messmakroskopes sollten die Prüfkörper manuell möglichst spannungsfrei auf dem Messtisch ausgerichtet werden. Es ist nicht auszuschließen, dass es dabei zu einer unbemerkten leichten Stauchung bzw. Verwindung der jeweiligen Messbereiche kam. Anschließend sollte bei der Messung eine kreisförmige Markierung des Okulars mit der halbmondförmigen Messstreckenmarkierung zur Deckung gebracht werden. Der genaue Punkt des Erreichens der Deckungsgleichheit variiert unter Umständen individuell zwischen den Betrachtern. Dies sollte beim Vergleich mit den Ergebnissen anderer Studien mit demselben Versuchsaufbau bedacht werden.

Die Messwerte der elongierten Prüfkörper wurden, jeweils ausgehend von der Länge der ungedehnten Referenzprüfkörper, bestimmt. Dadurch beschreiben die Messwerte die reine bleibende Deformation. Entsprechend der Studien von *Lawson et al.* und *Kratzenstein* erfolgte keine Erfassung der Längenänderung durch die Polymerisationsschrumpfung<sup>53, 56</sup>. *Balkenhol et al.* bezogen die Messwerte dagegen auf die Prüfkörperformenlänge<sup>5</sup>. Ihrer Meinung nach führte dieses Vorgehen zu einer besseren Annäherung an die klinische Situation. In der klinischen Anwendung betrifft die Polymerisationsschrumpfung die gesamte Abformung und hängt von der Schichtdicke des Abformmaterials ab. Die bleibende Deformation betrifft dagegen nur die Bereiche, die bei der Entnahme der Abformung verformt wurden. *Kratzenstein* gab zu bedenken, dass es sich klinisch in beiden Fällen um dreidimensionale Veränderungen der Abformung handelt. Dagegen waren die Veränderungen im Versuchsaufbau linearer Art. Die Versuchsergebnisse sind also nur bedingt mit der klinischen Situation gleichzusetzen. Die bleibende Deformation sollte dementsprechend als Maßzahl zum Vergleich von Abformmaterialien verstanden werden<sup>53</sup>. In der vorliegenden Studie wurde darum eine getrennte Betrachtung der bleibenden Deformation und der Längenänderung durch die Polymerisationsschrumpfung gewählt.

### 6.1.2 Versuchsserien 2-4

Die rheologischen Untersuchungen erfolgten mit einem Rotationsrheometer, welches zur Untersuchung der Abbindeigenschaften von Abformmaterialien auch in einer Studie von *Stelzig* eingesetzt wurde<sup>76</sup>. Bei der Durchführung der Untersuchungen wurde in der vorliegenden Studie sowohl der Temperatur- als auch der Zeitverlauf möglichst analog zu dem der Versuchsserie 1 gewählt, um die Ergebnisse beider Versuchsserien im Zusammenhang zu beurteilen. Es galt die Annahme, dass die Plattenbeheizung des Rheometers (Versuchsserie 2) die etwa gleiche Geschwindigkeit der Erwärmung der Abformmasse bewirkte, wie die Wasserbadtemperatur (Versuchsserie 1).

Die Materialhärte und der Füllkörpergehalt wurden nach den gängigen werkstoffkundlichen Verfahren bestimmt<sup>35</sup>. Bei der Messung der Shore-A-Härte waren zwei der Prüfmaterialien zum ersten Messzeitpunkt (6 min) für eine regelgerechte Messung zu weich. Da die Shore-A-Härte bei allen Prüfmaterialien innerhalb der ersten Minuten stark anstieg, war die Messung zum frühest möglichen Zeitpunkt dennoch sinnvoll. Die Aushärtung der Prüfkörper erfolgte

im Wasserbad bei 37° C, außerdem wurden die Prüfkörper aus methodischen Gründen zu einem Zeitpunkt zwischen 4:45 min und 5:45 min elongiert. Es sollte bei dem Vergleich der Ergebnisse der Shore-A-Härte mit den Ergebnissen der bleibenden Deformation beachtet werden, dass die Aushärtung der Abformmaterialien zur Messung der Shore-A-Härte bei Raumtemperatur erfolgte und demnach länger dauerte. Um mögliche Zusammenhänge zu untersuchen, eignet sich darum frühestens der Shore-A-Härte-Messwert von 10 min.

Bei der Untersuchung der Glührückstände wurde davon ausgegangen, dass der ermittelte Glührückstand dem anorganischen Füllstoffgehalt der Prüfmaterialien tatsächlich entspricht und überwiegend anorganische Kohlenstoffniederschläge zurück blieben. Demnach handelte es sich nicht um andere Inhaltsstoffe, wie beispielsweise verbliebene Silikonöle oder Harze. Da alle Prüfmaterialien aus chemischer Sicht ähnlich aufgebaut sind, kann davon ausgegangen werden, dass die eventuell unerwünschten Rückstände bei allen Materialien ähnlich groß waren. Das heißt, beim Vergleich der Prüfmaterialien erschien der Fehler in dem beschriebenen Vorgehen potentiell nicht relevant. Ein alternatives Testverfahren, zur Ermittlung des Füllstoffgehaltes der Prüfmaterialien, wäre die Separierung durch eine spezielle Ultrazentrifuge. Es wäre dazu notwendig, ein geeignetes Lösungsmittel für alle Prüfmaterialien zu finden, um die Zentrifugierung durchzuführen. Darüber hinaus besteht auch bei diesem Verfahren die Gefahr, dass ein geringer Harzrückstand auf den Füllstoffen zurückbleibt<sup>\*)</sup>. Vor dem Hintergrund der Fragestellung erschien die Separierung durch Ultrazentrifugierung ohne Vorteile gegenüber der Bestimmung der Glührückstände.

<sup>\*)</sup> persönliche Mitteilung zu den Vor- und Nachteile der beschriebenen Verfahren von Dr. Thomas Niem (Dipl.-Chem., Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen)

## 6.2 Auswahl der Prüfparameter der Versuchsserie 1 im Vergleich zur klinischen Situation

Die Auswahl der Prüfparameter erfolgte entsprechend der klinischen Situation. Das Elongations-Ausmaß hängt klinisch von der abgeformten Mundsituation ab, das heißt, es wird von den anatomischen Gegebenheiten der Zähne, der Weichgewebe und des Knochens bestimmt<sup>53</sup>. *Mansfield und Wilson* kamen in ihren Untersuchungen zu dem Schluss, dass bei Abformungen Deformationen von bis zu 50% vorkommen<sup>62</sup>. Mit Hilfe eines mathematischen Modells kalkulierten *Jørgensen et al.* Werte bis 60% für die Deformation von Abformungen<sup>22</sup>. Laut der Vermutung von *Lawson et al.* kommen in der klinischen Anwendung von Abformmaterialien auch größere Deformationen vor. Da keine Erkenntnisse über die Auswirkung von Dehnraten unter 50% der Ausgangslänge vorliegen, empfahl die Arbeitsgruppe darüber hinaus dies künftig zu untersuchen<sup>56</sup>. *Hondrum* zeigte, dass sich die geprüften A-Silikone, während ihrer Rückstellung bei unterschiedlichen Dehnraten, annähernd linear verhalten<sup>39</sup>. Vor den beschriebenen Hintergründen wurden in der vorliegenden Studie eine Elongation um 30% und 60% der Ausgangslänge untersucht.

Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer simuliert die Entscheidung des Behandlers, die Abformung länger als die vom Hersteller geforderte Mindestverweildauer im Munde des Patienten aushärten zu lassen. Durch eine Verlängerung der Mundverweildauer werden unter Umständen die elastischen Eigenschaften der Abformmaterialien verbessert<sup>2, 5, 51, 53</sup>. Die Ursache ist die Verbesserung des Polymerisationsgrades, woraus sich ein verbessertes Rückstellvermögen nach Deformationen ergibt<sup>53</sup>. Die Hersteller geben teilweise zu kurze Zeiten für die Mundverweildauer an. Die empfohlenen Angaben genügen teilweise nicht, um eine ausreichende Polymerisation der Abformung und damit eine ausreichende Elastizität bei der Entnahme aus dem Mund des Patienten zu gewährleisten<sup>2, 53, 79</sup>. In Übereinstimmung mit *Kratzenstein*, sind für die klinische Anwendung genaue Empfehlungen für die erhältlichen Abformmaterialien notwendig<sup>53</sup>.

Die beiden Prüfgeschwindigkeiten für die Elongation stehen jeweils für eine schnelle bzw. langsame Entnahme der Abformung aus dem Mund. *Tam und Brown* sprachen sich für eine möglichst schnelle Entnahme aus<sup>78</sup>. Die gleiche Empfehlung ist in werkstoffkundlichen Lehrbüchern zu finden<sup>2</sup>. Bisher wurden in Studien dazu Geschwindigkeiten untersucht, die vorwiegend zwischen 100 und 500 mm/min lagen<sup>5, 51, 53, 56</sup>. In einer Studie wurde die Elongation von 6000 mm/min getestet, während eine weitere Studie sich der Untersuchung einer langsa-

men Elongation von 20 mm/min widmete<sup>39, 62</sup>. Wie auch *Kratzenstein* zu bedenken gab, gelingt klinisch die Entnahme der Abformung nicht mit konstanter Geschwindigkeit. Die Variation der Geschwindigkeit konnte im Versuch nicht allgemeingültig simuliert werden und wurde darum konstant gehalten<sup>53</sup>. Aus demselben Grund wurde auch in der vorliegenden Studie die Geschwindigkeit konstant gehalten. *Blomberg et al.* bezifferten die Dauer der Entnahme einer Abformung mit etwa 5 s<sup>10</sup>. In der klinischen Anwendung dauert die Entnahme aber teilweise auch länger. Aufgrund des ähnlichen Versuchsaufbaus dauerte die Elongation genauso lange, wie bei *Kratzenstein*<sup>53</sup>. Bei der Elongation mit 400 mm/min lag die Dauer zwischen 4 und 6 s, abhängig vom Ausmaß der Elongation und entspricht damit der Durchschnittsdauer in der klinischen Anwendung. Die Simulation einer langsamen Entnahme mit 100 mm/min dauerte 6 bis 17 s.

Die drei Lagerungszeiten des Versuchsaufbaus wurden, in Übereinstimmung mit *Kratzenstein*, entsprechend der Weiterverarbeitung einer Abformung nach der Entnahme aus dem Mund gewählt<sup>53</sup>. Die Lagerungszeit entspricht damit der Zeit, die das Abformmaterial hat, um sich im Rahmen seine elastischen Eigenschaften zurückzustellen. In zwei Studien wurden die elongierten Prüfkörper nach einer Lagerungszeit von ca. 2 h vermessen<sup>5, 56</sup>. *Blomberg et al.* wiederholten die Messung der Prüfkörper nach der Elongation in zweiminütigen Abständen bis zu einer Lagerungszeit von 20 min<sup>9</sup>. *Klooster et al.* elongierten die Prüfkörper bis zum Reißen und vermaßen die wiedervereinigten Einzelteile nach einer Lagerungszeit von 1 min, 30 min, 1 h und 24 h<sup>51</sup>. In der vorliegenden Studie erfolgte die erste Messung der elongierten Prüfkörper nach 1 h. Dieses Vorgehen wurde gewählt, weil das gedehnte Abformmaterial sich erst im Zeitverlauf zurückstellt<sup>32, 41, 56</sup>. In der Praxis werden Abformungen, je nach Organisationsstruktur, zu unterschiedlichen Zeitpunkten ausgegossen. Dabei wird die bleibende Deformation fixiert. Der Messzeitpunkt 1 h nach Elongation wurde korrespondierend zum Ausgießen der Abformung nach der Behandlung in einem Eigenlabor gewählt. Der Messzeitpunkt 4 h steht für das Ausgießen der Abformung in einem nahegelegenen Fremdlabor am selben Tag. In der Praxis werden Abformungen häufig auch über lange Postwege, z.B. zu Dentallaboren im Ausland versandt. Letzteres repräsentiert im Versuch die 24 h-Messung.

## 6.3 Ergebnisdiskussion

### 6.3.1 Versuchsserie 1

Nach dem Verlust von Zähnen dienen passgenaue zahnärztliche Restaurationen einer ästhetischen und funktionellen Rehabilitation des Patienten. Bei der Herstellung von Kronen und Brücken wird die spätere Präzision und Funktionalität der Restauration von einer Vielzahl von Faktoren beeinflusst. Die einzelnen Schritte der klinischen und labortechnischen Maßnahmen können dabei als Arbeitskette, mit unterschiedlich starken Kettengliedern betrachtet werden. Jeder Arbeitsschritt ist mit dem Auftreten eines mehr oder weniger großen Fehlers verbunden, wobei der Gesamtfehler immer eine gewisse Passgenauigkeit der Restauration bedingt<sup>64</sup>. Am Anfang der labortechnischen Arbeits- und Werkstoffkette steht das Verfahren der Abformung<sup>82</sup>. Das Ergebnis der Abformung wird durch dreidimensionale Schrumpfungsprozesse und die bleibende Deformation nach der Entnahme der Abformung bestimmt<sup>53</sup>. In der klinischen Anwendung sollte das Ziel darin bestehen, den Fehler jedes Arbeitsschrittes, wie auch der Abformung, zugunsten einer besseren Passgenauigkeit am Restaurationsrand zu reduzieren.

