

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

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Jörg Hubert Kratzenstein

aus Reutlingen

Gießen (2012)

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. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann

Betreuer: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Tag der Disputation: 16.07.2012

Meiner lieben Familie, insbesondere meinen Eltern und meiner Tante

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT	3
2.1	Entwicklungsgeschichte der Abformmaterialien.....	3
2.2	Grundlagen	4
2.2.1	Anforderungen an Elastomere	4
2.2.2	Einteilung von Elastomeren.....	4
2.3	Materialien der Präzisionsabformung.....	5
2.3.1	A-Silikone	5
2.3.2	Polyether	6
2.3.3	Hybrid-Materialien	8
2.4	Techniken der Präzisionsabformung	10
2.4.1	Doppelmischtechnik	10
2.4.2	Korrekturabformung	11
2.5	Bleibende Deformation.....	11
2.5.1	Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten.....	11
2.5.2	Ursachen der bleibenden Deformation	12
2.5.3	Bestimmung der bleibenden Deformation.....	12
2.5.4	Bleibende Deformation nach Zugbelastung.....	13
3	ZIEL DER ARBEIT	15
4	MATERIAL UND METHODE	16
4.1	Geprüfte Materialien.....	16

4.2	Methodik.....	17
4.2.1	Herstellung der Prüfkörper	17
4.2.2	Dehnung der Prüfkörper	19
4.2.3	Messung der Prüfkörper/-formen.....	19
4.2.4	Prüfbedingungen.....	20
4.3	Statistische Analyse	21
5	ERGEBNISSE	22
5.1	Gesamtdarstellung der Ergebnisse ^(a)	22
5.2	Analyse einzelner Parameter	29
5.2.1	Mehrfaktorielle Varianzanalyse.....	29
5.2.2	Auswirkung der verschiedenen Dehnlängen	32
5.2.3	Auswirkung der Verlängerung der Wasserbadverweildauer	33
5.2.4	Auswirkung der verschiedenen Dehngeschwindigkeiten	37
5.2.5	Dimensionsverhalten im zeitlichen Verlauf nach der Dehnung	39
5.3	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	40
6	DISKUSSION.....	41
6.1	Methode	42
6.1.1	Herstellung der Prüfkörper	42
6.1.2	Messung der Prüfkörper-/Formen.....	43
6.1.3	Vergleich mit der klinischen Situation	43
6.2	Prüfvariablen.....	45
6.2.1	Dehnlänge	45
6.2.2	Dehngeschwindigkeit.....	45
6.2.3	Wasserbadverweildauer	46

6.3	Ergebnisse.....	47
6.4	Konklusion.....	50
7	ZUSAMMENFASSUNG	52
8	SUMMARY	53
9	LITERATURVERZEICHNIS	54
10	ANHANG.....	59
10.1	Auswertung der Einflussfaktoren	59
10.2	Auswertung Dehnlänge	63
10.3	Auswertung Wasserbadverweildauer	66
10.4	Auswertung Dehngeschwindigkeit.....	67
11	ERKLÄRUNG.....	69
12	DANKSAGUNG.....	70
13	LEBENS LAUF	71

1 Einleitung

Eine Vielzahl von Ursachen führt zum Verlust von Zähnen, dies kann die Versorgung eines Patienten mit Zahnersatz notwendig machen. Meist wird nach den ersten Schritten der zahnärztlichen Behandlung eine Abformung vorgenommen, diese steht somit am Anfang der labortechnischen Arbeits- und Werkstoffkette und hat folglich einen großen Einfluss auf die erzielbare Qualität und Passgenauigkeit des definitiven Zahnersatzes⁵⁵.

Viele Arten von Zahnersatz, wie zum Beispiel Kronen oder Brücken, erfordern eine Präzisionsabformung. Diese soll die Situation im Mund des Patienten dimensionsgetreu und mit sehr hoher Detailwiedergabe darstellen.

Die Dimensionsgenauigkeit und die Detailwiedergabe der Präzisionsabformung bestimmen ihre Qualität und werden vom Abformmaterial, von der Abformtechnik, vom Abformlöffel und von situationsbezogenen Faktoren, zum Beispiel einer Entzündung des Parodontiums oder der Lage der Präparationsgrenze beeinflusst^{3, 5, 18, 41, 55, 56}.

Präzisionsabformungen werden mit elastomeren Abformmaterialien, hauptsächlich Silikonen oder Polyethern, aufgrund ihrer sehr guten chemischen und physikalischen Eigenschaften durchgeführt^{2, 12, 22}. Hierbei sollte erwähnt werden, dass beide genannten Materialien auch spezifische Nachteile aufweisen. Der Hauptnachteil der Silikone ist ihre hydrophobe Molekülstruktur. Dies kann bei der Abformung eines zur Aufnahme einer Krone präparierten Zahnstumpfes zu nicht benetzten Arealen und damit zu Ungenauigkeiten im Randschlussbereich der Krone führen^{34, 49, 52}. Um dies zu verbessern, wurden den Silikonabformmaterialien Tenside beigefügt, diese steigern die Hydrophilie^{7, 13}. Die konventionellen Polyether-Abformmaterialien sind jedoch hydrophiler und können feuchte Areale besser benetzen^{2, 34, 47, 53}. Der Hauptnachteil der Polyethermaterialien besteht darin, dass beim Aushärten das Erreichen von ausreichenden elastischen Eigenschaften länger dauert, als die Hersteller angeben^{6, 19, 48}. Genaue zeitliche Angaben oder Empfehlungen sind allerdings nicht verfügbar.

Die elastischen Eigenschaften sind bestimmend für das Rückstellvermögen nach einer Deformation. Dies ist eine sehr wichtige Eigenschaft der Abformmaterialien, sie beeinflusst die Dimensionsgenauigkeit signifikant^{9, 28, 42}. Für viele Abformtechniken sind 2 Konsistenzen eines Abformmaterials notwendig, eine von hoher und eine von niedriger Konsistenz. Letztere unterliegt aus verfahrenstechnischen Gründen den größten Zug- und/oder Druckbelastun-

gen beim Herausnehmen der Abformung aus dem Mund des Patienten, und zeigt somit am wahrscheinlichsten eine bleibende Deformation^{6, 41}. Daher befasst sich diese Untersuchung mit Abformmaterialien von niedriger Konsistenz.

Es ist eine Idealvorstellung, die guten mechanischen Eigenschaften der Silikone mit der Hydrophilie der Polyether in einem Material zu vereinen. Dies wurde mit der Entwicklung von sogenannten Hybrid-Materialien versucht, sie bestehen aus Komponenten von Silikon- und Polyetherabformmaterialien und weisen eine gute Hydrophilie, eine gute Detailwiedergabe und eine gute Dimensionstreu auf^{4, 21, 30, 45, 51}. Wissenschaftliche Erkenntnisse über das Rückstellvermögen nach Deformation von Hybrid-Abformmaterialien mit niedriger Konsistenz, welche aktuell erhältlich sind, existieren bisher nicht.

2 Literaturübersicht

2.1 Entwicklungsgeschichte der Abformmaterialien

Die erste dokumentierte Abformung wurde von einem Zahnarzt namens Philipp Pfaff mit Siegelwachs im Jahre 1756 durchgeführt²³. Dieses Wachs und weitere Abformmaterialien wie Guttapercha, Gips und Stent's Masse waren nicht in der Lage unterschrittene Areale an präparierten Zähnen darzustellen⁵⁵. Diese Bereiche konnten erstmals 1925 mit Hydrokolloiden abgeformt werden³⁷. In den folgenden Jahren wurden die Polysulfide und die Alginat entwickelt, beides sind irreversibel elastische Abformmaterialien¹¹. Alginat sind auch heute noch der Standard für viele Anwendungsbereiche in der zahnärztlichen Praxis, zum Beispiel für die Abformung zur Herstellung von Situationsmodellen. Diese dienen der Dokumentation und der Diagnostik.

Im Jahr 1958 wurden kondensationsvernetzende Silikon-Abformmaterialien in die Zahnheilkunde eingeführt. 8 Jahre später kamen Polyether-Abformmaterialien auf den Markt, diese haben den Vorteil der Hydrophilie gegenüber den Silikonen. 1976 wurden additionsvernetzende Silikone vorgestellt, welche den Vorteil der Lagerstabilität gegenüber den kondensationsvernetzenden Silikonen haben¹¹. Ab den 80'er Jahren wurden die additionsvernetzenden Silikone vermehrt mit oberflächenaktiven Substanzen vermischt, dies verringert ihre hydrophoben Eigenschaften¹⁴. Die Silikone und die Polyether sind bis zum heutigen Tag der Standard für Präzisionsabformungen. In der jüngeren Vergangenheit kamen Hybrid-Abformmaterialien auf den Markt, diese enthalten Bestandteile von Silikonen und Polyethern.

2.2 Grundlagen

2.2.1 Anforderungen an Elastomere

Eine Reihe von Anforderungen werden an dentale Abformmaterialien der Elastomergruppe gestellt, diese werden nachfolgend aufgelistet^{17, 40}.

- Angenehmer Geruch und Geschmack, kontrastreiche Farbe
- Biokompatibel
- Lagerfähig
- Einfache Verarbeitung, praxismgerechte Konsistenz
- Praxisgerechte Abbindezeit
- Ausreichende Druckfestigkeit, Elastizität, Zugfestigkeit, Dimensionstreuung
- Niedrige Bleibende Deformation, Polymerisationsschrumpfung, thermische Kontraktion
- Gute Detailwiedergabe
- Desinfektionsmöglichkeit
- Kompatibilität mit Modellwerkstoffen

2.2.2 Einteilung von Elastomeren

Elastomere Abformmaterialien werden gemäß DIN ISO 4823 nach ihrer Konsistenz in 4 Typen eingeteilt, siehe Tabelle 2.1¹. Die Konsistenz nimmt von Typ 0 bis Typ 3 ab.

Diese Einteilung erfolgt aufgrund einer Messung mit zwei flachen Glasplatten. Zwischen den beiden Platten werden 0,5 ml eines Elastomers eingebracht. Es wird eine Kraft von 1,5 N auf die Platten ausgeübt und die resultierende Scheibe aus Abformmaterial wird vermessen. Ausgehend vom durchschnittlichen Durchmesser wird die Einteilung in die Typen 0 bis 3 vorgenommen.

Tabelle 2.1: Einteilung der Elastomere nach Konsistenz

Typ 0	Knetbar (putty)
Typ 1	Schwerfließend
Typ 2	Mittelfließend
Typ 3	Leichtfließend

2.3 Materialien der Präzisionsabformung

In diesem Teil werden die für diese Untersuchung relevanten Abformmaterialien beschrieben.

2.3.1 A-Silikone

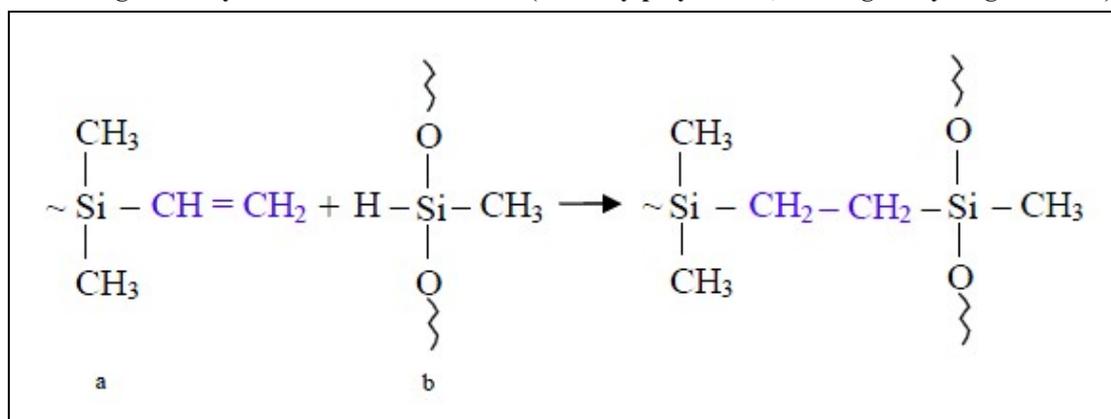
A-Silikone sind makromolekulare Substanzen, deren Molekülketten aus Siloxanen (Si-O-Ketten) bestehen⁴³. Sie werden von den Herstellern hauptsächlich als 2-Pastensysteme angeboten, Tabelle 2.2 zeigt die funktionellen Bestandteile dieser Pasten.

Tabelle 2.2: Bestandteile der Pasten von A-Silikonen¹⁷

Basispaste	Reaktorpaste
Polysiloxane mit endständigen Vinylgruppen	Organohydrogensiloxane
Platinkatalysator (Hexachlorplatinsäure)	Füll- und Farbstoffe
Füll- und Farbstoffe	

Nach dem Vermischen beider Pasten bilden sich in Gegenwart eines Platinkatalysators Ethylbrücken aus, so kommt es zum Kettenwachstum und zur Vernetzung der Moleküle⁴³. Abbildung 2.1 zeigt die beschriebene Reaktion. Diese läuft ohne Abspaltung von Molekülteilen ab, daher spricht man von additionsvernetzenden Silikonen (A-Silikonen). Aufgrund ihrer chemischen Struktur werden sie auch Polyvinylsiloxane, abgekürzt PVS genannt.

Abbildung 2.1: Polyaddition von A-Silikonen (a = Vinylpolysiloxan, b = Organohydrogensiloxan)⁴³



Die A-Silikone weisen sehr geringe lineare Dimensionsänderungen während dem Abbinden (0,2-0,4%), nach 24 h Lagerung (<0,1%) und nach Druckdeformation um bis zu 30% der Ausgangsdimension (0,2-0,5%) auf¹⁷. Die bleibende Deformation, die durch Herausnehmen der Abformung aus dem Mund des Patienten entsteht, ist die geringste aller

Abformmaterialien¹³. Die Molekülstruktur der A-Silikone ist hydrophob, dies ist unter den feuchten Bedingungen der Mundhöhle ungünstig.

2.3.2 Polyether

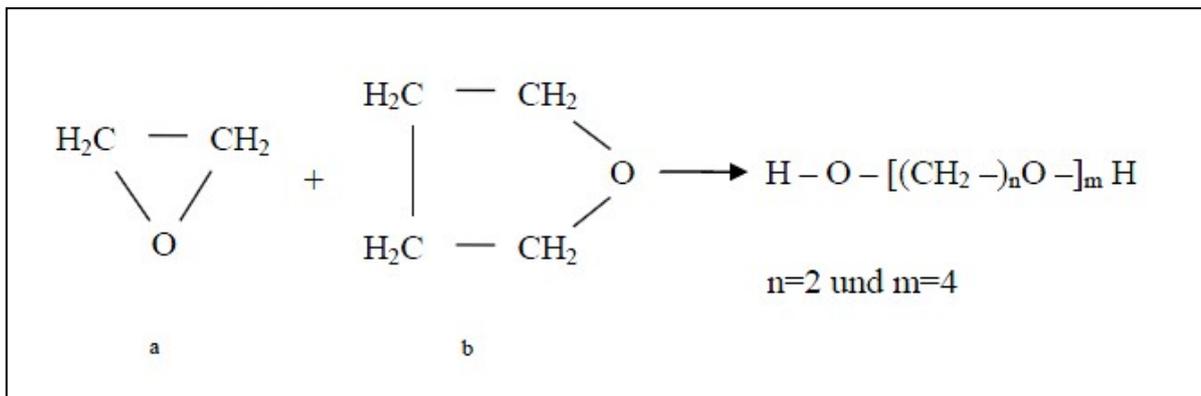
Polyether-Abformmaterialien werden ebenfalls als 2-Pastensysteme, eine Basispaste und eine Reaktorpaste, angeboten. Tabelle 2.3 zeigt die funktionellen Bestandteile.

Tabelle 2.3: Bestandteile der Pasten von Polyether-Abformmaterialien¹⁷

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

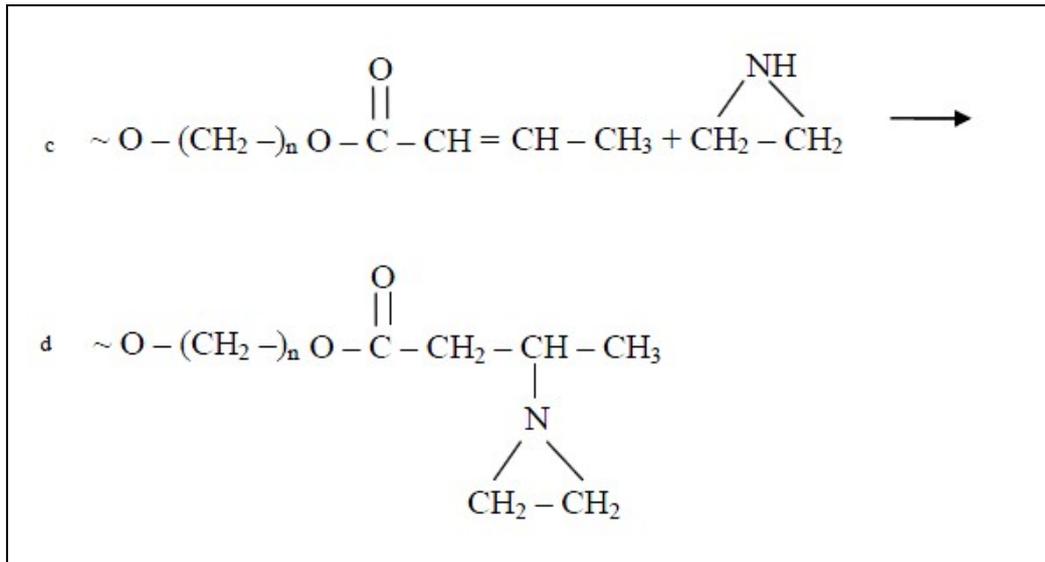
Die Polyetherabformmaterialien basieren auf Copolymeren aus Ethylenoxid und Tetrahydrofuran, welche lineare Makromoleküle bilden, siehe Abbildung 2.2⁴³.

Abbildung 2.2: Bildung von linearen Makromolekülen aus (a) = Äthylenoxyd und (b) = Tetrahydrofuran⁴³



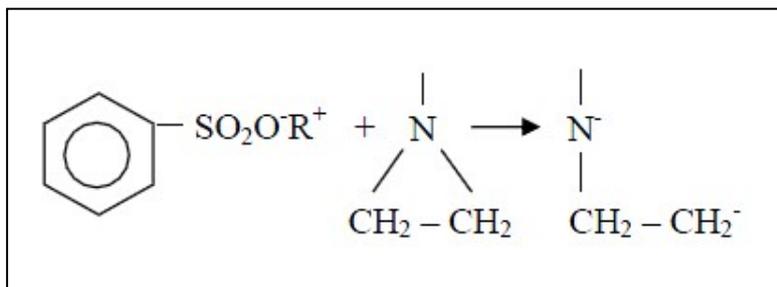
Diese Makromoleküle werden mit einer ungesättigten Säure verestert, nach Addition von Ethylenimin entsteht ein sehr reaktionsfreudiges Makromolekül mit einer endständigen Aziridinogruppe, siehe Abbildung 2.3⁴³.

Abbildung 2.3: (c) Makromolekül verestert mit Crotonsäure (d) Makromolekül mit endständiger Aziridinogruppe⁴³



Nach dem Vermischen der beiden Pasten wird eine kationische Polyaddition durch die Anwesenheit eines Sulfonsäureester-Katalysators ausgelöst, siehe Abbildung 2.4⁴³.

