

**Vergleichende in-vitro-Untersuchungen der
Fließfähigkeit zweier Abformmaterialien mittels
Haifischflossentest in ihrer Verwendung als
Doppelmischabformung**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Chekhani Usama
2014**

Dekan:	Professor Dr. I. B. Autenrieth
1. Berichtserstatter:	Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer
2. Berichtserstatter:	Professor Dr. C. Löst

Inhaltverzeichnis

1.	Einführung und Überblick zur Arbeit.....	6
2.	Stand der Forschung.....	8
2.1	Materialien zur Präzisionsabformung	8
2.2	Definition und Eigenschaften von elastomeren Abformmaterialien	11
2.2.1.	Benetzungseigenschaften	11
2.2.2.	Fließeigenschaft und Thixotropie.....	12
2.2.3.	Abbindeverhalten.....	13
2.2.4.	Gummielastizität	14
2.3	Techniken der Präzisionsabformung mit Elastomeren	14
2.4	Untersuchung der Fließfähigkeit der Abformmaterialien mittels Haifischflossentest.....	17
2.5	Vorgehensweise der Literaturrecherche.....	18
2.6	Auswertung der Literaturangaben über die Höhe der gemessenen Haifischflossen.....	19
3.	Ziele der Untersuchungen	32
4.	Materialien.....	33
4.1	System Kettenbach - Identium®.....	33
4.2	System 3M ESPE – Impregum Penta & Permadyne Garant.....	34
5.	Methodik.....	36
5.1	Versuchsaufbau des Haifischflossentests	36
5.2	Versuchsdurchführung	37
5.3	Versuche in Doppelmischtechnik	41
5.4	Messung der Haifisch-Flossenhöhe	46
5.5	Berührungslose Wegmessung mittels Lasermessgerät	48
5.5.1.	Messung des Stempelweges	48
5.5.2.	Statistische Methoden	50
5.6	Messprotokoll	52

6.	Ergebnisse	56
6.1	Flossenhöhen der untersuchten Materialien	56
6.2	Vergleich der Flossenhöhen.....	62
6.2.1.	Materialgruppe Vinylsiloxanether (VSXE)	62
6.2.2.	Materialgruppe Polyether (PE)	69
6.2.3.	Vergleich der Materialgruppen PE vs. VSXE	76
6.3	Stempelweg/ Stempelstillstand der Materialien.....	82
6.4	Vergleiche von Stempelwegen/Stempelstillstand.....	86
7.	Diskussion.....	88
7.1	Methodik.....	88
7.2	Diskussion der Ergebnisse.....	92
7.2.1	Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur	93
7.3	Schlussfolgerung.....	98
8.	Zusammenfassung.....	99
9.	Literaturverzeichnis	100
10.	Anhang.....	104
11.	Danksagung.....	113
12.	Lebenslauf.....	114

Widmung

Ich möchte diese Arbeit meiner Familie,
insbesondere meinen lieben Eltern, widmen.

1. Einführung und Überblick zur Arbeit

Die Abformung hat gegenwärtig noch die zentrale Bedeutung bei der Herstellung von Zahnersatz. Sie ist Informationsträger zwischen Zahnarzt und Zahntechniker. Abformungen übertragen allgemein gesprochen die Situation im Munde des Patienten auf eine Modellsituation im zahntechnischen Labor, um ebenda den Zahnersatz für den Patienten herzustellen.

Je besser Dimensionstreue und Detailwiedergabe zu Beginn dieser Arbeitskette, desto passgenauer ist auch der auf dieser Basis gefertigte Zahnersatz. Relevante Genauigkeiten spielen sich hierbei im Bereich von etwa 20-50 µm ab. Besonders relevant ist diese Genauigkeit am Übergang des Zahnersatzes zur biologischen Struktur „Zahn“. Diese Übergänge befinden sich an präparierten Zahnstümpfen in unmittelbarer Nähe zum oralen Weichgewebe, meist der fixierten Gingiva.

Mittel der Wahl für solche „Präzisionsabformungen“ sind Elastomere. In Ihren Eigenschaften müssen sie für den Einsatz am Patienten neben toxikologischer Unbedenklichkeit vor allem ein Anfließen an die zu erfassenden, meist feuchten Strukturen (Zahn, Gingiva) in der Mundhöhle ermöglichen.

Optische Erfassung und 3-dimensionale rechnergestützte Übertragung von Strukturen ist auf dem Vormarsch. Viele Geräte – sog. Intraoral-Scanner – haben Marktreife erlangt. Trotz der raschen Entwicklung der digitalen intraoralen Scan-Techniken, haben diese die Fähigkeiten der Abformmassen jedoch noch nicht erreicht. Problematisch ist auch hier die Darstellung von Randzonen, welche nahe oder „unter“ subgingival dem Zahnfleisch liegen.