In der vorliegenden Studie wurde die Referenzgruppe der Silikone hinsichtlich der bleibenden Deformation nach Elongation untersucht. Mit wenigen Ausnahmen zeigte diese Gruppe der Abformmaterialien in früheren Studien die geringsten Werte für die bleibende Deformation<sup>5, 39, 45, 51, 56, 62</sup>, dennoch bestanden innerhalb der Gruppe teilweise große Unterschiede. Dies bestätigte sich in den Ergebnissen der vorliegenden Studie. In Übereinstimmung mit *Kratzenstein*<sup>53</sup>, eignen sich die Werte der bleibenden Deformation nach einer Elongation um 60% am besten zum Vergleich, da in den vorausgehenden Studien, wie beschrieben, Dehnraten über 50% untersucht wurden. Die gemessenen Mittelwerte lagen in der vorliegenden Studie bei den untersuchten Silikonen zwischen -0,011 und 1,149%lin. Für das regulär abbindende Aquasil Ultra LV ergaben sich die höchsten Werte für die bleibende Deformation. Auch in der Studie von *Balkenhol et al.* wies die schnell abbindende Variante Aquasil Ultra XLV, mit einem Mittelwert von 1,33%lin., die höchste bleibende Deformation unter den geprüften Silikonen auf<sup>5</sup>.

In der Studie von *Kratzenstein* wurden mit dem ähnlichen Versuchsaufbau, für die Abformmaterialien auf Polyether und Hybridbasis, Werte zwischen 0,412 und 3,340%lin. gemessen. Es wurde dabei ein Maximum von 1% bleibender Deformation als klinisch relevante Grenze

erachtet<sup>53</sup>. *Hondrum et al.* legten ein Limit von 0,4% für die klinische Anwendung fest. Dieser Wert korrelierte in ihren Untersuchungen mit einem Kronenrandspalt von 34  $\mu\text{m}$ <sup>39</sup>.

Der Arbeitsschritt der Abformung führt immer zu einer vergrößerten oder verkleinerten Darstellung der ursprünglichen Dimension. Die Abformung trägt damit folglich dazu bei, dass sich bei der folgenden Herstellung der Restauration zu kleine oder zu große Kronenlumina ergeben<sup>84</sup>. Die Meinungen bezüglich der maximalen Randungenauigkeit unterscheiden sich. Mehrfach wurde in der Vergangenheit eine sehr geringe Abweichung des Kronenrandes von < 50  $\mu\text{m}$  als ideal postuliert<sup>71, 73</sup>. Auch bei der Versorgung mit laborgefertigten Einlagefüllungen sollte der Randspalt aus kariesprophylaktischer Sicht unter 50  $\mu\text{m}$  liegen<sup>23, 36</sup>. In der klinischen Praxis wird dieser Wert nachweislich oft nicht erreicht<sup>20, 63</sup>.

Vor dem beschriebenen Hintergrund sollte von Abformungen eine möglichst kleine bleibende Deformation nach Elongation gefordert werden.

Bei der statistischen Analyse der Ergebnisse hatte der Prüfparameter „Ausmaß der Elongation“ den größten Einfluss auf die Werte der bleibenden Deformation. Frühere Studien zeigten, dass die bleibende Deformation mit dem Ausmaß der Elongation zunahm<sup>53, 56, 62</sup>. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie entsprechen dem. Die Vergrößerung der Dehnrate von 30% auf 60% war bei allen Prüfmaterialien mit einer höchst signifikanten Steigerung der Werte der bleibenden Deformation verbunden. Da in der klinischen Praxis das Ausmaß der Elongation aufgrund der anatomischen Gegebenheiten schwer beeinflussbar ist<sup>53</sup>, sollte demzufolge zumindest unnötige Zugbelastungen vermieden werden. Um die Rückstellung des Abformmaterials zu begünstigen, sollten beispielsweise bestehende Unterschnitte an der Präparation<sup>21, 34</sup> und große Unterschnitte unter Brückenkonstruktionen ausblockt werden, bevor die Abformung durchgeführt wird.

Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer führte bei vier der fünf Prüfmaterialien zu einer nachweisbaren Reduktion der bleibenden Deformation. Ähnliche Ergebnisse ergaben sich in den beiden einzigen ähnlichen Studien<sup>5, 53</sup>. Der Parameter Wasserbadverweildauer hatte, wie bereits erwähnt, den zweitgrößten Einfluss auf die Werte der bleibenden Deformation. Die Polymerisationszeit der Abformmaterialien kann in der klinischen Anwendung leichter gesteuert werden als das Ausmaß der Elongation. Demnach sollte die vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer bei den Materialien Aquasil Ultra LV, Honigum-Light und Xantopren Comfort Light um 10 min verlängert werden. Die Reduktion der Messwerte war bei Flexitime Correct Flow nur bei der Verlängerung der Wasserbadverweildauer um 10 min

nachweisbar. Auch hier ist eine zehnmünütige Verlängerung der Mundverweildauer empfehlenswert. In Übereinstimmung mit *Kratzenstein*<sup>53</sup> ist es in der klinischen Anwendung unter Umständen schwierig diese Forderung zu erfüllen, weil die Abformung dann je nach Material für bis zu > 13 min im Mund des Patienten verbleiben würde. Es sollte aber bei den genannten Materialien eine möglichst lange Mundverweildauer angestrebt werden.

Die zwei unterschiedlichen Dehngeschwindigkeiten hatten einen geringen Einfluss auf die Werte der bleibenden Deformation. Laut Lehrbüchern wird zu einer möglichst schnelle Entnahme der Abformung geraten<sup>2</sup>. Wie auch in den beiden Studien von *Klooster et al.* und *Kratzenstein*, waren bei mehreren Prüfgruppen signifikant kleinere Werte für die bleibende Deformation bei der höheren Geschwindigkeit von 400 mm/min messbar<sup>51, 53</sup>. Um die bleibende Deformation weitmöglich zu verringern, sollte die Entnahme von Abformungen mit den Materialien Aquasil Ultra LV, Honigum-Light und Xantopren Comfort Light eher zügig durchgeführt werden. Jedoch sollte die Entnahme der Abformung dabei mit der nötigen Behutsamkeit erfolgen. Wird die Abformung zu kraftvoll entnommen, könnte es zu höheren bleibenden Deformationen kommen, wie auch *Kratzenstein* feststellte<sup>53</sup>.

Wie bereits beschrieben, war durch die Verlängerung der Lagerungszeit größtenteils ein Abfall der Werte für die bleibende Deformation statistisch nachweisbar. Nur bei Xantopren Comfort Light kam es zwischen den Zeitpunkten 4 h und 24 h zu einer signifikanten Vergrößerung der Messwerte. Nicht signifikante Messwertanstiege ergaben sich auch bei einigen Prüfgruppen der anderen Materialien. Möglicherweise war dieser Effekt einzig bei Xantopren Comfort Light signifikant groß, da es sich um das einzige C-Silikon handelt. Für die klinische Praxis lässt sich die Empfehlung ableiten, die Lagerungszeit der Prüfmaterialien Aquasil Ultra LV, Express 2 Light Body Standard, Flexitime Correct Flow und Honigum-Light möglichst bis zu 24 h auszudehnen. Für das Material Xantopren Comfort Light sollte die Lagerungszeit möglichst bis zu 4 h ausgedehnt werden. Eine Lagerung von über 4 h sollte wiederum vermieden werden.