Abbildung 2.4: Polyaddition in Anwesenheit des Katalysators⁴³



Die Polyether weisen ebenfalls sehr geringe lineare Dimensionsänderungen während dem Abbinden (0,2%), nach 24 h Lagerung (0,2%) auf; nach Druckdeformation um bis zu 30% der Ausgangsdimension weisen die Polyether höhere Dimensionsänderungen als die A-Silikone auf (1%)¹⁷. Die bleibende Deformation, die durch Herausnehmen der Abformung aus dem Mund des Patienten entsteht, ist höher als bei den A-Silikon¹³. Die Molekülstruktur der Polyether ist hydrophil, dies ist ein großer Vorteil.

2.3.3 Hybrid-Materialien

Hierbei handelt es sich um Neuentwicklungen, diese bestehen aus Bestandteilen von Polyethern und A-Silikon (VPS). Aus diesem Grund werden sie Hybrid VPS/Polyether genannt.

Bis vor kurzem war von der Firma Heraeus Kulzer (Hanau, Deutschland) ein Abformmaterial namens P2 Polyether verfügbar. Dies wurde von dem Hersteller als Polyether klassifiziert. *Balkenhol et al.* verwiesen auf die chemischen Bestandteile und den Reaktionsmechanismus dieses Materials, welches denen der Hybrid-Materialien entspricht⁶. Folglich wurde eine Zuordnung zu dieser Materialgruppe empfohlen. Das beschriebene Material ist aktuell nicht mehr erhältlich.

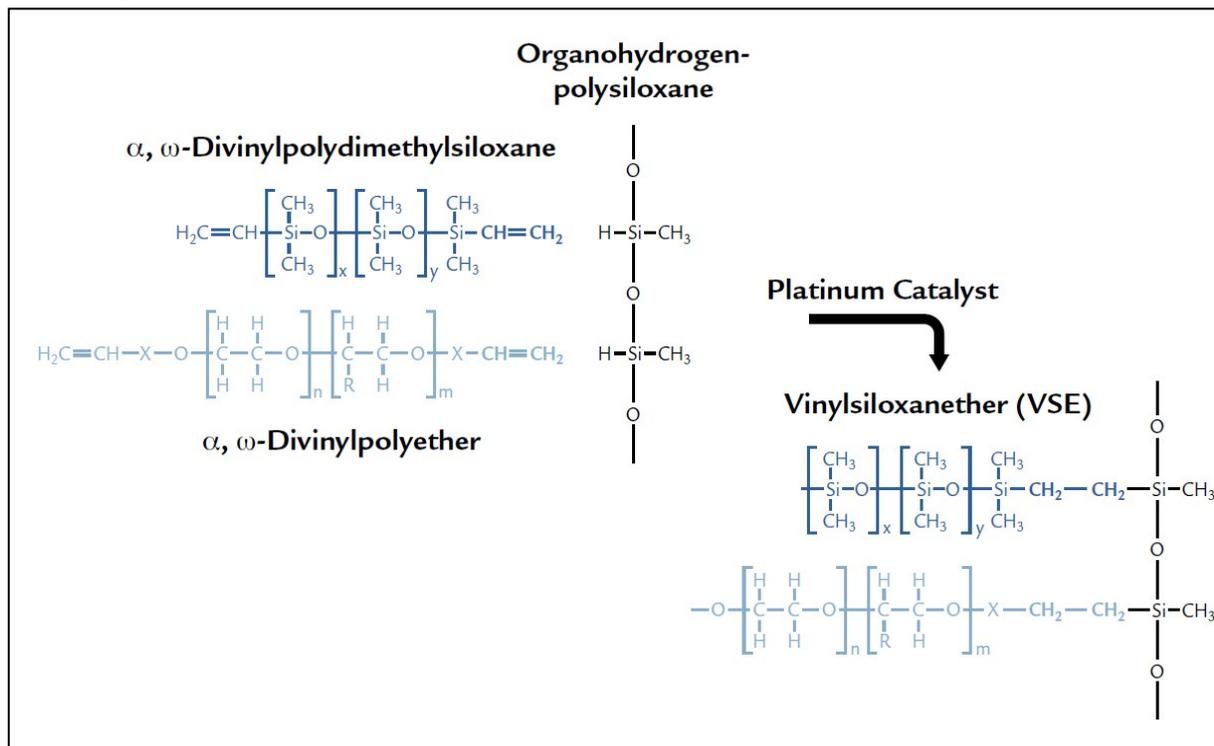
Von der Firma GC (GC Europe, Leuven, Belgien) waren in den letzten Jahren 2 Hybrid-Abformmaterialien verfügbar. Die Produktnamen dieser Materialien waren Senn und Fusion. Beide sind aktuell nicht mehr erhältlich. Die Einführung eines neuen Hybrid-Abformmaterials für den deutschen Markt ist für das Frühjahr 2011 von dieser Firma geplant. Dabei handelt es sich um das Produkt EXA'lence, dies ist eine Weiterentwicklung der beiden vorher genannten Materialien.

Ein Hybrid-Abformmaterial ist aktuell erhältlich, dabei handelt es sich um das Produkt Identium der Firma Kettenbach (Eschenburg, Deutschland). Die Markteinführung war im Jahr 2009.

Für die chemische Spezifikation dieser Materialien führen die genannten Hersteller eigene Bezeichnungen. Die Firma Kettenbach spricht dabei von einem Vinylsiloxanether (Identium), die Firma GC von einem Vinylpolyethersilikon-Abformmaterial (EXA'lence).

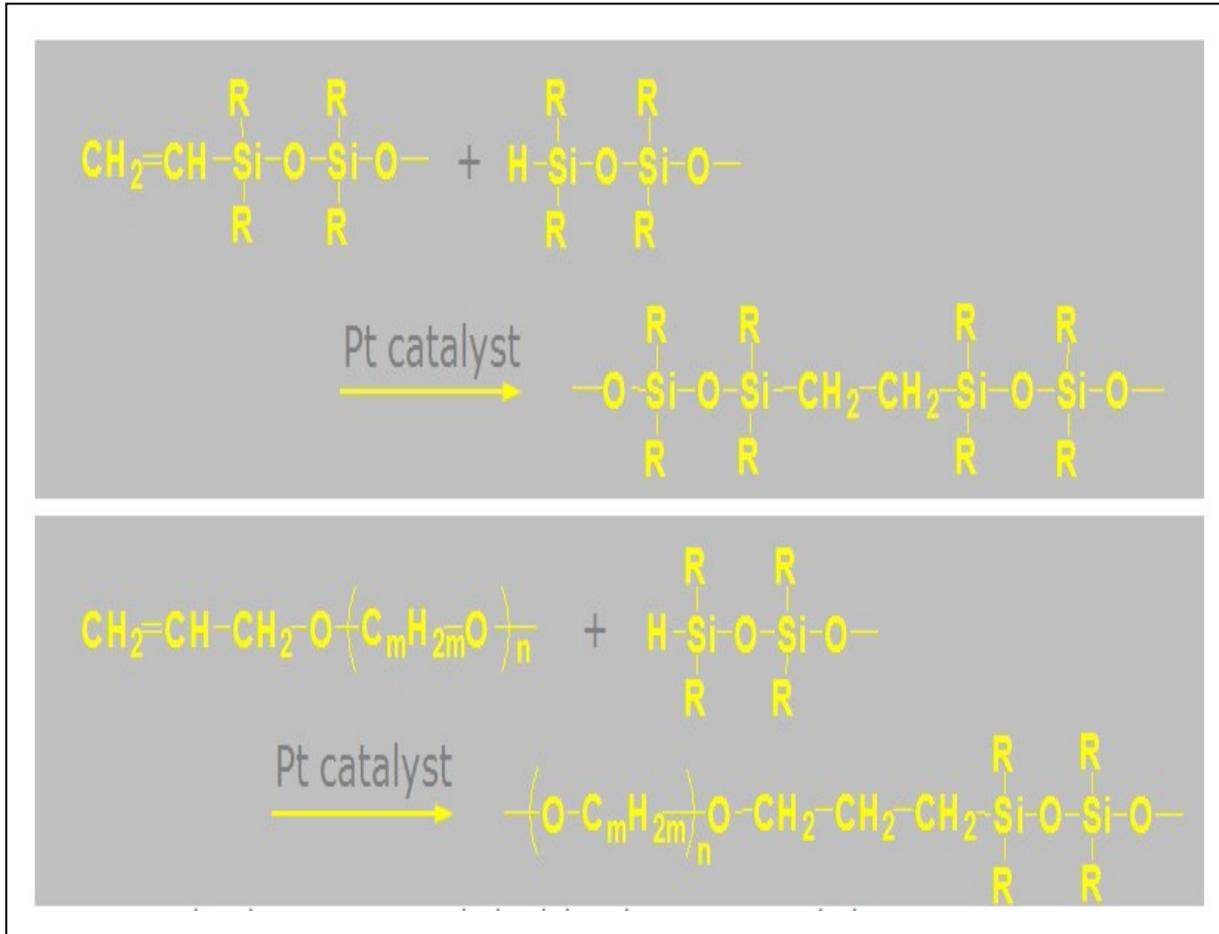
Von der Firma Kettenbach existieren Angaben über die Inhaltsstoffe und den Reaktionsmechanismus ihres Materials. Diese Angaben wurden in einer Studie von *Stober et al.* veröffentlicht und waren auf der Homepage der Firma verfügbar, sind es aktuell aber nicht mehr⁵¹. Nach diesen Angaben basiert das Abformmaterial Identium auf Copolymeren aus Divinylpolydimethylsiloxan und Divinylpolyether, welche über ein Organohydrogenpolysiloxan in Anwesenheit eines Platinkatalysators quervernetzen, siehe Abbildung 2.5.

Abbildung 2.5: Reaktionsmechanismus von Identium, laut Hersteller



Auf Nachfrage wurden von der Firma GC Informationen über die Reaktion des Materials EXA'lence zur Verfügung gestellt, siehe Abbildung 2.6. Die gezeigte Reaktion kann als entsprechend zu der oben beschriebenen betrachtet werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei beiden Materialien die molekularen Grundbestandteile von A-Silikon und Polyethern miteinander zu Polymeren reagieren. Die typischen Vor- und Nachteile beider Materialtypen sollten sich demnach vermischen.

Abbildung 2.6: Reaktionsmechanismus von EXA'lence, laut Hersteller^(a)

2.4 Techniken der Präzisionsabformung

Die Abformtechnik hat einen signifikanten Einfluss auf die Qualität der Abformung^{8, 24, 33, 43}. Es folgt eine Beschreibung der Abformtechniken, welche im Rahmen von Präzisionsabformungen mit den in dieser Studie untersuchten Materialien angewendet werden.

2.4.1 Doppelmischtechnik

Es werden 2 Konsistenzen eines kompatiblen Abformmaterials verwendet, eine dünnfließende und eine zähfließende. Die präparierten Zähne werden mit dem dünnfließenden Abformmaterial umspritzt. Der Abformlöffel wird mit dem zähfließenden Abformmaterial beschickt, und in den Mund des Patienten eingebracht.

(a) Persönliche Mitteilung Herr S. Böttcher, GC (GC Europe Leuven, Belgien)

Eine Abwandlung dieser Technik ist die sogenannte Sandwichtechnik. Bei dieser werden die präparierten Zähne nicht umspritzt, das dünnfließende Abformmaterial wird direkt auf das zähfließende Material, welches sich schon im Abformlöffel befindet, aufgebracht.

Diese Techniken eignen sich für präparierte Zähne mit supra- und paragingivaler Präparationsgrenze, für infragingivale gelegene Präparationsgrenzen nur bedingt^{8, 43}. Das zähfließende Abformmaterial übt während des Abformens einen geringen Staudruck auf das dünnfließende Abformmaterial aus, daher können infragingival gelegene Areale nicht gut erreicht werden. Die Dimensionsgenauigkeit, welche mit diesen beiden Techniken erreicht werden kann, ist sehr hoch bzw. höher als bei der Korrekturabformung, welche im Folgenden beschrieben wird^{3, 16, 39}.

2.4.2 Korrekturabformung

Es werden ebenfalls eine dünnfließende und eine zähfließende Konsistenz eines Abformmaterials verwendet. Mit dem zähfließenden Abformmaterial wird eine Vorabformung genommen, die nachfolgend beschnitten wird. Alle Unterschnitte werden entfernt und es werden Abflussrillen angelegt. Die beschnittene Vorabformung muss problemlos wieder in den Mund des Patienten einsetzbar sein. In einem zweiten Schritt wird das dünnfließende Material in die Vorabformung eingebracht und die präparierten Zähne werden umspritzt. Hiernach wird der Abformlöffel in den Mund des Patienten eingebracht und für einige Sekunden Druck ausgeübt. Durch dieses Verfahren entsteht ein Stempeldruck, welcher die Abformung infragingival gelegener Areale möglich macht. Der Nachteil dieser Technik besteht darin, dass die abzuformenden Bereiche zu klein wiedergegeben werden^{16, 33, 38}.

2.5 Bleibende Deformation

2.5.1 Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten

Die Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten wird nach der materialspezifisch unterschiedlichen Mundverweildauer, welche von den Herstellern für jedes Material angegeben wird, durchgeführt.

Die abgeformten Hart- und Weichgewebsstrukturen weisen relativ zur Entnahmerichtung der Abformung Unterschnitte auf. Dies bedeutet, dass das Abformmaterial bei der Entnahme um die jeweilige Unterschnittstiefe deformiert wird. Hierbei treten Zug- und Druckbelastungen auf, welche beide eine bleibende Deformation erzeugen können.

2.5.2 Ursachen der bleibenden Deformation

Die bleibende Deformation tritt aufgrund der viskoelastischen Eigenschaften der Abformmaterialien auf^{2, 22, 26}. Viskoelastisch bedeutet, dass die Materialien teilweise elastisches und teilweise viskoses Verhalten zeigen, sich folglich nicht zu 100% zurückstellen können.

Das Rückstellvermögen nach Deformation ist eine sehr wichtige Eigenschaft von elastomeren Abformmaterialien. Es beeinflusst die erreichbare Passgenauigkeit von laborgefertigtem Zahnersatz signifikant^{9, 28, 42}. Das Rückstellvermögen eines Abformmaterials wird von seiner chemischen Zusammensetzung, von dem Ausmaß und der Dauer der Deformation, von dem Polymerisationsgrad und der betroffenen Schichtdicke beeinflusst^{2, 19, 27, 31, 32, 42}. Durch Verlängerung der Mundverweildauer kann ein höherer Polymerisationsgrad erzielt werden, dadurch werden die elastischen Eigenschaften des Materials verbessert und damit folglich auch das Rückstellungsvermögen^{2, 6, 32}. Desweiteren gibt es Hinweise, dass eine Verkürzung der Mundverweildauer die bleibende Deformation erhöhen kann^{27, 32}.

2.5.3 Bestimmung der bleibenden Deformation

Nach den Vorgaben der DIN ISO 4823 wird die bleibende Deformation bei elastomeren Abformmaterialien durch einen Kompressionstest untersucht¹. Dies entspricht einer Druckbelastung auf das Abformmaterial bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten. Eine Vorgabe über die Untersuchung der bleibenden Deformation nach Zugbelastung existiert bisher nicht³⁶.

Über eine Korrelation der bleibenden Deformation nach Druckbelastung und der bleibenden Deformation nach Zugbelastung bestehen unterschiedliche Ansichten. In einer Studie von *Lawson et al.* wurde eine Korrelation bei 50% Dehnung nachgewiesen, bei 100% Dehnung nicht³⁶. *Blomberg et al.* kamen zu dem Ergebnis, dass eine starke Korrelation bestehe und folglich nur eine Testung notwendig ist⁹. *Mansfield und Wilson* hingegen kamen zu der Ansicht, dass keine Korrelation besteht und folglich beides untersucht werden sollte⁴².

Zugbelastung tritt in den Bereichen auf, in denen das Abformmaterial von niedriger Konsistenz dünn ausgelaufen ist. Diese Bereiche befinden sich approximal, im gingivalen Sulcus und in den Umgebungsbereichen der Präparationsgrenzen von beschliffenen Zahnstümpfen^{2, 32, 35, 50}. Die Zugbelastung kann hier so hoch sein, dass das Abformmaterial reißt^{2, 32, 35}. Ausgerissene Bereiche einer Abformung sind klinisch ersichtlich; liegen sie an einer relevanten Stelle, kann die Abformung nicht weiter verwendet werden. Ist die Zugbelastung geringer, reißt das Material nicht und es kann zu bleibender Deformation kommen, diese

ist klinisch nicht erkennbar und kann daher zur Herstellung von nicht ausreichend passendem Zahnersatz führen².

Unter den genannten Aspekten erscheint die bleibende Deformation nach Zugbelastung als eine klinisch relevante Eigenschaft von niedrig konsistenten Abformmaterialien^{6, 36}.

2.5.4 Bleibende Deformation nach Zugbelastung

Die bleibende Deformation nach Zugbelastung wurde bereits von mehreren Autoren untersucht.

Mansfield und Wilson stellten 1973 eine Testmethode zur Bestimmung der bleibenden Deformation nach Zugbelastung vor⁴². Ihre Apparatur wurde von Hand bedient, die Dehnung betrug 50% der Ausgangslänge bei einer Dehngeschwindigkeit von 10 cm/s. Getestet wurden die damals auf dem britischen Markt erhältlichen Polysulfid- und Silikon-Abformmaterialien. Es wurden bleibende Deformationen zwischen 0,00% und 2,19% gemessen. Desweiteren stellten Sie fest, dass die bleibende Deformation durch Verlängern der Mundverweildauer sinkt und durch längere Dauer der Dehnung und höhere Dehnlängen steigt.

Kaloyannides et al. untersuchten 1973 die bleibende Deformation nach Zugbelastung bei allen damals auf dem griechischen Markt erhältlichen elastomeren Präzisionsabformmaterialien²⁹. Dazu benutzen Sie eine Apparatur mit der sich unterschiedliche Gewichte an die Prüfkörper hängen ließen. Es wurden bleibenden Deformationen von 0,17% bis 17,06% gemessen.

Klooster et al. untersuchten 1991 Polysulfid- und Silikonabformmaterialien mit einer Universal-Prüfmaschine³². Die Prüfkörper wurden bei Dehngeschwindigkeiten von 100, 200 und 500 mm/min bis zum Reißen gedehnt. Die Vermessung der Prüfkörper wurde 1 min, 30 min, 60 min und 24 h nach Dehnung vorgenommen. Es wurden bleibende Deformationen von bis zu 15,9% gemessen. Die Rückstellung der Prüfkörper war bis 24 h nach Dehnung messbar. Die schneller gedehnten Prüfkörper hatten geringere bleibende Deformationen. Zuvor stellten Sie die Abbindezeit der Abformmaterialien bei Raumtemperatur mithilfe eines Rheometers fest. Die derart festgestellten Zeiten wurden zur Sicherstellung vollständiger Polymerisation um 5 min verlängert.

Hondrum et al. untersuchten 1994 Polysulfid-, Polyether- und Silikon-Abformmaterialien mit einer Universal-Prüfmaschine²⁵. Sie legten 0,4% bleibende Deformation als klinisch relevanten Maximalwert fest. Gemessen wurde die Länge, die sich die Prüfkörper dehnen ließen, bis

sie um 0,4% bleibend deformiert waren. Die A-Silikone konnten am längsten gedehnt werden, gefolgt von den Polyethern und den Polysulfiden.

Lawson et al. untersuchten 2008 Silikon- und Hybrid-Abformmaterialien mit einer Universal-Prüfmaschine³⁶. Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte unter Bedingungen, die mit der klinischen Situation vergleichbar sind. Die Aushärtung wurde in einem Wasserbad bei 34 °C für die Dauer der vom Hersteller empfohlenen Mundverweildauer durchgeführt. Direkt im Anschluss wurden die Prüfkörper um 50% und um 100% ihrer Ausgangslänge bei einer Dehngeschwindigkeit von 300 mm/min gedehnt. Nach 2 h schloss sich die Vermessung mit einem Messmakroskop an. Die bleibende Deformation wurde aus der Länge der gedehnten Prüfkörper abzüglich der Länge der unter gleichen Bedingungen hergestellten Kontrollkörper berechnet. Sie betrug zwischen 0,00% und 2,28%.