Es wäre denkbar, dass die Veränderungen durch die Elongation auf molekularer Ebene zu einem sich wiederholenden Muster von signifikanten Interaktionen der einzelnen Prüfparameter mit der Lagerungszeit führen. Das heißt es könnte beispielsweise sein, dass sich die Gruppen mit 60%iger Elongation bei allen Prüfmaterialien regelhaft anderes verhalten, als die Gruppen mit 30%iger Elongation. Bei der Auswertung konnte kein solches Muster zwischen

den Prüfmaterialien oder einzelnen Prüfgruppen im Verlauf der Lagerungszeit beobachtet werden.

Bei einigen Prüfgruppen kamen negative Messwerte vor. Ähnliche Beobachtungen machte auch *Kratzenstein*, in seiner Studie bei den Hybrid- und Polyethermaterialien<sup>53</sup>. In beiden Studien wurde die reine bleibende Deformation zu jedem Messzeitpunkt, aus dem Längendifferenzwert der Prüfkörper zu den Referenzprüfkörpern, errechnet. In Übereinstimmung mit *Kratzenstein* ist es denkbar, dass die Elongation die Polymerisationsschrumpfung beeinflusste. Bei den negativen Messwerten war die Rückstellung der elongierten Prüfkörper größer als die der nicht elongierten Referenzprüfkörper. Es bestehen Hinweise, dass es sich dabei um die Reaktion der Abformmasse auf eine lineare Molekülausrichtung durch die Dehnung handelt. Die lineare Ausrichtung erleichtert möglicherweise ein aneinander Vorbeigleiten der Moleküle bei der Rückstellung<sup>53</sup> und könnte so eventuell auch die Polymerisationsschrumpfung begünstigen. Aus wissenschaftlicher Sicht wäre eine Messung, sowohl der bleibenden Deformation nach Elongation, als auch der Polymerisationsschrumpfung, interessant, um die Beeinflussung der Polymerisationsschrumpfung durch die Elongation zu untersuchen.

Bei den Ergebnissen der vorliegenden Studie handelt es sich, wie bereits beschrieben, um die Auswirkung der geprüften Parameter in einem zweidimensionalen Modell. Die Verlängerung der Polymerisationszeit stellt für den Zahnarzt demnach eine gute Verbesserungsmöglichkeit zur Verringerung der bleibenden Deformation von Abformungen dar.

Es wäre interessant, die Auswirkung der Verlängerung der Polymerisationszeit auf die bleibende Deformation nach Elongation in einem dreidimensionalen Versuchsaufbau zu untersuchen. In zukünftigen Studien sollte dies an einem Realmodell in Form eines Zahnstumpfes durchgeführt werden. Es könnte geprüft werden, ob die Verringerung der bleibenden Deformation der Abformmaterialien durch die Ausdehnung der Polymerisationszeit zu einer messbaren Verbesserung der Kronenrandschlussgenauigkeit führt. Die Daten aus dem 3D-Versuchsmodell könnten im Anschluss mit den bereits vorliegenden Daten aus den Studien mit linearen Versuchsmodellen verglichen werden.

### 6.3.2 Versuchsserien 2-4

*Braden und Inglis* wiesen in ihrer Studie nach, dass keine Korrelation zwischen dem Verlustfaktor  $\tan \delta$ , der aus den Werten von Speichermodul  $G'$  und Verlustmodul  $G''$  berechnet wurde und der bleibenden Deformation nach Elongation bestand<sup>11</sup>.

Bei den rheologischen Untersuchungen konnte in der vorliegenden Studie kein eindeutiger Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt des Erreichens des Schnittpunktes  $G'/G''$  und der Größe der Werte für die bleibende Deformation festgestellt werden. Tendenziell wiesen die Materialien, die den Schnittpunkt  $G'/G''$  im Zeitverlauf schneller erreichten, kleinere Werte für die bleibende Deformation nach Elongation auf. Diese Beobachtung steht der Annahme von *Stelzig* entgegen, dass die Verarbeitung der Abformmaterialien hinsichtlich bleibender Deformationen problematisch werden könnte, wenn der Werte des Speichermoduls  $G'$  die des Verlustmoduls  $G''$  übersteigen<sup>76</sup>.

Ein Zusammenhang zu der Shore-A-Härte und des Füllstoffgehaltes der Prüfmaterialien mit den Werten der bleibenden Deformation nach Elongation war nicht erkennbar. Der Rückschluss von der Härte des Abformmaterials auf den Grad seiner Aushärtung und damit auch auf die elastische Rückstellkraft sollte kritisch betrachtet werden. In der klinischen Praxis wird teilweise dennoch eine kleine Menge des verwendeten Abformmaterials auf dem Tray platziert. Durch das Tasten mit einem Instrument wird die Probe dann im Zeitverlauf hinsichtlich ihrer Härte überprüft. Sobald die Probe fest genug erscheint, wird die Abformung entnommen.

## 6.4 Konklusion

Die Versuche wurden mit einem Versuchsaufbau durchgeführt, der bereits in einer ähnlichen Untersuchung der Arbeitsgruppe erfolgreich eingesetzt wurde. Dabei wurde der Einfluss klinische relevanter Parameter auf die bleibende Deformation nach Elongation von leichtfließenden Abformmaterialien auf Polyether- und Hybridbasis untersucht<sup>53</sup>. Das Prüfverfahren erwies sich auch in der vorliegenden Studie für vier der Silikon-Abformmaterialien als gut geeignet. Für das Material Express 2 Light Body Standard ist die Erklärungskraft des Modells geringer. Die Ergebnisse wurden hinsichtlich des Zieles beurteilt, bei der Herstellung von zahnärztlichen Restaurationen den Fehler durch die Abformung in der labortechnischen Arbeits- und Werkstoffkette zugunsten einer Verbesserung der Randschlussgenauigkeit weitmöglich zu reduzieren.

Grundsätzlich sollten unnötige Dehnungen des Abformmaterials vermieden werden, da sich bei größeren Dehnraten auch höhere bleibende Deformationen ergeben können.

Eine möglichst lange Ausdehnung der Mundverweildauer ist für die Materialien Aquasil Ultra LV, Flexitime Correct Flow, und Honigum-Light und Xantopren Comfort Light zu empfehlen. Das Material Express 2 Light Body Standard hatte zwar die geringste bleibende Deformation, jedoch kann die Verlängerung der Polymerisationszeit zur Reduktion der bleibenden Deformation in diesem Fall nicht empfohlen werden.

Werden Abformungen unter Verwendung von Aquasil Ultra LV, Honigum-Light und Xantopren Comfort Light durchgeführt, sollten diese zügig aber behutsam entnommen werden.