Im Jahr 2010 untersuchten *Balkenhol et al.* schnell abbindende Versionen von Typ-3 Silikon- und Hybrid-Abformmaterialien mit einer Universal-Prüfmaschine⁶. Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte unter vergleichbaren Bedingungen wie bei der Studie von *Lawson et al.*, außer dass bei der Hälfte der Prüfkörper die Wasserbadverweildauer verlängert wurde. Diese Prüfkörper wurden für 5 min anstatt der von den Herstellern empfohlenen Mundverweildauer im Wasserbad belassen. Die Prüfkörper wurden um 80% ihrer Ausgangslänge bei einer Dehngeschwindigkeit von 200 mm/min gedehnt. Die Vermessung der Prüfkörper erfolgte ebenfalls 2 h nach Dehnung mit einem Messmakroskop. Die bleibende Deformation wurde aus der Länge der Prüfkörper abzüglich der Länge der Prüfkörperform errechnet. Die Werte lagen zwischen 0,00% und 6,23%. Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer ergab bei dem Polyether- und bei dem Hybrid-Abformmaterial eine klinisch relevante Verringerung der bleibenden Deformation.

3 Ziel der Arbeit

Das Ziel dieser Studie war die Untersuchung klinisch relevanter Einflussfaktoren auf die bleibende Deformation nach Dehnung von Typ 3-Abformmaterialien auf Polyether- bzw. Hybrid Polyether/Vinylpolysiloxan-Basis.

Es wurde folgende Nullhypothese getestet: Die bleibende Deformation von Typ 3-Abformmaterialien auf Polyether- bzw. Hybrid Polyether/Vinylpolysiloxan-Basis wird nicht durch (1) die Polymerisationszeit bei 37°C vor der Dehnung (Wasserbadverweildauer), (2) die Dehnlänge, (3) die Dehngeschwindigkeit beeinflusst.

4 Material und Methode

4.1 Geprüfte Materialien

Es wurden 3 Abformmaterialien vom Typ-3 untersucht (Tabelle 4.1). Bei allen Materialien wurden die Standardversionen verwendet, teilweise sind schneller abbindende oder extra niedrig konsistente Abwandlungen verfügbar. Tabelle 4.2 gibt Aufschluss über die Zeitvorgaben, die bei der Anwendung dieser Materialien laut Hersteller zu beachten sind.

Tabelle 4.1: Geprüfte Materialien

Material	Hersteller	Typ	Charge	Verfalldatum
EXA'lence Light	GC	Hybrid PE/VPS	1005201	2012-11
Identium Light	Kettenbach	Hybrid PE/VPS	90041	2012-01
Impregum Garant L DuoSoft	3M ESPE	Polyether	405992	2012-02

Tabelle 4.2: Zeitvorgaben laut Hersteller

Material	VZ ¹	MVD ²	AZ ³
EXA'lence Light	2:00 min	3:00 min	nicht angegeben
Identium Light	2:00 min	3:30 min	5:30 min
Impregum Garant L DuoSoft	2:00 min	3:30 min	5:30 min

1) VAZ: Verarbeitungszeit (inkl. Anmischzeit), 2) MVD: Mundverweildauer, 3) Abbindezeit (ab Mischbeginn)

Die Materialien bestehen je aus 2 Phasen, die in selbstmischenden (Automix) Kartuschen mit 50 ml Inhalt geliefert werden. Die Anmischung erfolgt mithilfe eines Statikmischers und den jeweils mitgelieferten Misch-Kanülen (Mixing-Tips).

Bei Impregum Garant L DuoSoft handelt es sich um einen reinen Polyether, die 2 Phasen werden im Verhältnis 2:1 angemischt. EXA'lence Light und Identium Light sind Hybrid-Polyether/Vinylpolysiloxane, bei denen die 2 Phasen im Verhältnis 1:1 angemischt werden.

4.2 Methodik

4.2.1 Herstellung der Prüfkörper

Zur Herstellung der Prüfkörper wurden 3 identische Prüfkörperformen aus Edelstahl verwendet, siehe Abbildung 4.1. Die Formen sind 2 mm dick und haben ein hantelförmiges Lumen. Jede Längsseite weist 2 halbkreisförmige Markierungen im Abstand von 20 mm auf, in diesem Bereich beträgt die Breite 4 mm. Jede Form hat 2 Messstrecken, Abbildung 4.5 veranschaulicht die Messstrecken an einem Prüfkörper. Alle Messstrecken unterscheiden sich durch Ungenauigkeiten in der Produktion geringfügig voneinander, daher wurden die Prüfkörperformen und die Prüfkörper nummeriert. So konnte jede Messstrecke an einem Prüfkörper der zugehörigen Messstrecke an der Prüfkörperform zugeordnet werden. An der linken Seite im unteren Bereich wurden die Formen mit den Ziffern 1-3 graviert, zur besseren Sichtbarkeit erfolgte zusätzlich eine Beschriftung mit einem wasserfesten Folienstift.

Die Abformmasse wurde nach Einbringen in die Prüfkörperform, siehe Abbildung 4.2, zwischen 2 Polyesterfolien (Hostaphan RN 50, Pütz, Taunusstein) und 2 Glasplatten plangepresst. Mit handelsüblichen Leimklemmen erfolgte die Fixierung der Glasplatten, siehe Abbildung 4.3. Exakt 30 s nach Mischbeginn wurde die Form in ein Wasserbad (Julabo Labor-technik GmbH, Seelbach) bei 37 °C gegeben und für die vom Hersteller vorgeschriebene Mundverweildauer oder länger (siehe Prüfbedingungen) darin belassen. Nach der Entnahme aus dem Wasserbad erfolgte die Entgratung der Prüfkörper mit einem Skalpell (No. 21, Feather Safety Razor Co, Osaka, Japan), siehe Abbildung 4.4. Eine Beschriftung der Prüfkörper wurde analog zu den Prüfkörperformen mit einem wasserfesten Folienstift im linken unteren Bereich vorgenommen, dann folgte die Entnahme der Prüfkörper aus der Form. Abbildung 4.5 zeigt einen Prüfkörper.

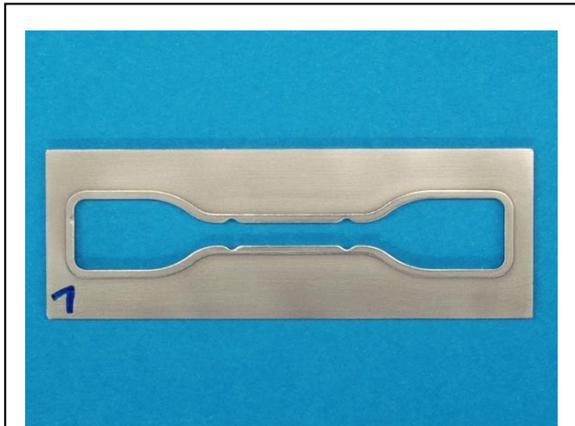


Abb. 4.1: Prüfkörperform mit Beschriftung



Abb. 4.2: Einbringen der Abformmasse in die Prüfkörperform



Abb. 4.3: Glasplatten auf Prüfkörperform mit einer Leimklemme fixiert



Abb. 4.4: Entgraten und Beschriften des Prüfkörpers

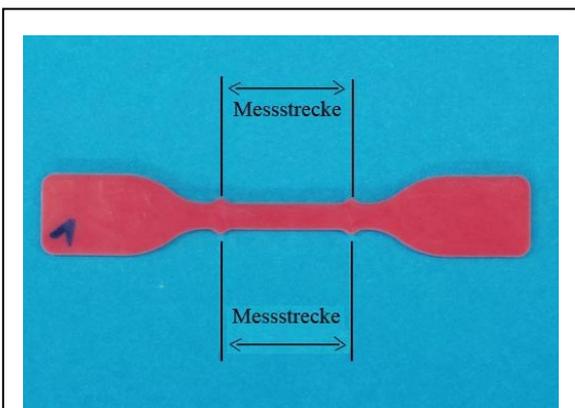


Abb. 4.5: Beschrifteter Prüfkörper mit 2 Messstrecken

4.2.2 Dehnung der Prüfkörper

Die Prüfkörper wurden spannungsfrei in eine Universal-Prüfmaschine (Abbildung 4.6 / Typ1454, Zwick/Roell, Ulm) eingespannt, siehe Abbildung 4.7. Exakt 1:45 min nach der Entnahme aus dem Wasserbad schloss sich die Dehnung der Prüfkörper an, siehe Abbildung 4.8. Dies erfolgte mit unterschiedlichen Dehnlängen und Dehngeschwindigkeiten (siehe Prüfbedingungen). Nach Ende des Dehnvorganges wurden die Prüfkörper aus der Haltevorrichtung entnommen und auf PMMA-Perlen (Palavit G Pulver, Heraeus Kulzer, Hanau) gelagert. Dies stellte sicher, dass die Prüfkörper frei kontrahieren können.



Abb. 4.6: Universal-Prüfmaschine Zwick 1454

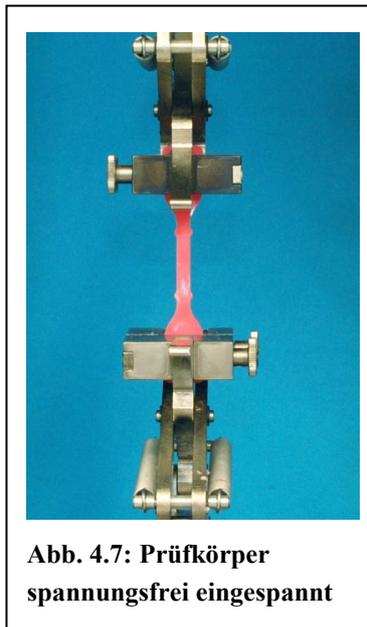


Abb. 4.7: Prüfkörper spannungsfrei eingespannt

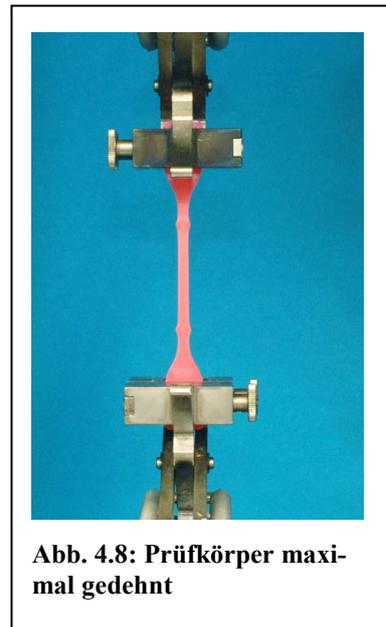


Abb. 4.8: Prüfkörper maximal gedehnt

4.2.3 Messung der Prüfkörper/-formen

Die Vermessung der Prüfkörper und der Prüfkörperformen wurde mit einem Mess-Makroskop (M420, Leica, Bensheim) durchgeführt. Es wurde ein Foto-Okular mit einem schwarzen Kreis verwendet, der bei 40-facher Vergrößerung mit den halbkreisförmigen Markierungen der Prüfkörper/-formen zur Deckung gebracht werden kann, siehe Abbildung 4.9. Jeder Messwert wurde mit der Information zur Identifikation der dazugehörigen Messstrecke aufgezeichnet.

Nach dem Ausrichten der Prüfkörper/-formen an einer Plexiglasscheibe auf dem Kreuztisch des Mess-Makroskops erfolgten 3 Messungen pro Messstrecke, die Bildung des Mittelwertes schloss sich an. Um die produktionsbedingten Abweichungen der Prüfkörperformen zu be-

achten, wurden diese vor Beginn der Versuche vermessen. Die Mittelwerte der Abweichungen von dem theoretischen Wert 20,000 mm wurden gebildet und im Folgenden zu/von jedem Messstreckenmittelwert addiert bzw. subtrahiert. Um einen Messwert pro Prüfkörper zu erhalten, erfolgte die Bildung des Mittelwertes aus den 2 Messstreckenmittelwerten je Prüfkörper. Die bleibende Deformation wurde durch Subtraktion der Messwerte der nicht gedehnten Kontrollkörper von den Messwerten der gedehnten Prüfkörper errechnet. Nachfolgend schloss sich die Berechnung der linearen prozentualen bleibenden Deformation an. Die genannten Berechnungen wurden mithilfe eines Tabellenkalkulationsprogrammes (Office Excel 2007, Microsoft Corporation, Redmond/Seattle, USA) durchgeführt.

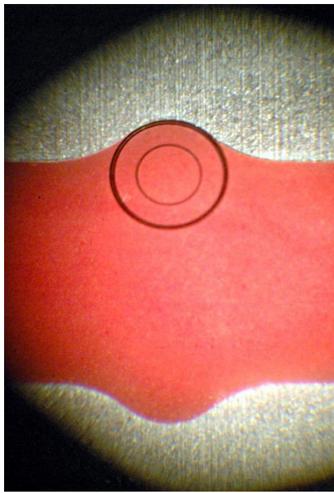


Abb. 4.9: Durch das Okular betrachteter Prüfkörper, der schwarze Kreis wurde mit der Markierung des Prüfkörpers zur Deckung gebracht

4.2.4 Prüfbedingungen

Alle Versuche wurden in Laborräumen bei einer Temperatur von 23 ± 1 °C und einer relativen Luftfeuchtigkeit $50 \pm 10\%$ durchgeführt. Alle Materialien wurden nach Herstellerangaben verarbeitet.

Zur Untersuchung der Einflussfaktoren auf das Prüfergebnis wurden die Lagerzeit im Wasserbad, das Ausmaß der Dehnung (Dehnlänge) und die Dehngeschwindigkeit variiert. Tabelle 4.3 gibt Aufschluss über die geprüften Werte der Einflussfaktoren.

Tabelle 4.3: Geprüfte Werte der Einflussfaktoren

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

1) HEMVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer

Für eine Prüfgruppe wurden 10 Prüfkörper hergestellt. Da 4 Herstellungsbedingungen, 3 Dehnlängen und 2 Dehngeschwindigkeiten untersucht wurden, ergaben sich 24 Prüfgruppen pro Material. Pro Material und Herstellungsbedingung erfolgte die Herstellung von 3 Kontrollkörpern, die nicht gedehnt wurden. Die Vermessung der Prüfkörper und der Kontrollkörper an 3 unterschiedlichen Messzeitpunkten (1 h, 4 h und 24 h nach Dehnung) schloss sich an.

4.3 Statistische Analyse

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

Nachfolgend wurden die Messwerte auf Unterschiede beim Variieren eines Einflussfaktors im paarweisen Vergleich von je 2 Prüfgruppen untersucht. Dies geschah jeweils unter Kontrolle der anderen beiden Einflussfaktoren. Zuvor wurden die jeweils an einem Vergleich beteiligten Prüfgruppen auf Varianzgleichheit untersucht. Bei gegebener Varianzgleichheit wurde die Varianzanalyse mit den Standardparametern durchgeführt. In dem gegenteiligen Fall wurde auf robuste Koeffizienten, die speziell für die Analyse varianzverschiedener Stichproben entwickelt wurden, zurückgegriffen^(a).

Aufgrund der Komplexität der Daten schien eine Zweiteilung der Ergebnisdarstellung geboten. Im ersten Teil erfolgt eine rein deskriptive Gesamtdarstellung aller Ergebnisse, im zweiten Teil eine gezielte Analyse einzelner Parameter inklusive statistischer Überprüfung. Hierbei ergeben sich zwangsläufig Doppeldarstellungen.

Die Grafiken der Gesamtdarstellungen wurden mithilfe eines Statistik-Programmes (SPSS 17.0, SPSS Inc., Chicago, USA) angefertigt.

(a)Die statistische Bearbeitung der Daten erfolgte unter Beratung von Herrn Dr. Riehl (Firma jr train&serv, Eichgasse 15, 35396 Giessen)

5 Ergebnisse

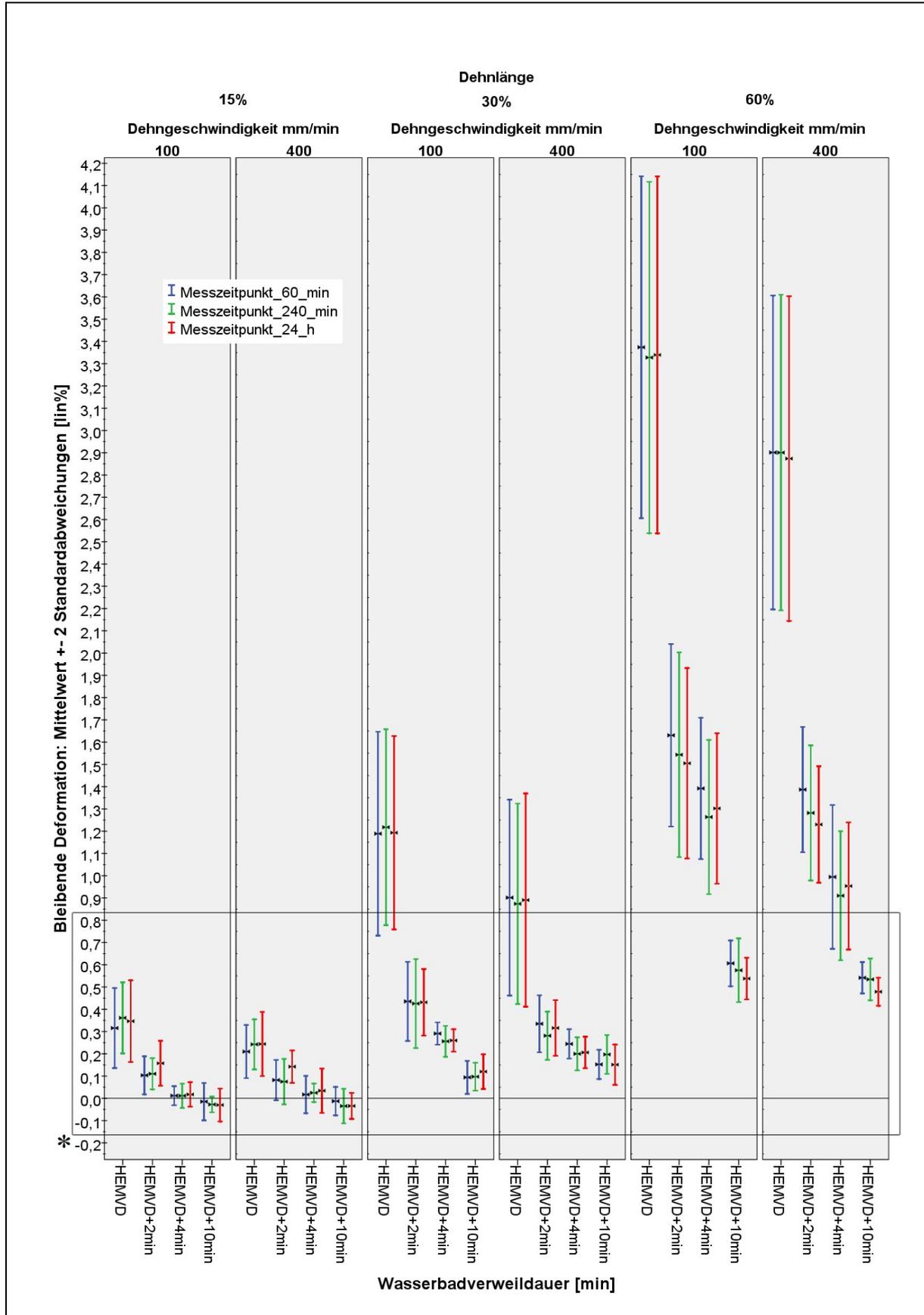
5.1 Gesamtdarstellung der Ergebnisse^(a)

Die bleibende Deformation wurde für jedes Material in 2 Grafiken als Mittelwert \pm 2 Standardabweichungen in Abhängigkeit der Wasserbadverweildauer unterteilt in Variablenkategorien dargestellt. In der ersten Grafik sind alle Ergebnisse der Prüfung des jeweiligen Materials abgebildet, siehe Tabelle 5.1, Tabelle 5.3 und Tabelle 5.5. Die zweite Grafik ist eine Vergrößerung des in der ersten Grafik mit einem Stern markierten Ausschnitts, siehe Abbildung 5.2, Abbildung 5.4 und Abbildung 5.6. Der Maßstab ist in den Gesamtdarstellungen und in den Ausschnittvergrößerungen derselbe.

Für alle Materialien ließen sich folgende Feststellungen treffen. Mit zunehmender Dehnlänge stieg die bleibende Deformation an. Die schnellere Dehngeschwindigkeit von 400 mm/min ergab im Vergleich zu 100 mm/min tendenziell niedrigere bleibende Deformationswerte. Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer über die von den Herstellern empfohlenen Zeiten für die Mundverweildauer hinaus bewirkte ein Abnehmen der bleibenden Deformation.

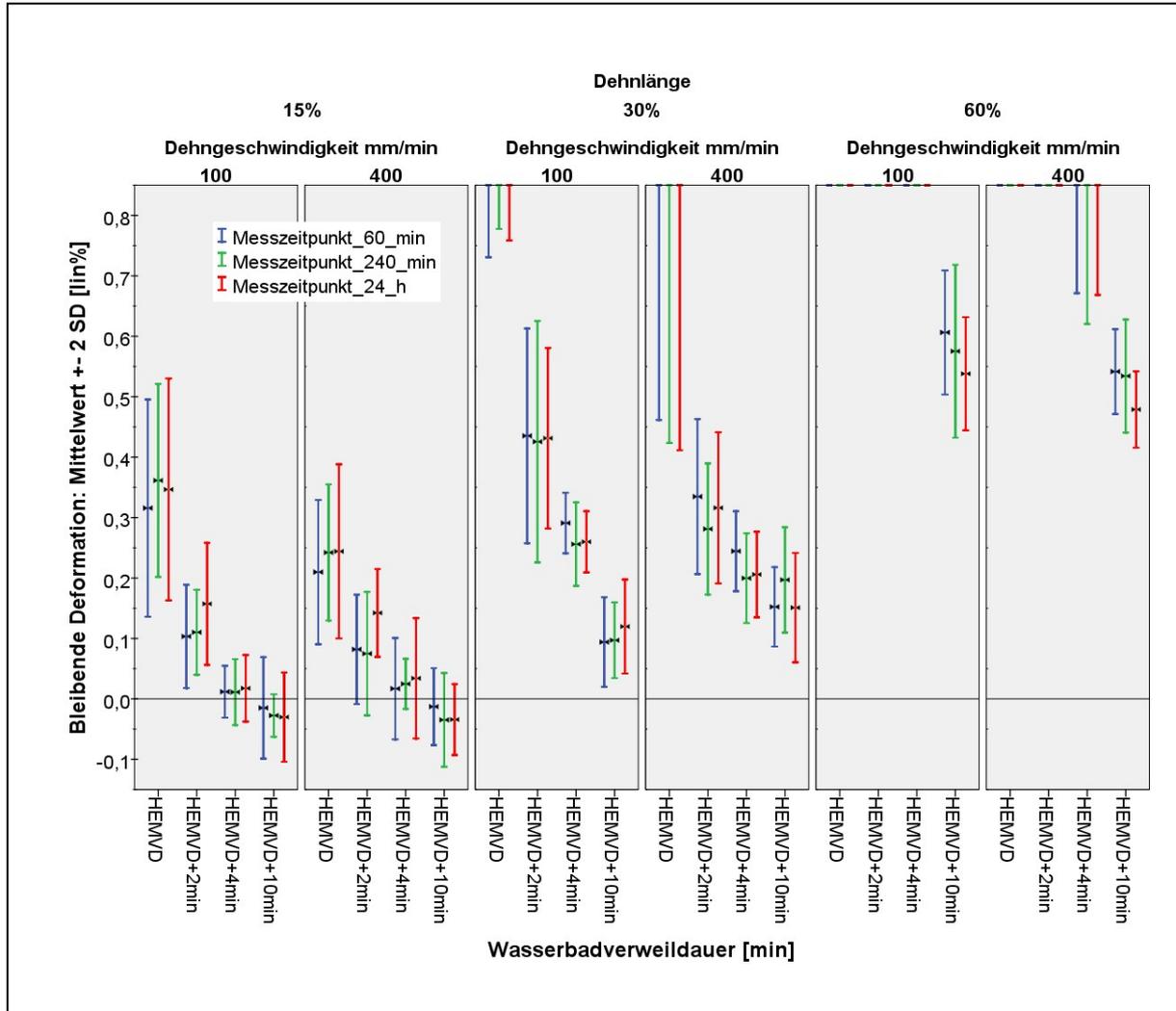
(a) Die Zweiteilung in eine deskriptive Gesamtdarstellung der Ergebnisse und eine gezielte Analyse einzelner Parameter mit statistischer Überprüfung wurde in Kapitel 4.3 erläutert.

Abbildung 5.1: Gesamtdarstellung Impregum Garant L DuoSoft



HEMVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer

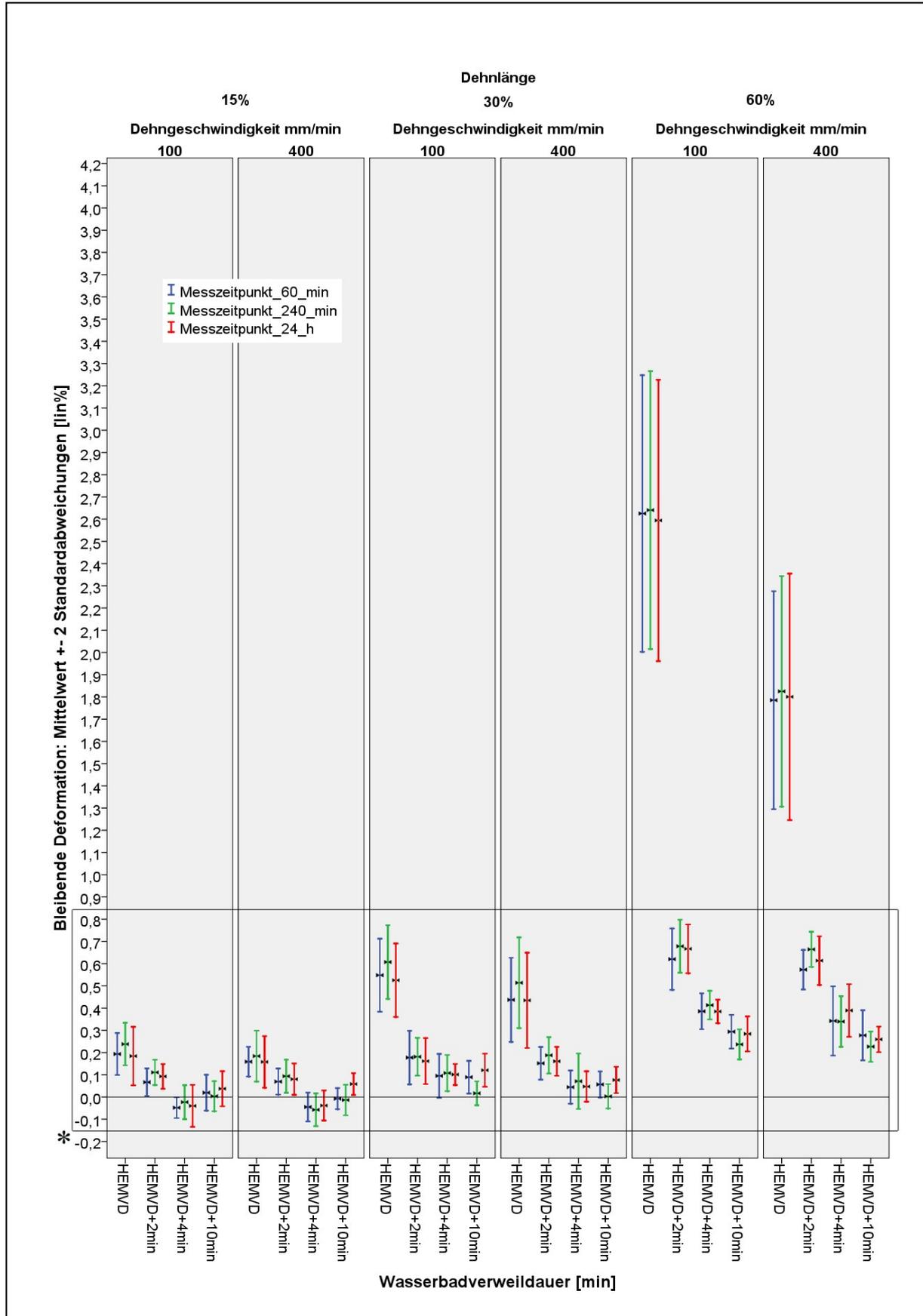
Abbildung 5.2: Ausschnittvergrößerung Impregum Garant L DuoSoft



HEMVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer

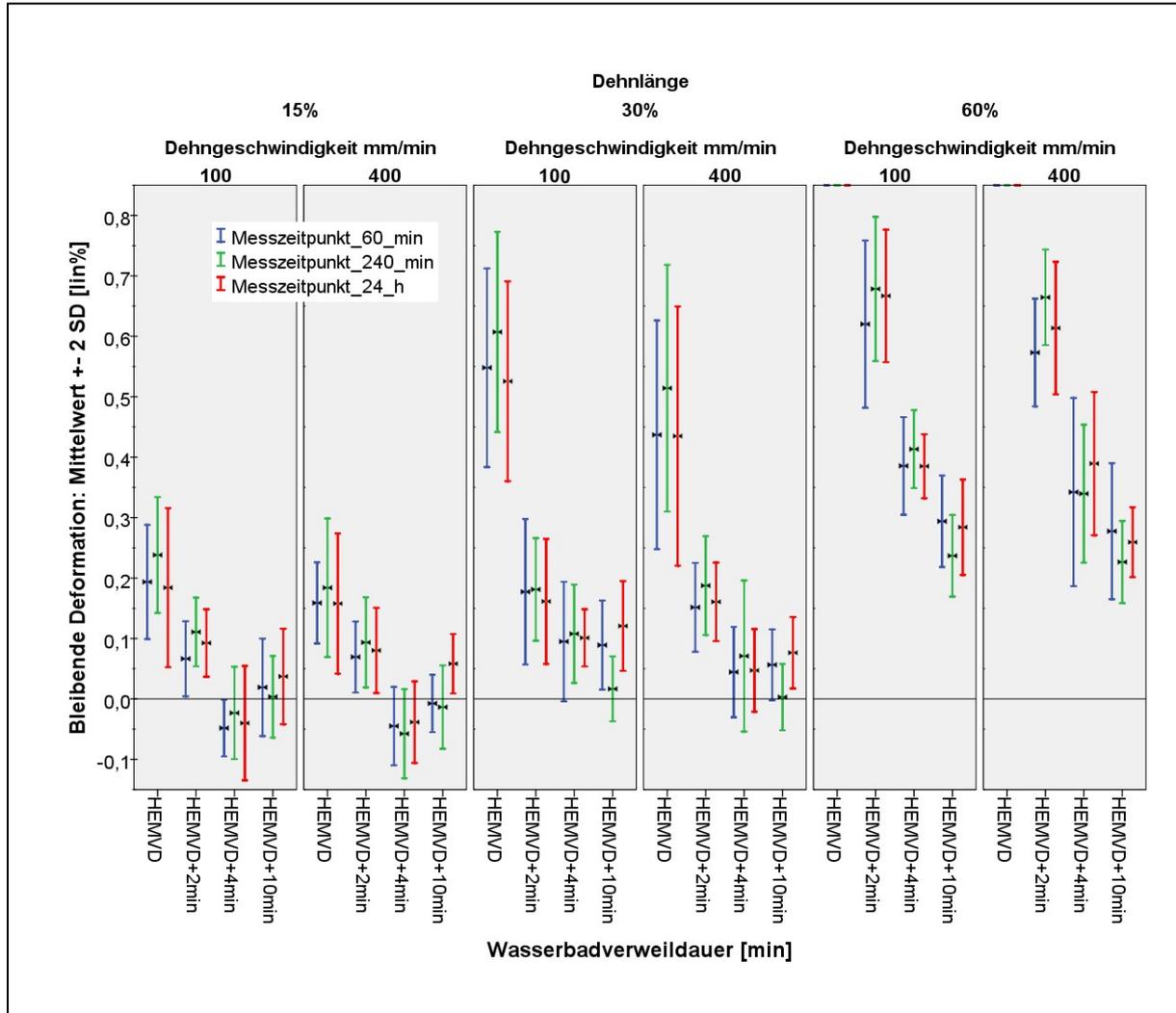
Impregum Garant L DuoSoft wies die höchsten Werte für die bleibende Deformation auf. In einigen Prüfgruppen mit 15% Dehnlänge kamen negative bleibende Deformationen vor, auch negative Mittelwerte. Negative Werte bedeuten, dass diese Prüfkörper kürzer als die entsprechenden Kontrollkörper waren.

Abbildung 5.3: Gesamtdarstellung EXA'lence Light



HEMVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer

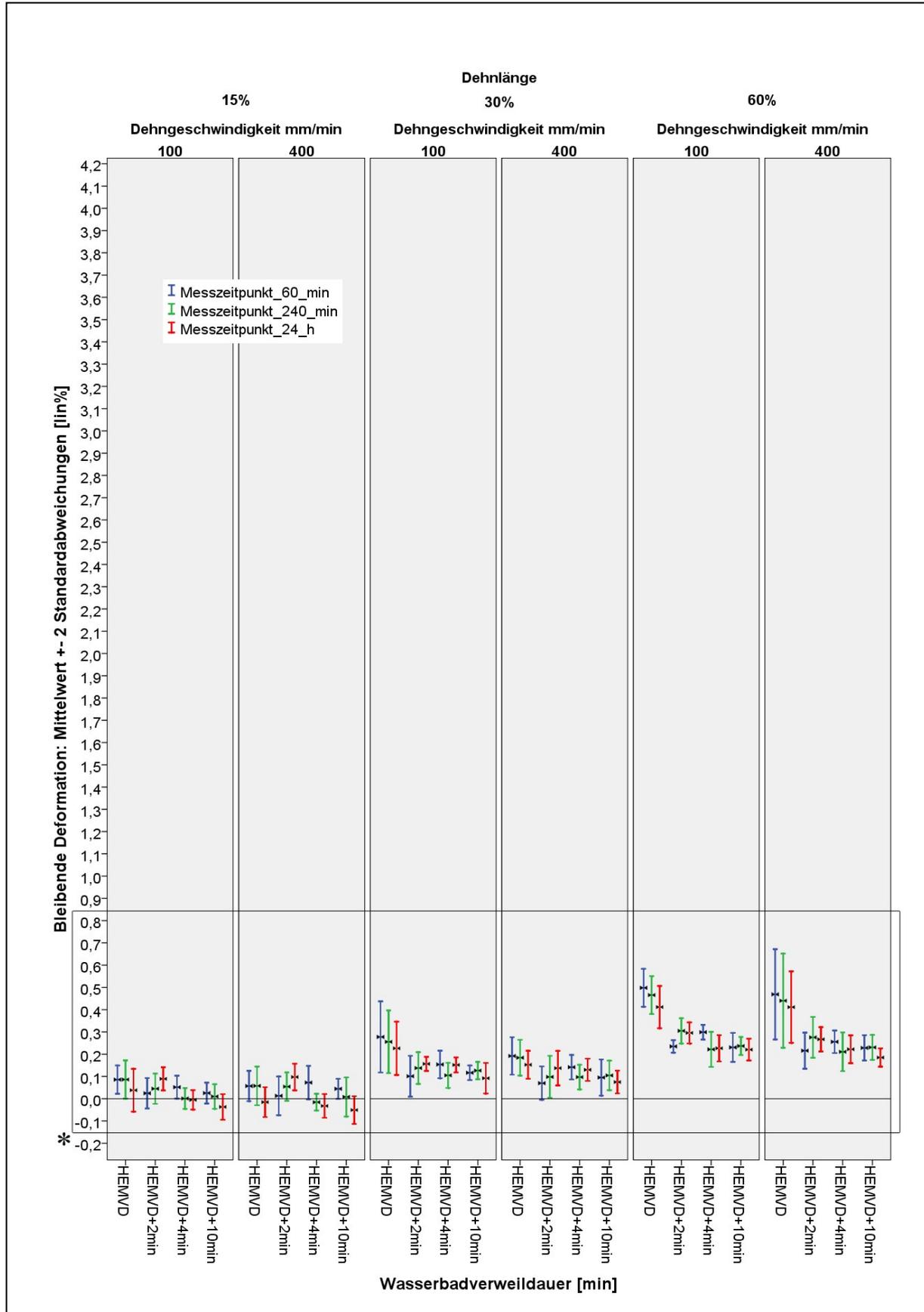
Abbildung 5.4: Ausschnittvergrößerung EXA'lence Light



HEMVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer

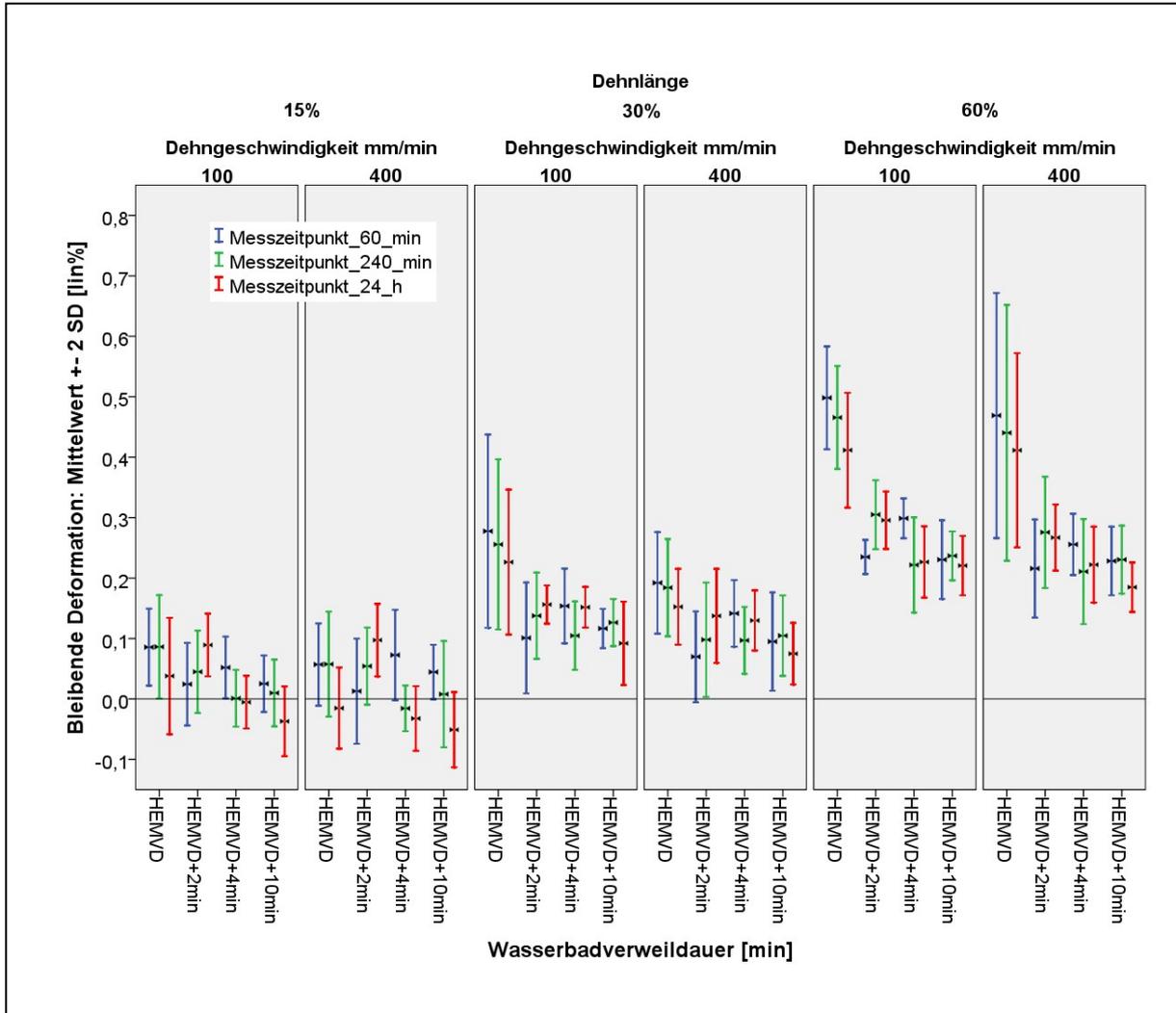
Die Werte für die bleibende Deformation des Materials EXA'lence Light waren niedriger als die des Materials Impregum Garant L DuoSoft. In den Prüfgruppen mit 15% und 30% Dehnlänge kamen ebenfalls negative bleibende Deformationen vor. Negative Mittelwerte waren bei 15 % Dehnlänge zu finden.