Die Lagerungszeit sollte für alle Prüfmaterialien, außer für Xantopren Comfort Light, möglichst bis auf 24 h ausgedehnt werden. Xantopren Comfort Light sollte möglichst 4 h gelagert werden, aber nicht länger.

## 7 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Studie bestand darin, die klinisch relevanten Einflussfaktoren auf die bleibende Deformation nach Elongation von Silikon-Abformmaterialien vom Typ 3 auch bei Dehnraten unter 50% zu untersuchen. Es wurden dazu vier Abformmaterialien aus der Gruppe der A-Silikone und ein C-Silikon getestet.

Nach dem Einbringen der Prüfmaterialien in eine Edelstahl-Prüfkörperform erfolgte die Polymerisation im Wasserbad bei 37 °C. Im Anschluss an die Entnahme der fertigen Prüfkörper aus der Form wurden diese in einer Universalprüfmaschine (Typ 1454, Zwick/Roell, Ulm) elongiert. Die Variation der Einflussfaktoren (1) Polymerisationszeit im Wasserbad, (2) Ausmaß der Elongation, (3) Geschwindigkeit der Elongation sowie (4) der Einfluss der Lagerungszeit, wurden dabei geprüft. Darüber hinaus wurden ergänzend die folgenden Materialeigenschaften im Zusammenhang mit der bleibenden Deformation nach Elongation untersucht: rheologische Eigenschaften, Shore-A-Härte und Füllstoffgehalt.

Das Ausmaß der Elongation und die Verlängerung der Wasserbadverweildauer waren die beiden größten Einflussfaktoren auf die bleibende Deformation aller Prüfmaterialien. Die bleibende Deformation stieg mit dem Ausmaß der Elongation. Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer führte bei vier Prüfmaterialien zu einer nachweisbaren Reduktion der bleibenden Deformation, wobei das fünfte Material insgesamt die niedrigsten Werte aufwies. Die Dehngeschwindigkeit hatte einen geringen Einfluss. Die schnellere Dehnung ergab aber bei drei Prüfmaterialien kleinere Werte für die bleibende Deformation. Die Verlängerung der Lagerungszeit führte größtenteils zu einer Verringerung der bleibenden Deformation. Ein Zusammenhang der bleibenden Deformation mit den rheologischen Kenngrößen Speichermodul  $G'$  und Verlustmodul  $G''$  ist möglich, wogegen kein Zusammenhang mit der Shore-A-Härte und dem Füllkörpergehalt festgestellt werden konnte.

## 8 Summary

The aim of the present study was to analyze the clinically relevant influencing factors on the permanent deformation after elongation of type 3-silicone-impression materials, also on strain rates under 50%. Therefore four impression materials from the group of A- und C-silicones were tested.

After the testing material was placed in a stainless steel testing-shape the polymerization was started in a waterbath at 37 C°. The finished testing bodies were put in a universal testing machine (Typ 1454, Zwick/Roell, Ulm) to be elongated. The variation of the influencing factors (1) time of polymerization in the water bath, (2) size of elongation, (3) speed of elongation and (4) influence of storage time after elongation was tested. In addition the following material properties were tested: rheological properties, Shore-A-hardness and filler content.

The size of elongation and the extension of time of waterbath storage were the major influencing factors. Higher size of elongation resulted in higher permanent deformation. The extension of the time of waterbath storage caused a detectable reduction of permanent deformation for four materials. Whereupon the fifth material showed the lowest values of permanent deformation of all tested materials. The speed of elongation had a small influence. Though a faster elongation produced less permanent deformation for three of the tested materials. In many cases the extension of the storage time after elongation caused a reduction of permanent deformation. A causal link between the rheological parameter storage modulus  $G'$  and loss modulus  $G''$  and the permanent deformation is possible. No causal link was found between Shore-A-hardness or filler content and permanent deformation.

## 9 Literaturverzeichnis

1. ada.org [homepage on the Internet]. Chicago: ANSI/ADA Standard No. 19, Dental Elastomeric Impression Materials [cited 2013 January]. Available from: <http://www.ada.org/830.aspx#19>.
2. Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips' Science of Dental Materials, 11th edition. St. Louis: *Saunders* 2003.
3. Bader F, Setz J. Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;**46**:346-348.
4. Balkenhol M, Feger P, Wöstmann B. Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. *Int J Prosthodont* 2007;**20**:573-575.
5. Balkenhol M, Haunschild S, Erbe C, Wöstmann B. Influence of prolonged setting time on permanent deformation of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2010;**103**:288-294.
6. Balkenhol M, Kanehira M, Finger WJ, Wöstmann B. Working time of elastomeric impression materials: Relevance of rheological tests. *Am J Dent* 2007;**20**:347-352.
7. Berg JC, Johnson GH, Lepe X, Adán-Plaza S. Temperature effects on the rheological properties of current polyether and polysiloxane impression materials during setting. *J Prosthet Dent* 2003;**90**:150-161.
8. Berger HJ, Marxkors R, Meiners H. Abformgenauigkeit bei ringlosen Abdrücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 1973;**28**:1051-1054.
9. Blomberg PA, Mahmood S, Smales RJ, Makinson OF. Comparative elasticity tests for elastomeric (non putty) impression materials. *Aust Dent J* 1992;**37**:346-352.
10. Blomberg PA, Mahmood S, Smales RJ, Makinson OF. Some parameters for testing deformation of elastomeric impression materials. *Aust Dent J* 1992;**37**:271-276.
11. Braden M, Inglis AT. Visco-elastic properties of dental elastomeric impression materials. *Biomaterials* 1986;**7**:45-48.
12. Brown D. Materials for Impressions-2003. *Dent Update* 2004;**31**:40-45.

13. Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2008;**99**:274-281.
14. Carlo HL, Fonseca RB, Soares CJ, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Sinhoretto MAC. Inorganic particle analysis of dental impression elastomers. *Braz Dent J* 2010;**21**:520-527.
15. Chee WWL, Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent* 1992;**68**:728-732.
16. Collard EW, Caputo AA, Standlee JP, Trabert KC. Dynamic stresses encountered in impression removal. *J Prosthet Dent* 1973;**29**:498-506.
17. Cook WD. Permanent set and stress relaxation in elastomeric impression materials. *J Biomed Mater Res* 1981;**15**:449-463.
18. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Zahnärztliche Werkstoffe: Eigenschaften und Verarbeitung, 1. Auflage. München: *Urban & Fischer* 2006.
19. de Camargo LM, Chee WWL, Donovan TE. Inhibition of polymerization of polyvinyl siloxanes by medicaments used on gingival retraction cords. *J Prosthet Dent* 1993;**70**:114-117.
20. Donath K, Roth K. Histologisch-morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen. *Z Stomatol* 1987;**84**:53-73.
21. Donovan TE, Chee WWL. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* 2004;**48**:445-470.
22. Dreyer Jörgensen K. A new method of recording the elastic recovery of dental impression materials. *Scand J Dent Res* 1976;**84**:175-182.
23. Dreyer Jörgensen K. Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 1958;**13**:461-469.
24. Dumfahrt H, Schäffer H. Zum Dimensionsverhalten bei verschiedenen Abformverfahren mit gummielastischen Massen in der Inlay-, Kronen- und Brückentechnik. *Z Stomatol* 1987;**84**:231-239.
25. Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 1 Grundlagen und Verarbeitung, 8. Auflage. Stuttgart: *Thieme* 2005.