Abbildung 5.5: Gesamtdarstellung Identium Light



HEMVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer

Abbildung 5.6: Ausschnittvergrößerung Identium Light



HEMVD = vom Hersteller empfohlene Mundverweildauer

Das Material Identium Light wies die niedrigsten Werte für die bleibende Deformation auf. Alle Werte lagen im Bereich der Ausschnittvergrößerung. Negative bleibende Deformationswerte und Mittelwerte kamen in den Prüfgruppen mit 15% Dehnlänge vor.

5.2 Analyse einzelner Parameter

5.2.1 Mehrfaktorielle Varianzanalyse

In manchen Prüfgruppen, die eine sehr geringe bleibende Deformation aufwiesen, wurden negative Deformationswerte gefunden. Um bei der Anwendung des statistischen Modells der Varianzanalyse zu verhindern, dass diese negativen Werte als besser denn keine Deformation betrachtet werden, war es notwendig mit Absolutwerten ohne Vorzeichen zu rechnen. Hiernach bleibt das Intervallskalenniveau gewahrt, das heißt die Abstände zwischen den Ausprägungen sind interpretierbar. Gleich große Abstände der Variablenwerte stehen für gleich große Unterschiedlichkeit.

Mithilfe der mehrfaktoriellen Varianzanalyse wurden die Einflussfaktoren auf die Messwerte bestimmt. Die Erklärungskraft des statistischen Modells ist bei allen Materialien sehr hoch. Der adjustierte Koeffizient R-Quadrat des saturierten Modells beträgt für Impregum Garant L DuoSoft 0,972, für EXA'lence Light 0,976 und für Identium Light 0,920 siehe Tabelle 5.1, Tabelle 5.2 und Tabelle 5.3. Dies bedeutet, dass die Varianz der gemessenen Werte beinahe vollständig, zu 92,0-97,6% durch die geprüften Einflussfaktoren erklärt werden konnte.

Dehngeschwindigkeit (geschw), Wasserbadverweildauer (c_stor) und Dehnlänge (strain) beeinflussten die bleibende Deformation auf zwei Wegen, jeweils alleine und in Wechselwirkung. Der alleinige Effekt, die Wechselwirkungen erster Ordnung und die Wechselwirkung aller drei Faktoren sind für jedes Material (Messzeitpunkt 24 h) in den folgenden Tabellen aufgeführt, siehe Tabelle 5.1, Tabelle 5.2 und Tabelle 5.3.

Bei dem Material Impregum Garant L DuoSoft waren alle benannten Effekte außer der Wechselwirkung aller Faktoren hochsignifikant. Bei EXA'lence Light waren alle Effekte hochsignifikant. Bei Identium Light waren die meisten der benannten Effekte hochsignifikant, bei der Dehngeschwindigkeit signifikant und bei den Wechselwirkungen mit der Dehngeschwindigkeit lag keine Signifikanz vor.

Die entsprechenden Tabellen für die Messzeitpunkte 1 h und 4 h beinhalten weitestgehend gleiche Resultate, sie sind in Kapitel 10 (Anhang) zu finden.

Die Tests auf Varianzgleichheit im Vorfeld der paarweisen Vergleiche von 2 Prüfgruppen ergaben unterschiedliche Resultate. Folglich wurden die paarweisen Vergleiche je nach Datenlage, wie in Kapitel 4.3 beschrieben, vorgenommen. In Kapitel 10 (Anhang) befinden sich die entsprechenden Tabellen der Tests auf Varianzgleichheit für alle in dem Kapitel 5.2 be-

schriebenen Vergleiche. Bei einer Signifikanz von $\leq 0,05$ war die Varianzgleichheit in den verglichenen Prüfgruppen nicht gegeben, im gegenteiligen Fall lag Varianzgleichheit vor.

Tabelle 5.1: Impregum Garant L DuoSoft (Abhängige Variable: Abweichungsprozente, Messung (absolut) nach 24 h)

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	173,949(a)	23	7,563	330,727	,000	,972
Konstanter Term	117,974	1	117,974	5158,957	,000	,960
c_stor	53,608	3	17,869	781,419	,000	,916
geschw	1,199	1	1,199	52,435	,000	,195
strain	85,976	2	42,988	1879,850	,000	,946
c_stor * geschw	,588	3	,196	8,576	,000	,106
c_stor * strain	31,677	6	5,279	230,870	,000	,865
geschw * strain	,707	2	,354	15,469	,000	,125
c_stor * geschw * strain	,193	6	,032	1,408	,213	,038
Fehler	4,939	216	,023			
Gesamt	296,863	240				
Korrigierte Gesamtvariation	178,889	239				

(a) R-Quadrat = ,973 (korrigiertes R-Quadrat = ,970), c_stor = Wasserbadverweildauer, geschw = Dehngeschwindigkeit, strain = Dehnlänge

Tabelle 5.2: EXA'lence Light (Abhängige Variable: Abweichungsprozente, Messung (absolut) nach 24 h)

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	82,483(a)	23	3,586	375,307	,000	,976
Konstanter Term	36,243	1	36,243	3792,981	,000	,946
c_stor	25,992	3	8,664	906,707	,000	,926
geschw	,481	1	,481	50,378	,000	,189
strain	28,826	2	14,413	1508,365	,000	,933
c_stor * geschw	,915	3	,305	31,934	,000	,307
c_stor * strain	24,430	6	4,072	426,118	,000	,922
geschw * strain	,502	2	,251	26,249	,000	,196
c_stor * geschw * strain	1,336	6	,223	23,303	,000	,393
Fehler	2,064	216	,010			
Gesamt	120,790	240				
Korrigierte Gesamtvariation	84,547	239				

(a) **R-Quadrat = ,976 (korrigiertes R-Quadrat = ,973)**, c_stor = Wasserbadverweildauer, geschw = Dehngeschwindigkeit, strain = Dehnlänge

Tabelle 5.3: Identium Light (Abhängige Variable: Abweichungsprozente, Messung (absolut) nach 24 h)

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	2,888(a)	23	,126	107,725	,000	,920
Konstanter Term	5,900	1	5,900	5061,181	,000	,959
c_stor	,378	3	,126	108,179	,000	,600
geschw	,014	1	,014	12,320	,001	,054
strain	2,146	2	1,073	920,384	,000	,895
c_stor * geschw	,007	3	,002	1,878	,134	,025
c_stor * strain	,315	6	,053	45,103	,000	,556
geschw * strain	,014	2	,007	5,821	,003	,051
c_stor * geschw * strain	,014	6	,002	2,026	,063	,053
Fehler	,252	216	,001			
Gesamt	9,040	240				
Korrigierte Gesamtvariation	3,140	239				

(a) **R-Quadrat = ,920 (korrigiertes R-Quadrat = ,911)**, c_stor = Wasserbadverweildauer, geschw = Dehngeschwindigkeit, strain = Dehnlänge

5.2.2 Auswirkung der verschiedenen Dehnlängen

Die Auswirkung der Dehnlängen wird mit den Ergebnissen der Prüfgruppen mit einer Dehngeschwindigkeit von 100 mm/min und einer Wasserbadverweildauer entsprechend der von den Herstellern empfohlenen Mundverweildauer beschrieben. In diesen Prüfgruppen wurden die höchsten bleibenden Deformationen gefunden. Dies gilt für alle Materialien und alle Dehnlängen. Tabelle 5.4 zeigt die Werte der prozentualen linearen bleibenden Deformation der entsprechenden Prüfgruppen mit Standardabweichung (Messzeitpunkt 24 h nach Dehnung). Die bleibende Deformation bei verschiedenen Dehnlängen unterschied sich bei allen Materialien hochsignifikant, die entsprechenden Werte sind angegeben.

Im Anhang (Kapitel 10) sind die Ergebnisse der entsprechenden paarweisen Vergleiche für alle Prüfgruppen zum Messzeitpunkt 24 h zu finden.

Tabelle 5.4: Maximalwerte der bleibenden Deformation [%lin]

Material	Dehnlänge 15%	Dehnlänge 30%	Signifikanz (Vergleich 15% / 30%)	Dehnlänge 60%	Signifikanz (Vergleich 30% / 60%)
Impregum Garant L DuoSoft	0,347 ± 0,092	1,193 ± 0,217	0,000	3,340 ± 0,401	0,000
EXA'lence Light	0,184 ± 0,066	0,525 ± 0,083	0,000	2,594 ± 0,317	0,000
Identium Light	0,049 ± 0,036	0,226 ± 0,060	0,000	0,412 ± 0,048	0,000

Bei dem Material Identium wurden die niedrigsten Werte für die Bleibende Deformation gefunden. Das Material EXA'lence Light wies ca. 2 bis 6,5-fach höhere Werte auf. Bei dem Material Impregum Garant L DuoSoft wurden die höchsten Werte gefunden, sie lagen ca. um den Faktor 5 bis 9,5 höher als die Werte von Identium Light.

Nachfolgend wird die Entwicklung der Werte für die maximale bleibende Deformation abhängig von der zweimaligen Verdopplung der Dehnlänge, von 15% auf 30% und von 30% auf 60%, für jedes Material beschrieben.

Bei dem Material EXA'lence Light erhöhte die erste Verdopplung der Dehnlänge die bleibende Deformation um das ca. 3-fache, die zweite um das ca. 5-fache. Das Material Identium verhielt sich annähernd linear, die erste Verdopplung der Dehnlänge ergab ca. 3-fach höhere Werte (unter Einbeziehung der Standardabweichung), die zweite ca. 2-fach höhere Werte. Bei

dem Material Impregum Garant L DuoSoft ergab die erste Verdopplung der Dehnlänge einen Anstieg von ca. 3,5-fach höheren Werten, die zweite ca. 2,8-fach höheren Werten.

5.2.3 Auswirkung der Verlängerung der Wasserbadverweildauer

Eine Reduktion der bleibenden Deformation durch die Verlängerung der Wasserbadverweildauer konnte bei allen Materialien beobachtet werden.

Tabelle 5.5, Tabelle 5.6 und Tabelle 5.7 zeigen die Auswirkung der Verlängerung der Wasserbadverweildauer auf die bleibende Deformation in Abhängigkeit der Dehnlänge und der Dehngeschwindigkeit für jedes Material (Messzeitpunkt 24 h nach Dehnung). Der Mittelwert der bleibenden Deformation bei einer Wasserbadverweildauer laut der von den Herstellern empfohlenen Mundverweildauer (HEMVD) wird mit Standardabweichung angegeben. Folgend wird der Kontrastwert aufgeführt, dieser steht für die Höhe des Mittelwert-Unterschiedes von zwei Vergleichsgruppen. Negative Kontrastwerte bedeuten einen niedrigeren Mittelwert der Prüfgruppe mit der kürzeren Wasserbadverweildauer (vorausgesetzt die Unterscheidung war signifikant). In der letzten Spalte wird die Signifikanz der Vergleiche angegeben, Werte von $\leq 0,05$ stehen dabei für einen signifikanten Unterschied von zwei Vergleichsgruppen.

Tabelle 5.5: Impregum Garant L DuoSoft, bleibende Deformation in Abhängigkeit der Verlängerung der Wasserbadverweildauer (Messzeitpunkt 24 h)

Dehngeschwindigkeit	Dehnlänge	Mittelwert Bleibende Deformation bei HEMVD (0min) ± SD	Lagerungsdauer Vergleichsgruppen	Kontrastwert	Signifikanz (2-seitig)
100 mm/min	15%	0,347 ± 0,092	0 min / 2 min	-0,189	0,000
			2 min / 4 min	-0,131	0,000
			4 min / 10 min	0,016	0,067
	30%	1,193 ± 0,217	0 min / 2 min	-0,762	0,000
			2 min / 4 min	-0,171	0,000
			4 min / 10 min	-0,140	0,000
60%	3,340 ± 0,401	0 min / 2 min	-1,834	0,000	
		2 min / 4 min	-0,203	0,031	
		4 min / 10 min	-0,764	0,000	
400 mm/min	15%	0,244 ± 0,072	0 min / 2 min	-0,102	0,001
			2 min / 4 min	-0,099	0,000
			4 min / 10 min	-0,008	0,600
	30%	0,891 ± 0,240	0 min / 2 min	-0,574	0,000
			2 min / 4 min	-0,110	0,000
			4 min / 10 min	-0,055	0,008
60%	2,874 ± 0,365	0 min / 2 min	-1,643	0,000	
		2 min / 4 min	-0,276	0,000	
		4 min / 10 min	-0,475	0,000	

Bei dem Material Impregum Garant L DuoSoft ergab die Verlängerung der Wasserbadverweildauer um 2 min eine Reduktion von ca. 42-64% der bleibenden Deformation.

Der nächste Verlängerungsschritt ergab eine Reduktion von 60-92% relativ zu den Mittelwerten der Prüfgruppen mit nicht verlängerter Wasserbadverweildauer.

Die Verlängerung um 10 min ergab in 4 von 6 Fällen eine signifikante Reduktion. Es wurden 83-92% Reduktion relativ zu keiner Verlängerung erreicht.

Tabelle 5.6: EXA'lence Light, bleibende Deformation in Abhängigkeit der Verlängerung der Wasserbadverweildauer (Messzeitpunkt 24 h)

Dehngeschwindigkeit	Dehnlänge	Mittelwert Bleibende Deformation bei HEMVD (0min) ± SD	Lagerungsdauer Vergleichsgruppen	Kontrastwert	Signifikanz (2-seitig)
100 mm/min	15%	0,184 ± 0,066	0 min / 2 min	-0,092	0,000
			2 min / 4 min	-0,048	0,024
			4 min / 10 min	-0,005	0,817
	30%	0,525 ± 0,083	0 min / 2 min	-0,364	0,000
			2 min / 4 min	-0,060	0,005
			4 min / 10 min	0,020	0,180
	60%	2,594 ± 0,317	0 min / 2 min	-1,927	0,000
			2 min / 4 min	-0,282	0,000
			4 min / 10 min	-0,101	0,000
400 mm/min	15%	0,158 ± 0,058	0 min / 2 min	-0,078	0,003
			2 min / 4 min	-0,038	0,016
			4 min / 10 min	0,016	0,192
	30%	0,435 ± 0,107	0 min / 2 min	-0,274	0,000
			2 min / 4 min	-0,109	0,000
			4 min / 10 min	0,025	0,063
	60%	1,800 ± 0,277	0 min / 2 min	-1,187	0,000
			2 min / 4 min	-0,224	0,000
			4 min / 10 min	-0,130	0,000

Die Verlängerung um 2 min ergab eine Reduktion von 49-74% im Vergleich mit den Mittelwerten der Prüfgruppen ohne Verlängerung der Wasserbadverweildauer. Mit der nächsten Verlängerung wurden ebenfalls in allen Prüfgruppen signifikante Reduktionen gefunden, diese betragen 73-88%. In den Prüfgruppen mit 60% Dehnlänge wurden für die Verlängerung um 10 min signifikante Reduktionen erreicht, diese betragen 86-89% im Bezug auf die Prüfgruppen ohne Verlängerung der Wasserbadverweildauer..

Tabelle 5.7: Identium Light, bleibende Deformation in Abhängigkeit der Verlängerung der Wasserbadverweildauer (Messzeitpunkt 24 h)

Dehngeschwindigkeit	Dehnlänge	Mittelwert Bleibende Deformation bei HEMVD (0min) \pm SD	Lagerungsdauer Vergleichsgruppen	Kontrastwert	Signifikanz (2-seitig)
100 mm/min	15%	0,049 \pm 0,036	0 min / 2 min	0,041	0,010
			2 min / 4 min	-0,071	0,000
			4 min / 10 min	0,019	0,082
	30%	0,226 \pm 0,060	0 min / 2 min	-0,070	0,005
			2 min / 4 min	-0,005	0,542
			4 min / 10 min	-0,060	0,000
60%	0,412 \pm 0,048	0 min / 2 min	-0,116	0,000	
		2 min / 4 min	-0,069	0,000	
		4 min / 10 min	-0,006	0,689	
400 mm/min	15%	0,026 \pm 0,025	0 min / 2 min	0,071	0,000
			2 min / 4 min	-0,063	0,000
			4 min / 10 min	0,017	0,183
	30%	0,153 \pm 0,031	0 min / 2 min	-0,015	0,279
			2 min / 4 min	-0,008	0,586
			4 min / 10 min	-0,055	0,000
60%	0,411 \pm 0,080	0 min / 2 min	-0,144	0,000	
		2 min / 4 min	-0,045	0,003	
		4 min / 10 min	-0,037	0,007	

Die quantitativ höchsten Reduktionen der bleibenden Deformation traten bei dem Material Identium Light durch die Verlängerung der Wasserbadverweildauer um 2 min auf. Bei den Prüfgruppen mit 15% Dehnlänge wurde eine höhere bleibende Deformation durch die Verlängerung um 2 min gefunden. Durch die nächste Verlängerung wurden diese Erhöhungen wieder zu der Größenordnung des Ausgangswertes (bei keiner Verlängerung) verringert.

In den Prüfgruppen mit 30% und 60% Dehnlänge ergaben sich relativ betrachtet Reduktionen von 28-57% der bleibenden Deformation durch Verlängerung der Wasserbadverweildauer um bis zu 10 min.

5.2.4 Auswirkung der verschiedenen Dehngeschwindigkeiten

Bei den paarweisen Vergleichen hinsichtlich der verschiedenen Dehngeschwindigkeiten wurden bei einigen Prüfgruppen signifikante Unterschiede gefunden. Hierbei handelte es sich durchgehend um niedrigere Werte für die Gruppen mit der Dehngeschwindigkeit 400 mm/min. Tabelle 5.8, Tabelle 5.9 und Tabelle 5.10 zeigen die paarweisen Vergleiche entsprechender Prüfgruppen für jedes Material (Messzeitpunkt 24 h). Zur Übersichtlichkeit wurden die Mittelwerte der bleibenden Deformation der Dehngeschwindigkeit 100 mm/min aufgeführt. Der Kontrastwert steht für die Höhe des Mittelwert-Unterschiedes von zwei Vergleichsgruppen. Negative Kontrastwerte bedeuten einen niedrigeren Mittelwert der Prüfgruppe mit der Dehngeschwindigkeit 400 mm/min (vorausgesetzt die Unterscheidung war signifikant). In der letzten Spalte wird die Signifikanz der Vergleiche angegeben, Werte von $\leq 0,05$ stehen dabei für einen signifikanten Unterschied von zwei Vergleichsgruppen.

Tabelle 5.8: Impregum Garant L DuoSoft, bleibende Deformation in Abhängigkeit der Dehngeschwindigkeit

Lagerungs- dauer	Dehn- länge (%)	Mittelwert Bleibende Deformation bei 100mm/min \pm SD (%lin)	Dehngeschw. Vergleichsgruppen (mm/min)	Kontrast- wert (%lin)	Signifikanz (2-seitig)
HEMVD	15	0,316 \pm 0,090	100 / 400	-0,102	0,012
	30	1,189 \pm 0,229	100 / 400	-0,303	0,008
	60	3,374 \pm 0,384	100 / 400	-0,466	0,014
HEMVD+2min	15	0,103 \pm 0,043	100 / 400	-0,015	0,453
	30	0,435 \pm 0,089	100 / 400	-0,115	0,002
	60	1,631 \pm 0,205	100 / 400	-0,275	0,003
HEMVD+4min	15	0,019 \pm 0,015	100 / 400	0,018	0,231
	30	0,291 \pm 0,025	100 / 400	-0,054	0,001
	60	1,392 \pm 0,159	100 / 400	-0,348	0,000
HEMVD+10min	15	0,039 \pm 0,018	100 / 400	-0,007	0,508
	30	0,094 \pm 0,037	100 / 400	0,031	0,115
	60	0,606 \pm 0,051	100 / 400	-0,059	0,004

Bei dem Material Impregum Garant L DuoSoft wurden signifikante Unterschiede in 8 von 12 Fällen gefunden. Dabei handelt es sich um 10-32% geringere bleibende Deformationen bei den Prüfgruppen mit einer Dehngeschwindigkeit von 400 mm/min. Desweiteren ließ sich beobachten, dass der Unterschied mit zunehmender Wasserbadverweildauer geringer wurde.

Tabelle 5.9: EXA'lence Light, bleibende Deformation in Abhängigkeit der Dehngeschwindigkeit

Lagerungs- dauer	Dehn- länge (%)	Mittelwert Bleibende Deformation bei 100mm/min \pm SD (%lin)	Dehngeschw. Vergleichsgruppen (mm/min)	Kontrast- wert (%lin)	Signifikanz (2-seitig)
HEMVD	15%	0,184 \pm 0,066	100 / 400	-0,026	0,355
	30%	0,525 \pm 0,083	100 / 400	-0,091	0,048
	60%	2,594 \pm 0,317	100 / 400	-0,794	0,000
HEMVD+2min	15%	0,093 \pm 0,028	100 / 400	-0,012	0,398
	30%	0,161 \pm 0,052	100 / 400	-0,001	0,973
	60%	0,667 \pm 0,055	100 / 400	-0,053	0,044
HEMVD+4min	15%	0,045 \pm 0,042	100 / 400	-0,002	0,878
	30%	0,101 \pm 0,024	100 / 400	-0,049	0,000
	60%	0,385 \pm 0,026	100 / 400	0,004	0,832
HEMVD+10min	15%	0,040 \pm 0,036	100 / 400	0,018	0,207
	30%	0,121 \pm 0,037	100 / 400	-0,044	0,009
	60%	0,284 \pm 0,039	100 / 400	-0,025	0,126

Bei dem Material EXA'lence Light wurden signifikante Unterschiede in 5 von 12 Fällen gefunden. Hierbei handelte es sich um 14-38% geringere bleibende Deformationen bei den Prüfgruppen mit einer Dehngeschwindigkeit von 400 mm/min. Es fiel auf, dass in einer Prüfgruppe (reguläre Wasserbadverweildauer, 60% Dehnlänge) ein quantitativ hoher Unterschied (0,794%lin) vorlag. Derartige Unterschiede kamen in den Gruppen mit verlängerter Wasserbadverweildauer nicht vor.

Tabelle 5.10: Identium Light, bleibende Deformation in Abhängigkeit der Dehngeschwindigkeit

Lagerungs- dauer	Dehn- länge (%)	Mittelwert Bleibende Deformation bei 100mm/min \pm SD (%lin)	Dehngeschw. Vergleichsgruppen (mm/min)	Kontrast- wert (%lin)	Signifikanz (2-seitig)
HEMVd	15	0,049 \pm 0,036	100 / 400	-0,023	0,118
	30	0,226 \pm 0,060	100 / 400	-0,074	0,004
	60	0,412 \pm 0,048	100 / 400	0,000	0,996
HEMVd+2min	15	0,089 \pm 0,026	100 / 400	0,008	0,530
	30	0,156 \pm 0,016	100 / 400	-0,019	0,180
	60	0,296 \pm 0,024	100 / 400	-0,029	0,022
HEMVd+4min	15	0,018 \pm 0,012	100 / 400	0,016	0,086
	30	0,152 \pm 0,017	100 / 400	-0,022	0,034
	60	0,227 \pm 0,030	100 / 400	-0,004	0,753
HEMVd+10min	15	0,037 \pm 0,029	100 / 400	0,014	0,312
	30	0,092 \pm 0,034	100 / 400	-0,017	0,223
	60	0,221 \pm 0,025	100 / 400	-0,036	0,002

Es wurden signifikante Unterschiede in 4 von 12 Fällen bei dem Material Identium Light gefunden. Hierbei handelte es sich um 14-32% geringere bleibende Deformationen bei den Prüfgruppen mit einer Dehngeschwindigkeit von 400 mm/min. Quantitativ kamen keine großen Unterschiede vor, der höchste beträgt 0,074%lin.

5.2.5 Dimensionsverhalten im zeitlichen Verlauf nach der Dehnung

Bei der Betrachtung der einzelnen Prüfgruppen im zeitlichen Verlauf der 3 Messungen war bei dem Material Impregum Garant L DuoSoft kein sich wiederholendes Muster erkennbar.

Bei dem Material EXA'lence Light fiel auf, dass die Mittelwerte der 4 h-Messungen in 16 von 24 Fällen höher lagen als die beiden anderen Messungen.

Bei dem Material Identium Light kam es in den Gruppen mit den höchsten bleibenden Deformationen (Dehnlängen 30% und 60%, bei beiden Dehngeschwindigkeiten und nicht verlängerter Wasserbadverweildauer) zu einer kontinuierlichen Verringerung der Mittelwerte der bleibenden Deformation im zeitlichen Verlauf der 3 Messungen.

Die Höhe der beobachteten Mittelwertunterschiede im zeitlichen Verlauf der 3 Messungen war relativ zu den anderen beobachteten Effekten klein. Da diese Dimensionen nicht von kli-

nischer Relevanz sind (siehe Kapitel 6: Diskussion), wurde auf eine statistische Auswertung im Sinne eines Messwiederholungsvergleiches jeder Prüfgruppe verzichtet.

5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Insgesamt lassen sich die Ergebnisse wie folgt zusammenfassen:

- Alle bedeutsamen Einflussfaktoren wurden berücksichtigt, da die Erklärungskraft des statistischen Modells sehr hoch war.
- Höhere Dehnlängen ergaben bei allen Materialien höhere Werte für die bleibende Deformation.
- Durch die mehrfachen Verlängerungen der Wasserbadverweildauer wurden die Werte für die bleibende Deformation um 28-92% im Vergleich zur Verarbeitung laut Herstellerangaben verringert.
- Die unterschiedlichen Dehngeschwindigkeiten wirkten sich in einigen Vergleichen signifikant auf die bleibende Deformation aus. In den entsprechenden Prüfgruppen wurden geringere bleibende Deformationen für die schnellere Dehngeschwindigkeit gefunden.
- Die Werte von der Vermessung der Prüfgruppen im zeitlichen Verlauf (3 Messzeitpunkte) waren sehr wenig unterschiedlich. Auf eine statistische Auswertung wurde verzichtet.

6 Diskussion

Das Ziel dieser Studie war es, die klinisch relevanten Einflussfaktoren auf die bleibende Deformation nach Dehnung von Typ-3 Abformmaterialien auf Polyether- bzw. Hybrid-Polyether/Vinylpolysiloxan-Basis zu untersuchen. Die hohe Erklärungskraft des statistischen Modells besagte, dass alle bedeutsamen Einflussfaktoren berücksichtigt wurden. Folglich bestimmten die Dehnlänge, die Dehngeschwindigkeit und die Wasserbadverweildauer die Höhe der bleibenden Deformation in dem vorliegenden experimentellen Modell. Daher kann die angewandte Methodik als ausreichend präzise zur In-Vitro-Untersuchung der bleibenden Deformation angesehen werden.

Die Ergebnisse unterstützen eine Ablehnung des ersten und des zweiten Teils der Nullhypothese, bzw. eine teilweise Ablehnung des dritten Teils der Nullhypothese. Letzteres, da die Dehngeschwindigkeit die bleibende Deformation nur in manchen Prüfgruppen signifikant beeinflusste.

Aus einer Studie von *Balkenhol et al.* existiert der Hinweis, dass die Verlängerung der Mundverweildauer bei Polyether- und Hybridabformmaterialien die bleibende Deformation nach Dehnung verringern kann⁶. Bei manchen A-Silikonen war dies ebenso der Fall, aber nicht in klinisch relevanten Dimensionen. Um zu diesen Erkenntnissen zu gelangen, wurde in einem vergleichbaren Versuchsaufbau die Wasserbadverweildauer entsprechend der von den Herstellern empfohlenen Mundverweildauer und eine längere Zeit untersucht⁶. Diese längere Zeit betrug pauschal 5 min für alle untersuchten Materialien. In der genannten Studie wurden schnell abbindende Versionen der Abformmaterialien verwendet. Das untersuchte Hybridabformmaterial ist aktuell nicht mehr erhältlich.

Vor dem beschriebenen Hintergrund wurden für diese Studie aktuell erhältliche Hybridabformmaterialien und ein Polyetherabformmaterial gewählt. Die Wasserbadverweildauer wurde mehrfach verlängert. Dies geschah in 3 Schritten (+2/+4/+10 min) je additiv zu der von den Herstellern empfohlenen Mundverweildauer. Der Grund für das additive Verlängern war, dass die Empfehlungen der Hersteller bei den verschiedenen Materialien unterschiedlich sind. Eine pauschale Verlängerung würde daher verschiedene additive Verlängerungen bedeuten. Die mehrfachen Schritte der Verlängerungen erlauben eine Beurteilung möglicher Auswirkungen im zeitlichen Verlauf.

Von allen Materialien kamen die normal (nicht schnell) abbindenden Versionen zum Einsatz.

Wie in der Studie von *Balkenhol et al.* wurden in der vorliegenden Untersuchung Abformmaterialien vom Typ-3 untersucht. Diese Materialien erfahren die höchste Zugbelastung bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten (siehe Kapitel 2). Bei den Materialien von höherer Konsistenz treten eher Kompressionen auf. Aus diesem Grund sollten die Typ-3 Abformmaterialien auf bleibende Deformation nach Zugbelastung untersucht werden, und nicht nur auf bleibende Deformation nach Kompression, wie von der aktuell gültigen Prüfvorschrift DIN ISO 4823 gefordert¹. Rückschlüsse von den Werten der bleibenden Deformation nach Kompression auf dieselbe nach Zugbelastung sind nicht möglich (siehe Kapitel 2).

Vor dem beschriebenen Hintergrund und den teils hohen bleibenden Deformationen, die in der vorliegenden Untersuchung gefunden wurden, sollte ein standardisiertes Prüfprotokoll für die Untersuchung der bleibenden Deformation nach Zugbelastung in die DIN ISO 4823 aufgenommen werden. Dies wurde ebenfalls schon von *Balkenhol et al.* gefordert⁶.

6.1 Methode

6.1.1 Herstellung der Prüfkörper

Die Methode der Herstellung der Prüfkörper und die Prüfkörperformen von den Studien von *Lawson et al.* und *Balkenhol et al.* wurde in ähnlicher Weise übernommen^{6, 36}. Die Temperatur des Wasserbades wurde mit 37°C höher als in den beiden genannten Studien gewählt (35°C). Dies sollte die Aufwärmung des Abformmaterials, dass sich zwischen zwei massiven Glasplatten befand, unterstützen. Die gewählte Temperatur entspricht der Körpertemperatur und steht somit für eine komplette Erwärmung der Abformung im Mund des Patienten. Durch die beschriebene Vorgehensweise wird sichergestellt, dass das Abformmaterial eine ideale Temperatur während des Aushärtvorgangs hat. In der klinischen Situation ist diese ideale Bedingung nur in den Bereichen des direkten Kontaktes vom Abformmaterial zum Patienten gegeben. Bei niedrigeren Temperaturen ist mit einer langsameren Polymerisation zu rechnen, was sich steigend auf die bleibende Deformation auswirken könnte.

Die Vorversuche zu dieser Studie wurden mit einer Prüfkörperform aus Messing durchgeführt. Beim Auswerten der Daten fiel auf, dass die Werte eine leicht steigende Tendenz über die Zeit der Vorversuche aufwiesen. Bei der Suche nach der Ursache für diesen Sachverhalt konnte eine Unzulänglichkeit des Materials Messing für ein solches Prüfverfahren festgestellt werden. Messing ist ein relativ weiches Metall, daher nutzte sich die Prüfkörperform durch das Entgraten mit einem Skalpell ab. Dies hatte zur Folge, dass sich die halbkreisförmigen

Markierungen vergrößerten, diese dienten als Begrenzung der Messstrecke. Hierdurch wurden die Messstrecken länger.

Aus den genannten Gründen wurden gleichartige Prüfkörperformen aus Edelstahl hergestellt. Dieses Material zeigte keine Abnutzungserscheinungen durch das Entgraten mit einem Skalpell und sollte folglich für Untersuchungen dieser Art als Standard gelten.

6.1.2 Messung der Prüfkörper-/Formen

Die Überprüfung der neu hergestellten Prüfkörperformen ergab, dass die Ungenauigkeiten aus dem Fertigungsprozess an einer Form bis zu ca. 50 µm betragen. Um diesen Betrag nicht als variierenden Fehler in die Messungen einzuschließen, wurden die Messstrecken indiziert. So konnte jede gemessene Prüfkörperstrecke relativ zu der zugehörigen Messstrecke an der Prüfkörperform betrachtet werden.

Das gedehnte Abformmaterial benötigt Zeit für die Rückstellung, daher wurde die erste Messung eine Stunde nach der Dehnung vorgenommen^{15, 22, 26, 36}. Die Zeitpunkte der Messungen wurden analog zu möglichen Situationen in der klinischen Praxis gewählt. Die Messung nach 1 h repräsentierte hierbei den Zeitpunkt zu dem eine Abformung in dem Labor einer Praxis ausgegossen werden könnte. Nach 4 h könnte eine Abformung entweder schon im Fremdlabor oder auch in der Praxis ausgegossen werden. Die Messung nach 24 h repräsentierte den häufigsten Fall, bei dem die Abformung nach dem Übersenden in ein Fremdlabor am nächsten Tag ausgegossen wird.

6.1.3 Vergleich mit der klinischen Situation

Die Länge der gedehnten Prüfkörper wurde zu jedem Messzeitpunkt auf die nicht gedehnten Kontrollkörper bezogen. Dadurch repräsentieren die errechneten Werte allein die bleibende Deformation. Wie bei *Lawson et al.* sind Dimensionsänderungen durch Polymerisationsschrumpfung folglich nicht in den Werten enthalten³⁶. Dies steht im Gegensatz zu der Studie von *Balkenhol et al.*, hier wurden die Werte auf die ursprüngliche Dimension, sprich die Länge der Prüfkörperform bezogen⁶. Es wurde angenommen, dass dies am ehesten der klinischen Situation entspricht, in der die endgültige resultierende Dimension im Vergleich zum Original von Interesse ist.

In der klinischen Situation treten Polymerisationsschrumpfung und bleibende Deformation an dem dreidimensionalen Gebilde der Abformung auf. Die Polymerisationsschrumpfung tritt in allen Bereichen des Abformmaterials auf und ist quantitativ stark von der Schichtdicke ab-

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

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

Die Betrachtung der endgültig resultierenden Dimension nach einem Abformvorgang in der klinischen Situation macht die Einbeziehung der Abformtechnik, des verwendeten Abformlöffels und der Weiterverarbeitung der Abformung notwendig. Im Umkehrschluss kann man aus einer derartigen Untersuchung nicht auf einzelne Eigenschaften, wie die bleibende Deformation nach Zugbelastung, schließen.

Weitere Unterschiede zu der klinischen Situation existieren, diese werden folgend beschrieben.

Die Dehnung der Prüfkörper wurde bei Raumtemperatur vorgenommen, da sich ein Wasserbad nicht in die Universal-Prüfmaschine integrieren lässt. Aufgrund der niedrigen thermischen Expansion der elastomeren Abformmaterialien (Polyether 322 ppm/°C, VPS niedrige Konsistenz 208 ppm/°C) kann dieser Unterschied als vernachlässigbar gelten^{6, 46}.

In der klinischen Situation variiert die Dehngeschwindigkeit, diese wurde aus methodischen Gründen konstant gewählt. Aufgrund der viskoelastischen Eigenschaften der Abformmaterialien ist es möglich, dass dieser Unterschied die Prüfergebnisse beeinflusst.

Die Prüfkörper sind dicker als die Bereiche einer Abformung, die typischerweise stark gedehnt werden.

Trotz der genannten Einschränkungen kann die angewandte Methodik als klinisch relevant angesehen werden^{6, 36}.

6.2 Prüfvariablen

Die Prüfvariablen wurden ausgehend von der klinischen Situation gewählt.

Die Dehnlänge wird in der klinischen Anwendung durch die anatomischen Gegebenheiten der Zähne und der Knochen- und Weichteilstrukturen vorgegeben.

Die Dehngeschwindigkeit ist abhängig von der Vorgehensweise des Behandlers bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten.

Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer steht für die Möglichkeit eine Abformung länger als von den Herstellern empfohlen im Mund des Patienten zu belassen.

6.2.1 Dehnlänge

Mansfield und Wilson untersuchten 1972 die Dimensionen von Zahnkronen und kamen dabei zu dem Ergebnis, das bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten Deformationen von bis zu 50% auftreten können⁴². *Jorgensen et al.* errechneten 1976 mit einem mathematischen Modell Deformationen von bis zu 60%. Trotz dieser Erkenntnisse ist nicht auszuschließen, dass in der klinischen Anwendung höhere Deformationen auftreten³⁶. Höhere Deformationen können typischerweise als höhere Dehnlängen bei dünn ausgelaufenen Bereichen der Abformung auftreten. Höhere Dehnlängen erzeugen bekanntermaßen höhere bleibende Deformationen^{15, 19, 26, 27, 36}.

In den meisten vorherigen Studien zu bleibender Deformation nach Zugbelastung wurden Dehnlängen von 50% bis 100% untersucht^{6, 36, 42}. In einer anderen Studie wurde die Dehnung bis zum Reißen der Prüfkörper fortgeführt, nach Wiedervereinigung der Teile wurde die bleibende Deformation gemessen³². Dehnlängen von unter 50% wurden bisher in keiner Studie untersucht. *Lawson et al.* empfahlen dies für zukünftige Studien³⁶.

Um die Nähe zur klinischen Situation zu gewährleisten und die Erkenntnisse der vorherigen Studien zu berücksichtigen, wurden für diese Studie die Dehnlängen von 15%, 30% und 60% gewählt.