26. Finger W, Komatsu M. Elastic and plastic properties of elastic dental impression materials. *Dent Mater* 1985;**1**:129-134.
27. Finger WJ. Significance of filler content to properties of silicone impression materials. *Dent Mater* 1988;**4**:33-37.
28. gcamerica.com [homepage on the Internet]. Alsip: EXA'lence™ VPES Impression Material [cited 2013 january], Available from: <http://www.gcamerica.com/products/operatory/exalence/>.
29. gemmologie.at [homepage on the Internet]. Wien: Härte\_Prüfverfahren\_275172.pdf [cited 2013 january], Available from: [http://www.gemmologie.at/mediaCache/Haerte\\_Pruefverfahren\\_275172.pdf](http://www.gemmologie.at/mediaCache/Haerte_Pruefverfahren_275172.pdf).
30. German MJ, Carrick TE, McCabe JF. Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties. *Dent Mater* 2008;**24**:951-956.
31. Gernet W, Biffar R, Schwenzler N, Ehrenfeld M. Zahnärztliche Prothetik, 3. Auflage. Stuttgart: *Thieme Georg Verlag* 2007.
32. Goldberg AJ. Viscoelastic properties of silicone, polysulfide, and polyether impression materials. *J Dent Res* 1974;**53**:1033-1039.
33. Gribi HK. Werkstoffkunde-Atlas Moderne Elastomere. *Quintessenz Zahntech* 1992;**10**:1261-1274.
34. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont* 2011;**20**:153-160.
35. Hellerich W, Harsch G, Haenle S. Werkstoff-Führer Kunststoffe Eigenschaften, Prüfungen, Kennwerte, 9. Auflage. München: *Hanser* 2004.
36. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie, Parodontologie, 5. Auflage. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2009.
37. Hoffmann-Axthelm W. Die Geschichte der Zahnheilkunde, 2. Auflage. Berlin: *Quintessenz* 1985.
38. Hofmann M. Der Korrekturabdruck (ein neues Abdruckverfahren für festsitzenden Zahnersatz). *ZWR* 1965;**66**:160-164.

39. Hondrum SO. Tear and energy properties of three impression materials. *Int J Prosthodont* 1994;**7**:517-521.
40. Inoue K, Wilson HJ. Viscoelastic properties of elastomeric impression materials I. A method of measuring shear modulus and rigidity during setting. *J Oral Rehabil* 1978;**5**:89-94.
41. Inoue K, Wilson HJ. Viscoelastic properties of elastomeric impression materials III. The elastic recovery after removal of strains applied at the setting time. *J Oral Rehabil* 1978;**5**:323-327.
42. iso.org [homepage on the Internet]. Geneva: ISO Specification No. 4823:2000. Dentistry-elastomeric impression materials. 3<sup>rd</sup> ed [cited 2013 January]. Available from: <http://www.iso.org/iso/home/store.htm>.
43. Jamani KD, Harrington E, Wilson HJ. The determination of elastic recovery of impression materials at the setting time. *J Oral Rehabil* 1989;**16**:89-100.
44. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent* 1986;**55**:197-203.
45. Kaloyannides TM. Elasticity of elastomer impression materials: II. Permanent deformation. *J Dent Res* 1973;**52**:719-724.
46. Kaloyannides TM, Kapari DJ. Mixtures of elastomer impression materials: II. Measurement of Young's Modulus of elasticity and permanent deformation. *J Dent Res* 1975;**54**:493-495.
47. kettenbach.de [homepage on the Internet]. Eschenburg: Vinylsiloxanether®-Identium® [cited 2013 January], Available from: <http://www.kettenbach.de/dental/produkte/praezisionsabformung/vinylsiloxanether/>.
48. Kim KM, Lee JS, Kim KN, Shin SW. Dimensional changes of dental impression materials by thermal changes. *J Biomed Mater Res* 2001;**58**:217-220.
49. Kimoto K, Tanaka K, Toyoda M, Ochiai KT. Indirect latex glove contamination and its inhibitory effect on vinyl polysiloxane polymerization. *J Prosthet Dent* 2005;**93**:433-438.
50. Klang JK, Lee Y-K, Kim KM, Kim KN. Effect of glass filler content on hydrophilic addition silicone impression materials in dentistry. *Key Eng Mater* 2005;**284-286**:909-912.

51. Klooster J, Logan GI, Tjan AHL. Effects of strain rate on the behavior of elastomeric impression. *J Prosthet Dent* 1991;**66**:292-298.
52. Kraft J. Zwanzig Jahre Korrekturabdruck-Erfahrungen in Praxis u. Unterricht. *ZWR* 1986;**95**:136-138.
53. Kratzenstein JH. Werkstoffkundliche Untersuchung zur bleibenden Deformation nach Dehnung von Typ-3 Abformwerkstoffen [dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität; 2012.
54. Laufer B-Z, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. *J Prosthet Dent* 1996;**76**:466-471.
55. Lawson NC, Burgess JO, Litaker MS. Tear strength of five elastomeric impression materials at two setting times and two tearing rates. *J Esthet Restor Dent* 2008;**20**:186-193.
56. Lawson NC, Burgess JO, Litaker MS. Tensile elastic recovery of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2008;**100**:29-33.
57. Lehmann KM. Der Hydrokolloidabdruck. *Dtsch Zahnärztl Z* 1975;**30**:531-534.
58. Lehmann KM, Burgdorf HO. Untersuchungen zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Doppelmischabdruck). 1978;**87**:434-436.
59. Lehner CR, Schärer P. Abformmaterialien in der Kronen-Brücken-Prothetik Standortbestimmung und praktische Tips. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991;**101**:628-638.
60. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2004;**92**:151-154.
61. Luthardt RG, Walter MH, Quaas S, Koch R, Rudolph H. Kontrollierte klinische Studie zum Vergleich der dreidimensionalen Wiedergabegenauigkeit verschiedener Abformtechniken. *Quintessenz* 2011;**62**:889-897.
62. Mansfield MA, Wilson HJ. A new method for determining the tension set of elastomeric impression materials. *Br Dent J* 1973;**135**:101-105.
63. Marxkors R. Der Randschluß der Gußkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1980;**35**:913-915.
64. Marxkors R. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik Für Studium und Beruf, 5. Auflage. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2010.

65. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde Vom Defekt zur Restauration, 6. Auflage. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2008.
66. McCabe JF, Storer R. Elastomeric impression materials. The measurement of some properties relevant to clinical practice. *Br Dent J* 1980;**149**:73-79.
67. McCabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials, 9th edition. Copenhagen: *Blackwell Munksgaard* 2008.
68. Meiners H. Eigenschaft und Genauigkeit von elastomeren Abformmaterialien (Polysulfide, Silikone, Polyäther). *ZWR* 1978;**87**:426-430.
69. Nissan J, Laufer B-Z, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent* 2000;**83**:161-165.
70. Noack T, Balkenhol M, Wöstmann B. Möglichkeiten und Grenzen der Doppelmischabformung bei prothetischer Versorgung. *ZWR* 2004;**113**:451-455.
71. Oehler K. Zahnmedizinischer Standard in der Rechtsprechung Auf Gerichtsurteilen basierende grundlegende zahnärztliche Behandlungsregeln mit Rechtssprechungsübersicht. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2003.
72. Peregrina A, Land MF, Feil P, Price C. Effect of two types of latex gloves and surfactants on polymerization inhibition of three polyvinylsiloxane impression materials. *J Prosthet Dent* 2003;**90**:289-292.
73. Rehberg HJ. Exakter Randschluss-was ist das? *Dtsch Zahnärztl Z* 1971;**26**:696-699.
74. Rueggeberg FA, Paschal S. Proportioning effect on physical and chemical properties of polysulfide impression material. *J Prosthet Dent* 1994;**72**:406-413.
75. Rupp F, Lee H-R, Axmann D, Groten M, Geis-Gerstorfer J. Quantifizierung der Benetzungseigenschaften von hydrophilierten A-Silikonem und Polyethern während der Applikationsphase. *Dtsch Zahnärztl Z* 2005;**60**:587-592.
76. Stelzig J. Shark Fin Test und rheologische Eigenschaften von elastomeren Abformmaterialien: Eine Korrelationsanalyse [dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität; 2009.

77. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent* 2010;**103**:228-239.
78. Tam LE, Brown JW. The tear resistance of various impression materials with and without modifiers. *J Prosthet Dent* 1990;**63**:282-285.
79. Tan E, Chai J. Working times of elastomeric impression materials according to dimensional stability and detail reproduction. *Int J Prosthodont* 1995;**8**:541-547.
80. tu-ilmenau.de [homepage on the Internet]. Ilmenau: Mechanische Eigenschaften von Kunststoffen-GLW 19; WM XI [cited 2013 January]. Available from: [http://www.tu-ilmenau.de/fileadmin/media/wt\\_wet/Praktika/Interdiziplinaeres\\_Grundlagenpraktikum\\_IGP/\\_Praktikumsanleitungen/GLW19%20WMXI\\_Mechanische%20Eigenschaften%20von%20Kunststoffen\\_SS11.pdf](http://www.tu-ilmenau.de/fileadmin/media/wt_wet/Praktika/Interdiziplinaeres_Grundlagenpraktikum_IGP/_Praktikumsanleitungen/GLW19%20WMXI_Mechanische%20Eigenschaften%20von%20Kunststoffen_SS11.pdf). 2011.
81. Wilson HJ. Elastomeric impression materials Part 2.- The set material. *Br Dent J* 1966;**121**:322-328.
82. Wöstmann B. Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Berlin: *Quintessenz* 1998.
83. Wöstmann B, Blößer T, Gouentenoudis M, Ferger P. Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *J Dent* 2005;**33**:611-618.
84. Wöstmann B, Powers JM. Expertise Präzisionsabformungen-Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. St.Paul, Seefeld: 3M ESPE AG; 2009.

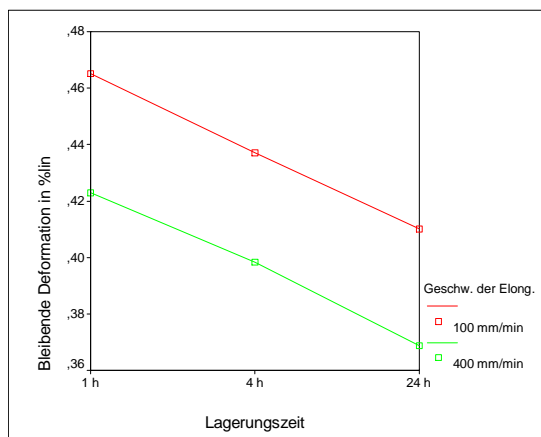
## 10 Anhang

**Tabelle 10.1: Ergebnisse der Varianzanalyse mit Messwiederholung (Lagerungszeiten); Einflussgröße: Betrag der bleibenden Deformation in %lin.; Teil I**

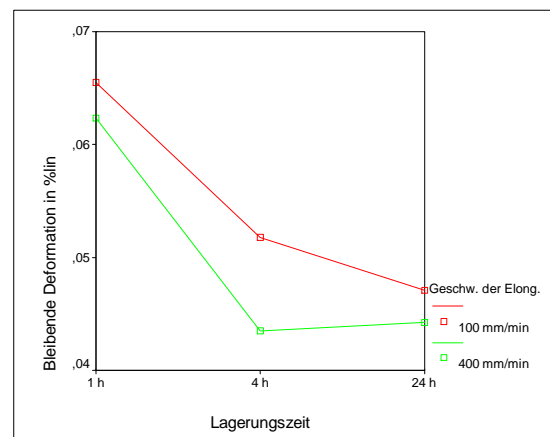
Quelle	Material	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F-Wert	p-Wert
Zeit (1 h/4 h/24 h)	Aquasil	0,179	2	0,0894	158,559	< <b>0,001</b>
	Express2	0,024	2	0,0120	22,313	< <b>0,001</b>
	Flexitime	0,058	2	0,0292	35,130	< <b>0,001</b>
	Honigum	0,007	2	0,0037	7,705	< <b>0,01</b>
	Xantopren	0,171	2	0,0871	181,171	< <b>0,001</b>
Zeit * WVD <sup>1</sup>	Aquasil	0,029	4	0,0072	12,741	< <b>0,001</b>
	Express2	0,026	4	0,0064	11,901	< <b>0,001</b>
	Flexitime	0,079	4	0,0198	23,895	< <b>0,001</b>
	Honigum	0,084	4	0,0210	43,546	< <b>0,001</b>
	Xantopren	0,009	4	0,0023	4,967	< <b>0,01</b>
Zeit * STR_SP <sup>2</sup>	Aquasil	0,0002	2	0,0001	0,175	0,838
	Express2	0,0006	2	0,0003	0,517	0,585
	Flexitime	0,0002	2	0,0001	0,125	0,882
	Honigum	0,0024	2	0,0012	2,455	0,089
	Xantopren	0,0017	2	0,0009	1,833	0,163
Zeit * STR_SIZE <sup>3</sup>	Aquasil	0,0894	2	0,0447	79,240	< <b>0,001</b>
	Express2	0,0003	2	0,0002	0,312	0,717
	Flexitime	0,0442	2	0,0221	26,639	< <b>0,001</b>
	Honigum	0,0048	2	0,0024	4,971	< <b>0,01</b>
	Xantopren	0,0220	2	0,0011	23,331	< <b>0,001</b>
Zeit * WVD * STR_SP	Aquasil	0,0029	4	0,0008	1,291	0,275
	Express2	0,0014	4	0,0004	0,656	0,613
	Flexitime	0,0024	4	0,0006	0,713	0,583
	Honigum	0,0025	4	0,0006	1,310	0,267
	Xantopren	0,0018	4	0,0005	0,969	0,424
Zeit * WVD * STR_SIZE	Aquasil	0,0211	4	0,0053	9,338	< <b>0,001</b>
	Express2	0,0121	4	0,0030	5,589	< <b>0,001</b>
	Flexitime	0,0093	4	0,0023	2,812	< <b>0,05</b>
	Honigum	0,0186	4	0,0046	9,601	< <b>0,001</b>
	Xantopren	0,0011	4	0,0003	0,599	0,660
Zeit * STR_SP * STR_SIZE	Aquasil	0,0002	2	0,0001	0,170	0,842
	Express2	0,0004	2	0,0002	0,383	0,668
	Flexitime	0,0091	2	0,0046	5,485	< <b>0,01</b>
	Honigum	0,0039	2	0,0020	4,072	< <b>0,05</b>
	Xantopren	0,0027	2	0,0014	2,872	0,060