6.2.2 Dehngeschwindigkeit

In Lehrbüchern und von den Herstellern der Abformmaterialien wird gefordert, dass die Abformung möglichst schnell aus dem Mund des Patienten entnommen wird^{2, 32}. In den bisherigen Studien zur bleibenden Deformation nach Zugbelastung wurden vorwiegend Dehngeschwindigkeiten von 100-500 mm/min angewendet^{6, 32, 36}. In einer Studie wurde eine langsa-

mere Geschwindigkeit von 20 mm/min gewählt²⁵, in einer weiteren eine wesentlich schnellere Geschwindigkeit von 6000 mm/min⁴².

Der Angabe der Dehngeschwindigkeit sollte die methodisch bedingte Dauer des Dehnvorgangs hinzugefügt werden, da dies für die Vergleichbarkeit mit der klinischen Situation wichtig ist. Die Dauer des Dehnvorgangs repräsentiert die Dauer, die ein Behandler zur Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten benötigt.

In dieser Studie dauerte der Dehnvorgang mit der Dehngeschwindigkeit 400 mm/min je nach Dehnlänge zwischen 4 und 6 s. Dies kann als vergleichbar für eine durchschnittliche Entnahme der Abformung angesehen werden, da *Blomberg et al.* eine durchschnittliche Zeit von 5 s für die Entnahme feststellten¹⁰. In manchen Situationen gelingt die Entnahme nicht in dieser Zeit, daher wurde zum Vergleich eine Dehngeschwindigkeit von 100 mm/min gewählt. Der Dehnvorgang mit dieser Dehngeschwindigkeit dauerte 6 bis 17 s, je nach Dehnlänge.

6.2.3 Wasserbadverweildauer

Es existiert der Hinweis, dass die Verlängerung der Mundverweildauer die elastischen Eigenschaften eines Abformmaterials verbessern und die bleibende Deformation nach Zugbelastung senken kann^{2, 6, 15, 32, 44, 48}. Hierbei wird angenommen, dass eine längere Mundverweildauer den Polymerisationsgrad erhöht, dadurch ergeben sich bessere elastische Eigenschaften, die ein verbessertes Rückstellvermögen nach Deformation bewirken können. Zusätzlich ist generell bekannt, dass die von den Herstellern oder mittels eines Rheometers bestimmten Zeiten für die Mundverweildauer ca. 1-2 min zu kurz sind². Für die klinische Praxis sind jedoch genauere Empfehlungen notwendig, die bisher nicht verfügbar sind.

Es wurden 4 Werte für die Wasserbadverweildauer gewählt. Die erste gemäß der von den Herstellern empfohlenen Mundverweildauer, die folgenden entsprechen einer Verlängerung der ersten um 2, 4 und 10 min. Eine Verlängerung der Mundverweildauer um 2 oder 4 min kann als klinisch umsetzbar angesehen werden. Die Verlängerung um 10 min ist klinisch nicht realistisch, da die Abformung folglich ca. 14 min im Mund des Patienten bleiben müsste. Sie wurde aus theoretischen Interessen gewählt.

6.3 Ergebnisse

In den vorherigen Studien zur bleibenden Deformation nach Zugbelastung wurden Dehnlängen von 50% oder höher untersucht. Daher sind die Werte der Prüfgruppen mit 60% Dehnlänge am ehesten zum Vergleich geeignet. Die bleibende Deformation des Polyethers Impregum Garant L DuoSoft ist ähnlich zu den Werten, die *Klooster et al.* für einen Polyether fanden ($4,3 \pm 1,1\%$)³². Bei A-Silikonem ist die bleibende Deformation in den meisten Studien wesentlich geringer (mit wenigen Ausnahmen unter 1%)^{6, 25, 29, 32, 36, 42}. Im Gegensatz hierzu fanden *Hondrum et al.* ähnliche Werte für A-Silikone und Polyether ($<1\%$)²⁵.

Die Werte des Hybrid-Materials Identium Light lagen somit im Bereich der bleibenden Deformation von A-Silikonem. Die des Hybrid-Material EXA'lence Light hingegen lagen eher zwischen denen von Polyethern und A-Silikonem. Diese Konstellation wurde von *Lawson et al.* in gleicher Weise für das Hybridabformmaterial Senn (Vorgänger von EXA'lence) gefunden³⁶.

Für die höhere bleibende Deformation von Polyethern im Vergleich zu A-Silikonem existieren Erklärungshinweise. Es wird vermutet, dass dies durch ein schwächeres oder weniger ausgeprägtes Netzwerk zwischen den polymeren Molekülketten erklärt werden kann, dies hätte ein leichteres Zerreißen des Netzwerkes bzw. der Molekülketten zur Folge^{19, 27}. Aus diesem Sachverhalten können Vermutungen zur Begründung des Verhaltens von Hybridabformmaterialien angestellt werden³⁶. Folglich wäre die bleibende Deformation eines Hybrid-Abformmaterials von der chemischen Nähe zum Polyether oder zum A-Silikon abhängig. Dies könnte bedeuten, dass das Material Identium Light chemisch den A-Silikonem ähnelt und das Material EXA'lence Light eher den Polyethern.

Bei der Betrachtung der Grafiken in Kapitel 5.1 fällt auf, dass einige Prüfgruppen negative bleibende Deformationen aufwiesen. Dies bedeutet, dass diese gedehnten Prüfkörper eine größere Kontraktion aufwiesen als die nicht gedehnten Kontrollkörper. Dieses Verhalten könnte auf eine lineare Ausrichtung der Moleküle der Abformmaterialien durch den Dehnvorgang zurückzuführen sein. In diesem ausgerichteten Zustand können die Moleküle möglicherweise besser aneinander vorbeigleiten. Die Polymerisationsschrumpfung könnte so größere Dimensionsänderungen hervorrufen als bei den nicht gedehnten Kontrollkörpern, bei denen keine Ausrichtung stattfand.

Für die statistische Auswertung wurden Absolutwerte ohne Vorzeichen verwendet, da ansonsten diese negativen bleibenden Deformationen als positiver denn keine angesehen würden. In

der klinischen Situation ist allerdings jeder Dimensionsunterschied zu dem nicht gedehnten Material unerwünscht. Jegliche Unterschiedlichkeit führt hier zu dreidimensionalen Verzerrungen und damit zur Entfernung von den ursprünglichen Größenverhältnissen.

Hondrum et al. benannten 1994 einen maximalen Wert für die bleibende Deformation, den ein Abformmaterial im klinischen Gebrauch aufweisen sollte²⁵. Es wurde errechnet, dass bei einer typischen Zahnpräparation ein Randspalt von 34 µm durch eine bleibende Deformation von 0,4% entsteht. *Lauffer et al.* sind der Auffassung, dass bleibende Deformationen größer 2% klinisch nicht akzeptabel sind³⁵. Für diese Studie erschien es konsequent, sich auf die beste Materialgruppe hinsichtlich der bleibenden Deformation zu beziehen. Wie bereits erwähnt sind dies die A-Silikone. Folglich kann hierfür eine maximale bleibende Deformation von 1% als klinisch relevante Grenze angesehen werden.

Die Verlängerung der Wasserbadverweildauer hatte bei dem Polyether Impregum Garant L DuoSoft den größten Effekt. Dies steht im Einklang mit einer Studie *Nayyar et al.* in der festgestellt wurde, dass ein Polyether-Abformmaterial auch noch sehr lange (20 min) nach der angegebenen Abbindezeit weiter polymerisiert⁴⁸. Durch die begründeten Annahmen, dass 60% Dehnlänge klinisch relevant und >1% bleibende Deformation gefordert sind, sollte eine Verlängerung der Mundverweildauer um 10 min bei Abformungen mit diesem Material empfohlen werden. Dies ist im klinischen Alltag nicht praktikabel. Daher wird für dieses Material eine möglichst lange Mundverweildauer empfohlen.

Das Hybrid-Material EXA'lence Light erreichte die geforderte bleibende Deformation bereits nach einer Verlängerung der Mundverweildauer um 2 min. Dies ist im klinischen Alltag problemlos einzuhalten und sollte daher berücksichtigt werden. Geht man von der Möglichkeit des Auftretens höherer Dehnlängen aus³⁶, könnte bei diesem Material auch eine Verlängerung um 4 min empfohlen werden. Dies begründet sich in der hohen relativen Abnahme der bleibenden Deformation, die bei der Verlängerung um 4 min noch stattfand.

Das Hybrid-Material Identium Light wies in allen Prüfgruppen Werte von weit unter 1% auf. Dies bedeutet, dass eine Verlängerung der Mundverweildauer bei diesem Material keine klinisch relevante Verbesserung der bleibenden Deformation ergibt. Es ergaben sich jedoch hohe relative Verringerungen der bleibenden Deformation bei der Verlängerung der Wasserbadverweildauer um 2 min. Daher kann auch hier vor dem Hintergrund möglicher höherer Dehnlänge diese Verlängerung erwogen werden.

Wie bereits erwähnt, wurden in vorherigen Studien keine Dehnlängen von unter 50% untersucht. Es wurde jedoch vielfach festgestellt, dass bei Abformungen mit elastomeren Abformmaterialien eine höhere Verformung eine höhere bleibende Deformation, bzw. geringere Rückstellung nach sich zieht^{15, 20, 27, 36, 42, 54}. Dieser Sachverhalt kann ebenfalls von den Ergebnissen dieser Studie bestätigt werden, und ist somit ebenfalls für Dehnlängen unter 50% gültig. Desweiteren ist die Entwicklung der bleibenden Deformation im Verlauf der zunehmenden Dehnlängen interessant. Wünschenswert ist es, dass die bleibende Deformation möglichst in geringem Umfang mit ansteigender Dehnlänge zunimmt. Wie in Kapitel 5.2.1 ersichtlich, ergab eine Verdopplung der Dehnlänge in den meisten Fällen mehr als ein Verdopplung der bleibenden Deformation. Am geringsten ausgeprägt war der Anstieg der bleibenden Deformation bei dem Material Identium Light. Am höchsten war der Unterschied zwischen der Dehnlänge 30% und 60% bei dem Material EXA'lence Light (Faktor 5).

Bei dem Vergleich korrespondierender Prüfgruppen hinsichtlich der beiden Dehngeschwindigkeiten konnte in manchen Prüfgruppen mit 100 mm/min eine signifikant höhere bleibende Deformation gefunden werden. Dies steht in Übereinstimmung mit einer Studie von *Klooster et al.*, bei der ebenfalls unterschiedliche Dehngeschwindigkeiten untersucht wurden³².

In der vorliegenden Studie unterscheiden sich die Dehngeschwindigkeiten um den Faktor 4. Die größten Unterschiede wurden in den Prüfgruppen mit 60% Dehnlänge ohne Verlängerung der Wasserbadverweildauer gefunden. Bei der Dehnlänge von 60% dauerte ein Dehnvorgang mit 400 mm/min ca. 6 s und mit 100 mm/min ca. 17 s. Trotz dieser wesentlich verschiedenen Prüfsituationen ergab die schnellere Dehngeschwindigkeit in keiner Konstellation einen Unterschied der als klinisch relevant gelten kann. Es wurden zwar teils quantitativ hohe Unterschiede (ca. 0,8%/lin) festgestellt, dies allerdings in Prüfgruppen die eine klinisch nicht akzeptabel hohe bleibende Deformation aufwiesen. Desweiteren sollte beachtet werden, dass nach den oben empfohlenen Verlängerungen der Mundverweildauer die Unterschiede sehr gering und in vielen Fällen nicht signifikant waren.

Folglich kann bei den geprüften Materialien durch eine schnelle Entnahme einer Abformung aus dem Mund des Patienten kein relevanter Vorteil erreicht werden. Dies steht im Gegensatz zu den in Kapitel 6.2.2 beschriebenen Empfehlungen.

Es sollte zusätzlich berücksichtigt werden, dass bei dem Versuch eine Abformung möglichst schnell aus dem Mund des Patienten zu entnehmen eventuell höhere Kräfte von dem Behandler aufgewendet werden und damit höhere Dehnlängen auftreten könnten. Wie oben

beschrieben hatte die Dehnlänge einen wesentlich größeren Einfluss auf die bleibende Deformation. Aus den genannten Gründen folgt, dass die Entnahme nicht übermäßig lange dauern sollte, eine vorsichtige Vorgehensweise jedoch oberste Priorität hat.

Bei dem Material Identium light war der Einfluss der Dehngeschwindigkeit am geringsten. Dies ist deutlich bei der Überprüfung der Wechselwirkungen durch die mehrfaktorielle Varianzanalyse zu sehen. Alle Effekte durch Wechselwirkung mit der Dehngeschwindigkeit waren nicht signifikant.

Die Ergebnisse zu den 3 verschiedenen Messzeitpunkten waren sehr wenig unterschiedlich, daher wurde auf eine statistische Auswertung verzichtet. Die Auswertung der anderen Einflussfaktoren wurde mit den Werten der 24 h Messung vorgenommen, da dies dem häufigsten Fall in der klinischen Praxis entspricht.

Bei dem Material EXA'lence Light lagen die Messwerte der 4 h Messung in der Mehrzahl der Fälle höher als zu den anderen Messzeitpunkten. Hierbei sollte beachtet werden, dass die bleibende Deformation zu jedem Messzeitpunkt aus dem Dimensionsunterschied zu der entsprechenden Kontrollkörpergruppe berechnet wurde. Die Kontrollkörper wiesen eine Polymerisationsschrumpfung im Verlauf der Zeit auf, fiel diese höher als die Dimensionsveränderung eines Prüfkörpers aus, ergab sich zu einem nachfolgenden Messzeitpunkt eine höhere bleibende Deformation. Dies könnte durch eine langsamere oder inhibierte Polymerisationsschrumpfung der gedehnten Prüfkörper erklärt werden.

Bei dem Material Identium Light sieht man, dass die bleibende Deformation bei den hohen Dehnlängen tendenziell über die Zeit abnahm. Dies würde dafür sprechen, dass die Rückstellung bei diesem Material bis mindestens 24 h nach Dehnung andauerte. Hierbei handelte es sich allerdings um Größenordnungen, die nicht klinisch relevant sind.

Bei dem Material Impregum Garant L DuoSoft waren keine auffälligen Veränderungen zu den 3 Messzeitpunkten zu betrachten.

6.4 Konklusion

Mit der angewandten Methodik lassen sich Abformmaterialien mit ausreichend hoher Präzision auf bleibende Deformation nach Zugbelastung untersuchen, da die Varianz der Messwerte vollständig durch die variierten Einflussfaktoren erklärt werden konnte. Die Vermessung der Prüfkörper an 3 Zeitpunkten ist nicht notwendig, es waren keine relevanten Rückstelleffekte im zeitlichen Verlauf feststellbar.

Die Dehngeschwindigkeit und die Dauer der Dehnung sollten als Einflussfaktor nicht überschätzt werden. Trotz der sehr unterschiedlich gewählten Parameter ergaben sich keine klinisch relevanten Unterschiede.

Eine möglichst lange Mundverweildauer ist bei dem Polyether-Abformmaterial Impregum Garnt L DuoSoft zu empfehlen. Bei Verwendung des Hybrid-Abformmaterials EXA'lence Light sollte die Mundverweildauer um 2 min verlängert werden. Das Hybrid-Abformmaterial Identium Light kann laut Herstellerempfehlung verwendet werden.

Beide Hybrid-Abformmaterialien können als Verbesserungen hinsichtlich der bleibenden Deformation nach Zugbelastung relativ zu dem Polyether-Abformmaterial angesehen werden. Zukünftige Studien sollten die Hybrid-Abformmaterialien daher mit den A-Silikonem vergleichen.

7 Zusammenfassung

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

Es wurden 3 Materialien, ein Polyether- und zwei Hybridabformmaterialien untersucht. Die Abformmaterialien wurden in eine Edelstahl-Prüfkörperform eingebracht und bei 37 °C in einem Wasserbad ausgehärtet. Die Dehnung der Prüfkörper wurde mit einer Universal-Prüfmaschine (Typ1454, Zwick/Roell, Ulm) durchgeführt. Die Einflussfaktoren Dehnlänge, Dehngeschwindigkeit und Verweildauer der Prüfkörper im Wasserbad wurden variiert. Nach der Dehnung wurden die Prüfkörper an 3 verschiedenen Zeitpunkten vermessen und die bleibende Deformation bestimmt.

Bei allen Materialien konnte eine signifikante Verringerung der bleibenden Deformation durch Verlängerung der Wasserbadverweildauer festgestellt werden. Bei 2 Materialien kann die resultierende Verringerung als klinisch relevant angesehen werden, das Dritte Material wies durchweg sehr niedrige bleibende Deformationen auf. Höhere Dehnlängen ergaben höhere bleibende Deformationen. Die Dehngeschwindigkeit zeigte in manchen Prüfgruppen einen signifikanten Einfluss, dieser war jedoch in keinem Fall von klinischer Relevanz.

8 Summary

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

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

All materials showed significantly lower permanent deformation through extending the manufacturer's setting time. In the case of 2 impression materials these changes were clinically relevant. The other material showed uniformly very low permanent deformation. Higher tensile strains resulted in higher permanent deformation. Strain rate showed some significant influence which on no account was of clinical relevance.

9 Literaturverzeichnis

1. International Organization for Standardization. ISO Specification No. 4823:2000. Dentistry - elastomeric impression materials. 3rd ed. Geneva: ISO. 2000:available at: <http://www.iso.org/iso/store.htm>.
2. Anusavice K, Phillips R. Phillips' science of dental materials. *Saunders* 2003.
3. Bader F, Setz J. Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;**46** (5):346-348.
4. Balkenhol M, Eichhorn M, Wöstmann B. Contact angles of contemporary type 3 impression materials. *Int J Prosthodont* 2009;**22** (4):396-398.
5. Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B. Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. *Int J Prosthodont* 2007;**20** (6):573-575.
6. 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** (5):288-294.
7. Beier US, Grunert I, Kulmer S, Dumfahrt H. Quality of impressions using hydrophilic polyvinyl siloxane in a clinical study of 249 patients. *Int J Prosthodont* 2007;**20** (3):270-274.
8. Berger HJ, Marxkors R, Meiners H. Abformgenauigkeit bei ringlosen Abdrücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 1973;**28** (11):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** (5):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** (4):271-276.
11. Brown D. Materials for impressions-2003. *Dent Update* 2004;**31** (1):40-45.
12. Chee WW, Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent* 1992;**68** (5):728-732.

13. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Zahnärztliche Werkstoffe : Eigenschaften und Verarbeitung. München: *Urban & Fischer* 2006.
14. Craig RG, Sun Z. Trends in elastomeric impression materials. *Oper Dent* 1994;**19** (4):138-145.
15. de Araujo PA, Jorgensen KD, Finger W. Viscoelastic properties of setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1985;**54** (5):633-636.
16. Dumfahrt H, Schaffer H. Zum Dimensionsverhalten bei verschiedenen Abformverfahren mit gummielastischen Massen in der Inlay-, Kronen- und Brückentechnik. *Z Stomatol* 1987;**84** (5):231-239.
17. Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Bd. 1: Grundlagen und Verarbeitung. Stuttgart: *Thieme* 2005.
18. Endo T, Finger WJ. Dimensional accuracy of a new polyether impression material. *Quintessence Int* 2006;**37** (1):47-51.
19. Endo T, Finger WJ. Evaluation of the elastic recovery of polyether impression materials. *Am J Dent* 2005;**18** (6):355-360.
20. Finger W, Komatsu M. Elastic and plastic properties of elastic dental impression materials. *Dent Mater* 1985;**1** (4):129-134.
21. Finger WJ, Kurokawa R, Takahashi H, Komatsu M. Sulcus reproduction with elastomeric impression materials: a new in vitro testing method. *Dent Mater* 2008;**24** (12):1655-1660.
22. Goldberg AJ. Viscoelastic properties of silicone, polysulfide, and polyether impression materials. *J Dent Res* 1974;**53** (5):1033-1039.
23. Hoffmann-Axthelm W. Die Geschichte der Zahnheilkunde. Berlin: *Quintessenz* 1985.
24. Hofmann M. Der Korrekturabdruck (ein neues Abdruckverfahren für festsitzenden Zahnersatz. *ZWR* 1965;**66**:160-164.
25. Hondrum SO. Tear and energy properties of three impression materials. *Int J Prosthodont* 1994;**7** (6):517-521.
26. 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** (4):323-327.

27. Jamani KD, Harrington E, Wilson HJ. The determination of elastic recovery of impression materials at the setting time. *J Oral Rehabil* 1989;**16** (1):89-100.
28. Jorgensen KD. A new method of recording the elastic recovery of dental impression materials. *Scand J Dent Res* 1976;**84** (3):175-182.
29. Kaloyannides TM. Elasticity of elastomer impression materials. 11. Permanent deformation. *J Dent Res* 1973;**52** (4):719-724.
30. Kanehira M, Finger WJ, Komatsu M. Surface detail reproduction with new elastomeric dental impression materials. *Quintessence Int* 2007;**38** (6):479-488.
31. Kim KM, Lee JS, Kim KN, Shin SW. Dimensional changes of dental impression materials by thermal changes. *J Biomed Mater Res* 2001;**58** (3):217-220.
32. Klooster J, Logan GI, Tjan AH. Effects of strain rate on the behavior of elastomeric impression. *J Prosthet Dent* 1991;**66** (3):292-298.
33. Kraft J. Zwanzig Jahre Korrekturabdruck - Erfahrung in Praxis und Unterricht. *ZWR* 1986;**95** (2):136-138.
34. Kugel G, Klettke T, Goldberg JA, Benchimol J, Perry RD, Sharma S. Investigation of a new approach to measuring contact angles for hydrophilic impression materials. *J Prosthodont* 2007;**16** (2):84-92.
35. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. *J Prosthet Dent* 1996;**76** (5):466-471.
36. Lawson NC, Burgess JO, Litaker MS. Tensile elastic recovery of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2008;**100** (1):29-33.
37. Lehmann KM. Der Hydrokolloidabdruck. *Dtsch Zahnärztl Z* 1975;**30** (8):531-534.
38. Lehmann KM, Burgdorf HO. Untersuchungen zu zweizeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Korrekturabdruck). *ZWR* 1978;**87** (9):430-433.
39. Lehmann KM, Burgdorf HO. Untersuchungen zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Doppelmischabdruck). *ZWR* 1978;**87** (9):434-436.
40. Lehner CR, Scharer P. Abformmaterialien in der Kronen-Brücken-Prothetik. Standortbestimmung und praktische Tips. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991;**101** (5):628-638.
41. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2004;**92** (2):151-154.

42. Mansfield MA, Wilson HJ. A new method for determining the tension set of elastomeric impression materials. *Br Dent J* 1973;**135** (3):101-105.
43. Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Köln: *Dtsch Ärzte Verlag* 2001.
44. McCabe JF, Carrick TE. Onset of elasticity in setting elastomers. *J Dent Res* 1990;**69** (9):1573-1575.
45. McCabe JF, Carrick TE. Recording surface detail on moist surfaces with elastomeric impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2006;**14** (1):42-46.
46. McCabe JF, Storer R. Elastomeric impression materials. The measurement of some properties relevant to clinical practice. *Br Dent J* 1980;**149** (3):73-79.
47. Michalakis KX, Bakopoulou A, Hirayama H, Garefis DP, Garefis PD. Pre- and post-set hydrophilicity of elastomeric impression materials. *J Prosthodont* 2007;**16** (4):238-248.
48. Nayyar A, Tomlins CD, Fairhurst CW, Okabe T. Comparison of some properties of polyether and polysulfide materials. *J Prosthet Dent* 1979;**42** (2):163-167.
49. Pratten DH, Craig RG. Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent* 1989;**61** (2):197-202.
50. Sotiriou M, Hobkirk JA. An in vivo investigation of seating and removal forces associated with recording impressions in dentate patients. *J Prosthet Dent* 1995;**74** (5):455-462.
51. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent*;**103** (4):228-239.
52. Vassilakos N, Fernandes CP. Surface properties of elastomeric impression materials. *J Dent* 1993;**21** (5):297-301.
53. Walker MP, Petrie CS, Haj-Ali R, Spencer P, Dumas C, Williams K. Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *J Prosthodont* 2005;**14** (3):158-163.
54. Wilson HJ. Elastomeric impression materials. 2. The set material. *Br Dent J* 1966;**121** (7):322-328.
55. Wöstmann B. Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. *Quintessenz Berlin* 1997.

56. Wöstmann B, Blosser T, Gouentenoudis M, Balkenhol M, Ferger P. Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *J Dent* 2005;**33** (7):611-618.

10 Anhang

10.1 Auswertung der Einflussfaktoren

Tabelle 10.1: Impregum Garant L DuoSoft (Abhängige Variable: Abweichungsprozente, Messung (absolut) nach 60 min)

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	183,624(a)	23	7,984	366,836	,000	,975
Konstanter Term	124,778	1	124,778	5733,373	,000	,964
c_stor	51,643	3	17,214	790,967	,000	,917
geschw	1,165	1	1,165	53,537	,000	,199
strain	98,349	2	49,174	2259,490	,000	,954
c_stor * geschw	,607	3	,202	9,300	,000	,114
c_stor * strain	30,855	6	5,143	236,291	,000	,868
geschw * strain	,766	2	,383	17,597	,000	,140
c_stor * geschw * strain	,238	6	,040	1,826	,095	,048
Fehler	4,701	216	,022			
Gesamt	313,103	240				
Korrigierte Gesamtvariation	188,324	239				

(a) R-Quadrat = ,975 (korrigiertes R-Quadrat = ,972)

Tabelle 10.2: Impregum Garant L DuoSoft (Abhängige Variable: Abweichungsprozente, Messung (absolut) nach 240 min)

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	176,782(a)	23	7,686	336,320	,000	,973
Konstanter Term	117,489	1	117,489	5140,920	,000	,960
c_stor	53,858	3	17,953	785,540	,000	,916
geschw	1,158	1	1,158	50,690	,000	,190
strain	89,531	2	44,765	1958,782	,000	,948
c_stor * geschw	,767	3	,256	11,191	,000	,135
c_stor * strain	30,668	6	5,111	223,653	,000	,861
geschw * strain	,579	2	,289	12,665	,000	,105
c_stor * geschw * strain	,221	6	,037	1,612	,145	,043
Fehler	4,936	216	,023			
Gesamt	299,208	240				
Korrigierte Gesamtvariation	181,718	239				

(a) R-Quadrat = ,973 (korrigiertes R-Quadrat = ,970)

Tabelle 10.3: EXA'lence Light (Abhängige Variable: Abweichungsprozente, Messung (absolut) nach 60 min)

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	83,872(a)	23	3,647	416,482	,000	,978
Konstanter Term	34,807	1	34,807	3975,319	,000	,948
c_stor	27,383	3	9,128	1042,466	,000	,935
geschw	,608	1	,608	69,473	,000	,243
strain	28,472	2	14,236	1625,901	,000	,938
c_stor * geschw	1,038	3	,346	39,530	,000	,354
c_stor * strain	24,382	6	4,064	464,108	,000	,928
geschw * strain	,573	2	,287	32,738	,000	,233
c_stor * geschw * strain	1,416	6	,236	26,951	,000	,428
Fehler	1,891	216	,009			
Gesamt	120,570	240				
Korrigierte Gesamtvariation	85,763	239				

(a) R-Quadrat = ,978 (korrigiertes R-Quadrat = ,976)

Tabelle 10.4: EXA'lence Light (Abhängige Variable: Abweichungsprozente, Messung (absolut) nach 240 min)

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	86,601(a)	23	3,765	425,229	,000	,978
Konstanter Term	37,770	1	37,770	4265,475	,000	,952
c_stor	30,837	3	10,279	1160,833	,000	,942
geschw	,480	1	,480	54,248	,000	,201
strain	28,390	2	14,195	1603,124	,000	,937
c_stor * geschw	1,074	3	,358	40,437	,000	,360
c_stor * strain	23,954	6	3,992	450,877	,000	,926
geschw * strain	,582	2	,291	32,878	,000	,233
c_stor * geschw * strain	1,283	6	,214	24,157	,000	,402
Fehler	1,913	216	,009			
Gesamt	126,284	240				
Korrigierte Gesamtvariation	88,514	239				

(a) R-Quadrat = ,978 (korrigiertes R-Quadrat = ,976)

Tabelle 10.5: Identium Light (Abhängige Variable: Abweichungsprozente, Messung (absolut) nach 60 min)

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	3,858(a)	23	,168	105,141	,000	,918
Konstanter Term	6,632	1	6,632	4156,424	,000	,951
c_stor	,829	3	,276	173,152	,000	,706
geschw	,024	1	,024	15,003	,000	,065
strain	2,614	2	1,307	819,137	,000	,884
c_stor * geschw	,017	3	,006	3,584	,015	,047
c_stor * strain	,348	6	,058	36,388	,000	,503
geschw * strain	,015	2	,008	4,807	,009	,043
c_stor * geschw * strain	,011	6	,002	1,135	,343	,031
Fehler	,345	216	,002			
Gesamt	10,835	240				
Korrigierte Gesamtvariation	4,203	239				

(a) R-Quadrat = ,918 (korrigiertes R-Quadrat = ,909)

Tabelle 10.6: Identium Light (Abhängige Variable: Abweichungsprozente, Messung (absolut) nach 240 min)

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Korrigiertes Modell	3,621(a)	23	,157	95,983	,000	,911
Konstanter Term	6,152	1	6,152	3751,285	,000	,946
c_stor	,694	3	,231	140,985	,000	,662
geschw	,017	1	,017	10,280	,002	,045
strain	2,657	2	1,329	810,080	,000	,882
c_stor * geschw	,012	3	,004	2,461	,064	,033
c_stor * strain	,222	6	,037	22,593	,000	,386
geschw * strain	,014	2	,007	4,174	,017	,037
c_stor * geschw * strain	,005	6	,001	,489	,816	,013
Fehler	,354	216	,002			
Gesamt	10,127	240				
Korrigierte Gesamtvariation	3,975	239				

(a) R-Quadrat = ,911 (korrigiertes R-Quadrat = ,901)

10.2 Auswertung Dehnlänge

Tabelle 10.7: Dehnlänge, Test der Homogenität der Varianzen, Impregum Garant L DuoSoft (Messung 24 h)

Dehngeschwindigkeit (mm/min)	Wasserbadverweildauer	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
100	HEMVD	7,354	2	27	,003
	HEMVD+2min	4,573	2	27	,019
	HEMVD+4min	11,227	2	27	,000
	HEMVD+10min	2,440	2	27	,106
400	HEMVD	6,114	2	27	,006
	HEMVD+2min	4,620	2	27	,019
	HEMVD+4min	5,645	2	27	,009
	HEMVD+10min	1,148	2	27	,332

Tabelle 10.8: Paarweiser Vergleich Dehnlängen, Impregum Garant L DuoSoft (Messung 24 h)

Dehngeschwindigkeit (mm/min)	Wasserbadverweildauer	Dehnlänge (%) Vergleichsgruppen	Kontrastwert	Signifikanz (2-seitig)
100	HEMVD	15 / 30	0,847	0,000
		30 / 60	2,146	0,000
	HEMVD+2min	15 / 30	0,274	0,000
		30 / 60	1,074	0,000
	HEMVD+4min	15 / 30	0,234	0,000
		30 / 60	1,042	0,000
	HEMVD+10min	15 / 30	0,077	0,000
		30 / 60	0,418	0,000
400	HEMVD	15 / 30	0,646	0,000
		30 / 60	1,983	0,000
	HEMVD+2min	15 / 30	0,174	0,000
		30 / 60	0,914	0,000
	HEMVD+4min	15 / 30	0,162	0,000
		30 / 60	0,748	0,000
	HEMVD+10min	15 / 30	0,116	0,000
		30 / 60	0,328	0,000

Tabelle 10.9: Dehnlänge, Test der Homogenität der Varianzen, EXA'lence Light (Messung 24 h)

Dehngeschwindigkeit (mm/min)	Wasserbadverweildauer	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
100	HEMVD	7,957	2	27	,002
	HEMVD+2min	1,531	2	27	,234
	HEMVD+4min	3,608	2	27	,041
	HEMVD+10min	,025	2	27	,975
400	HEMVD	8,595	2	27	,001
	HEMVD+2min	1,290	2	27	,292
	HEMVD+4min	6,687	2	27	,004
	HEMVD+10min	,228	2	27	,798

Tabelle 10.10: Paarweiser Vergleich Dehnlängen, EXA'lence Light (Messung 24 h)

Dehngeschwindigkeit (mm/min)	Lagerungsdauer	Dehnlänge (%) Vergleichsgruppen	Kontrastwert	Signifikanz (2-seitig)
100	HEMVD	15 / 30	0,341	0,000
		30 / 60	2,068	0,000
	HEMVD+2min	15 / 30	0,069	0,003
		30 / 60	0,505	0,000
	HEMVD+4min	15 / 30	0,056	0,002
		30 / 60	0,284	0,000
	HEMVD+10min	15 / 30	0,080	0,000
		30 / 60	0,163	0,000
400	HEMVD	15 / 30	0,277	0,000
		30 / 60	1,366	0,000
	HEMVD+2min	15 / 30	0,080	0,000
		30 / 60	0,453	0,000
	HEMVD+4min	15 / 30	0,009	0,446
		30 / 60	0,338	0,000
	HEMVD+10min	15 / 30	0,018	0,155
		30 / 60	0,183	0,000

Tabelle 10.11: Dehnlänge, Test der Homogenität der Varianzen, Identium Light (Messung 24 h)

Dehngeschwindigkeit (mm/min)	c_stor	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
100	HEMVD	2,450	2	27	,105
	HEMVD+2min	1,174	2	27	,324
	HEMVD+4min	5,634	2	27	,009
	HEMVD+10min	,332	2	27	,721
400	HEMVD	6,880	2	27	,004
	HEMVD+2min	1,192	2	27	,319
	HEMVD+4min	,922	2	27	,410
	HEMVD+10min	1,689	2	27	,204

Tabelle 10.12: Paarweiser Vergleich Dehnlängen, Identium Light (Messung 24 h)

Dehngeschwindigkeit (mm/min)	Lagerungsdauer	Dehnlänge (%) Vergleichsgruppen	Kontrastwert	Signifikanz (2-seitig)
100	HEMVD	15 / 30	0,178	0,000
		30 / 60	0,185	0,000
	HEMVD+2min	15 / 30	0,067	0,000
		30 / 60	0,139	0,000
	HEMVD+4min	15 / 30	0,134	0,000
		30 / 60	0,075	0,000
	HEMVD+10min	15 / 30	0,055	0,000
		30 / 60	0,129	0,000
400	HEMVD	15 / 30	0,127	0,000
		30 / 60	0,259	0,000
	HEMVD+2min	15 / 30	0,040	0,010
		30 / 60	0,130	0,000
	HEMVD+4min	15 / 30	0,096	0,000
		30 / 60	0,092	0,000
	HEMVD+10min	15 / 30	0,024	0,049
		30 / 60	0,110	0,000

10.3 Auswertung Wasserbadverweildauer

Tabelle 10.13: Wasserbadverweildauer, Test der Homogenität der Varianzen, Impregum Garant L DuoSoft (Messung 24 h)

Dehngeschwindigkeit (mm/min)	Dehnlänge (% der Ausgangslänge)	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
100	15	5,637	3	36	,003
	30	6,253	3	36	,002
	60	7,551	3	36	,000
400	15	4,325	3	36	,011
	30	11,244	3	36	,000
	60	8,328	3	36	,000

Tabelle 10.14: Wasserbadverweildauer, Wasserbadverweildauer, Test der Homogenität der Varianzen, EXA'ence Light (Messung 24 h)

Dehngeschwindigkeit (mm/min)	Dehnlänge (% der Ausgangslänge)	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
100	15	1,868	3	36	,152
	30	12,212	3	36	,000
	60	11,090	3	36	,000
400	15	4,830	3	36	,006
	30	10,418	3	36	,000
	60	12,818	3	36	,000

Tabelle 10.15: Wasserbadverweildauer, Test der Homogenität der Varianzen, Identium Light (Messung 24 h)

Dehngeschwindigkeit (mm/min)	Dehnlänge (% der Ausgangslänge)	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
100	15	3,897	3	36	,016
	30	10,719	3	36	,000
	60	2,623	3	36	,065
400	15	,579	3	36	,632
	30	1,378	3	36	,265
	60	7,314	3	36	,001

10.4 Auswertung Dehngeschwindigkeit

Tabelle 10.16: Test der Homogenität der Varianzen, Impregum Garant L DuoSoft (Messung 24 h)

c_stor	Dehnlänge (% der Ausgangslänge)	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
HEMVD	15	,088	1	18	,770
	30	,304	1	18	,588
	60	,167	1	18	,688
HEMVD+2min	15	2,850	1	18	,109
	30	,021	1	18	,887
	60	1,108	1	18	,306
HEMVD+4min	15	4,407	1	18	* ,050
	30	3,963	1	18	,062
	60	,296	1	18	,593
HEMVD+10min	15	1,217	1	18	,285
	30	,088	1	18	,770
	60	,749	1	18	,398

Tabelle 10.17: Test der Homogenität der Varianzen, EXA'lence Light (Messung 24 h)

c_stor	Dehnlänge (% der Ausgangslänge)	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
HEMVD	15	,000	1	18	,998
	30	,400	1	18	,535
	60	,062	1	18	,806
HEMVD+2min	15	,969	1	18	,338
	30	2,869	1	18	,108
	60	,060	1	18	,809
HEMVD+4min	15	4,798	1	18	,042
	30	,224	1	18	,641
	60	8,332	1	18	,010
HEMVD+10min	15	2,548	1	18	,128
	30	,444	1	18	,514
	60	,534	1	18	,474

Tabelle 10.18: Test der Homogenität der Varianzen, Identium Light (Messung 24 h)

c_stor	Dehnlänge (% der Ausgangslänge)	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
HEMVD	15	1,412	1	18	,250
	30	8,172	1	18	,010
	60	2,457	1	18	,134
HEMVD+2min	15	,389	1	18	,541
	30	9,943	1	18	,005
	60	,360	1	18	,556
HEMVD+4min	15	9,671	1	18	,006
	30	1,273	1	18	,274
	60	,163	1	18	,691
HEMVD+10min	15	,112	1	18	,742
	30	,608	1	18	,446
	60	,624	1	18	,440

11 Erklärung

„Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die ich wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten 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.“

12 Danksagung

Als erstes möchte ich Herrn Prof. Wöstmann, meinem Doktorvater, für die Überlassung dieses Promotionsthemas und seine stets sehr gute Betreuung sowie die zeitliche Flexibilität danken.

Großer Dank gebührt meiner lieben Familie. Ohne meine Eltern, meine Schwester, meine Tante und meine Freundin wäre die Durchführung dieser Arbeit wohl nicht möglich gewesen. Einen besonderen Dank möchte ich auch meinem guten Freund Theo aussprechen.

Ein großes Dankeschön soll auch der gesamten Abteilung für zahnärztliche Prothetik am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Justus-Liebig-Universität ausgesprochen werden. Ihr verdanke ich meine Begeisterung an dem Fach Prothetik, die mich zu dieser Arbeit gebracht hat. Für die gute Unterstützung, speziell von Herrn Heun und Herrn Köhl möchte ich mich an dieser Stelle ebenfalls bedanken.

Herrn Dr. Riehl möchte ich für die exzellente statistische Beratung im Rahmen dieser Arbeit danken.

Der Firma GC gebührt Dank für die Überlassung des Materials EXA'lence Light vor dessen Markteinführung.

**Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen
Version der Arbeit entfernt.**

**The curriculum vitae was removed from the
electronic version of the paper.**