**Tabelle 10.2: Ergebnisse der Varianzanalyse mit Messwiederholung (Lagerungszeiten); Einflussgröße: Betrag der bleibenden Deformation in %lin.; Teil II**

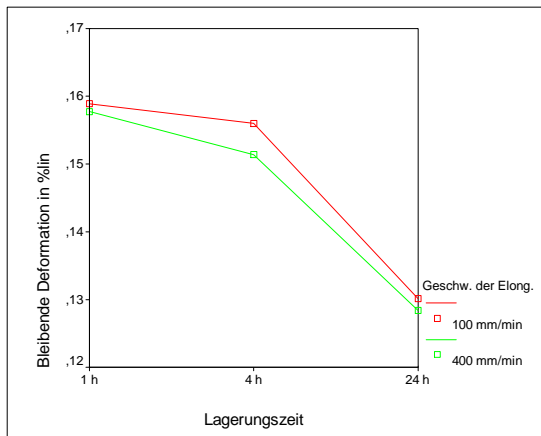
Quelle	Material	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F-Wert	p-Wert
Zeit * WVD * STR_SP * STR_SIZE	Aquasil	0,0011	4	0,0003	0,486	0,745
	Express2	0,0053	4	0,0013	2,435	0,053
	Flexitime	0,0059	4	0,0015	1,779	0,134
	Honigum	0,0004	4	0,0001	0,203	0,936
	Xantopren	0,0037	4	0,0009	1,969	0,102
Fehler (Zeit)	Aquasil	0,122	216	0,0006		
	Express2	0,117	216	0,0005		
	Flexitime	0,179	216	0,0008		
	Honigum	0,104	216	0,0005		



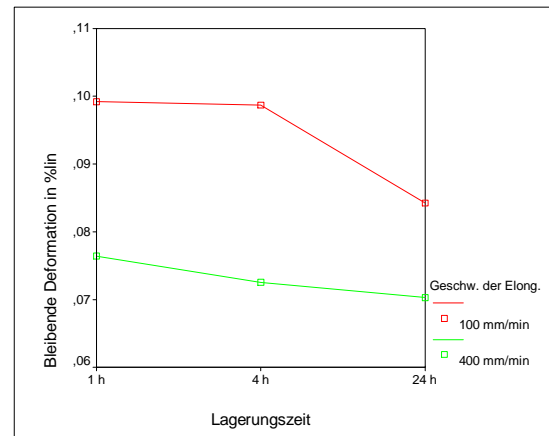
**Abbildung 10.1: Einfluss des Parameters Geschwindigkeit der Elongation auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Aquasil Ultra LV in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit**



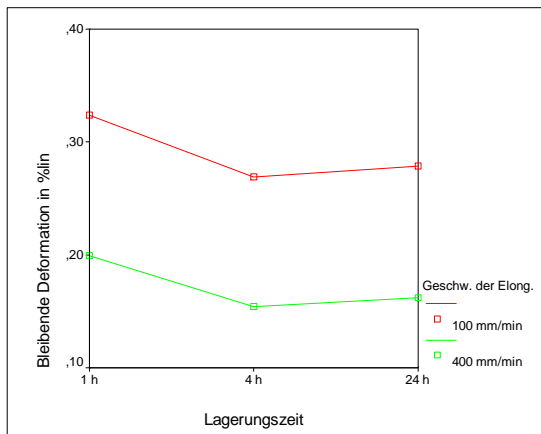
**Abbildung 10.2: Einfluss des Parameters Geschwindigkeit der Elongation auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Express2 Light Body Standard in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit**



**Abbildung 10.3:** Einfluss des Parameters Geschwindigkeit der Elongation auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Felxitime Correct Flow in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit



**Abbildung 10.4:** Einfluss des Parameters Geschwindigkeit der Elongation auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation von Honigum Light in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit



**Abbildung 10.5:** Einfluss des Parameters Geschwindigkeit der Elongation auf die Mittelwerte der bleibenden Deformation Xantopren Comfort Light in %lin in Abhängigkeit von der Messzeit

## 11 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Gießen, 25.05.2013

Meike Taraba

## 12 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater und Betreuer Prof. Bernd Wöstmann für die Bereitstellung des interessanten Themas der Dissertation und für seine ausgezeichnete und stetige Betreuung.

Ich danke meiner Familie und meinen Freunden für ihre liebevolle Unterstützung und Begleitung meines bisherigen Lebens- und Ausbildungsweges. Ein besonderer Dank gilt dabei meinen Eltern und meiner Großmutter. Von ganzem Herzen danke ich meinem Verlobten Jörg für seine Unterstützung, seine Geduld und seinen Optimismus.

Herzlichen Dank möchte ich auch an die Abteilung für zahnärztliche Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Justus-Liebig-Universität Gießen richten. Insbesondere danke ich Frau Geist, Herrn Heun, Herrn Köhl, und Herrn Dr. Niem.

Herrn Reitze danke ich für seine Unterstützung und geduldige Beratung bezüglich der statistischen Versuchsauswertung.

Der Firma GC, besonders Frau Adjany-Fard, gilt mein Dank für die Bereitstellung von Informationen zu dem Abformmaterial EXA 1ence.

Darüber hinaus danke ich allen lieben Menschen, die nicht namentlich erwähnt sind, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben.