Das ist ein Grund, weshalb etablierte Elastomere der Stoffgruppen Silikone und Polyether noch immer in hohen Zahlen verkauft werden – zum anderen, weshalb Hersteller eine stete Verbesserung dieser Materialien anstreben und anbieten.

Ein wesentlicher Punkt der Verbesserung ist dabei immer die Fähigkeit eine Materialoberfläche anzufließen. Dabei spielen Umgebungsvariablen, wie etwa Feuchtigkeit, Rauigkeiten, Temperatur aber auch Druck auf das Material selbst, eine wesentliche Rolle.

Zur Ermittlung von Unterschieden in der Fließfähigkeit von Elastomeren hat sich der sogenannte Haifischflossentest etabliert. Dabei werden diese Elastomeren einzeln, unter gleichen Bedingungen (Temperatur, Zeit nach Anmischen, Spaltbreite zur Messkammer) in einer Vorrichtung verpresst und nach Polymerisation eine entstandene Pressfahne (in Form einer Haifischflosse = shark-fin) vermessen.

Problematisch ist dabei die Vergleichbarkeit mit Messwerten in der Literatur, da die Bedingungen für diese Untersuchung nicht normiert sind und auch selten in den Publikationen benannt werden. Weiterhin bildet die einzelne Messung eines Elastomers allein nicht die klinische Anwendung ab. Bei Letzterer kommen Materialien selber Klasse (z.B. Polyether), aber verschiedener Viskosität (meist schwer- und leichtfließend) zeitgleich zum Einsatz unter Anwendung einer Doppelmischtechnik.

Die vorliegende Arbeit entwickelt und zeigt, wie diese Doppelmischtechnik auf den Haifischflossentest übertragen werden kann. Weiter untersucht die Studie mittels Haifischflossentest die Fließfähigkeit von 2 etablierten Polyethermaterialien und 2 kürzlich auf den Markt gekommenen sogenannten „Vinylsiloxanether“. Letzteres ist ein Hybridmaterial, basierend auf Silikon- (Vinylsiloxan-) und Polyether-Chemie. Da diese beiden Materialgruppen in der Praxis in Doppelmischtechnik eingesetzt werden, kommt in dieser Studie neben der Messung an einzelnen Komponenten die Messung in modifizierter Doppelmischtechnik ebenfalls zum Einsatz.

2. Stand der Forschung

2.1 *Materialien zur Präzisionsabformung*

Mitte der dreißiger Jahre begann mit der Einführung der reversiblen Hydrokolloide ein neues Zeitalter in der Abformung, da nun erstmals die Darstellung von Unterschnitten möglich wurde. Mit den Polysulfiden, zu Beginn der fünfziger Jahre, wurde zum ersten Mal ein elastomerer Abformstoff in der Zahnheilkunde eingesetzt. Vor etwa 45 Jahren wurde eine Materialklasse, die K-Silikone (kondensationsvernetzend), in die Dentalwelt eingeführt, die ebenso wie die Polysulfide ursprünglich nicht für die orale Anwendung bestimmt war.

Der große Nachteil dieser Produkte war und ist die systemimmanente Schrumpfung – sei es durch Verdunstung von Wasser bei den Hydrokolloiden und den Polysulfiden oder von Alkohol bei den K-Silikonem [1, 11, 26, 28].

Im Jahr 1965 wurde der Polyether am Markt eingeführt. Polyether sind irreversibel elastische Abformmaterialien. Seit 1982 gibt es Polyether in verschiedenen Konsistenzen. Polyether und Hydrokolloide sind Abformmaterialien mit natürlicher Hydrophilie, welche zu einem guten Anfließverhalten im feuchten Milieu führt. Dies führt wiederum zu einer hohen initialen Haftung, welche die Entformung des Abdruckes erschwert [28]. Bei der Abformung mit einem Polyethermaterial sollten untersichgehende Stellen daher gut ausgeblockt werden. Die hohe Zugfestigkeit und die Starre des Materials erschweren die Entformung zusätzlich [35]. Als weitere Nachteile werden eine hohe Steifigkeit [11] und eine schlechte Beschneidbarkeit genannt, so dass Polyether für Korrekturabformungen ungeeignet sind [46]. Erst 10 Jahre später wurden additionsvernetzende Silikone (A-Silikone) als Abformmaterialien eingesetzt. Diese waren jedoch hydrophob (wasserabstoßend), was im feuchten Milieu der Mundhöhle Probleme der Zeichnungsgenauigkeit mit sich bringt und nach Abbinden das Ausgießen mit Gips erschwert. Erst seit einigen Jahren gelingt es, die molekularchemisch bedingte Hydrophobie zu reduzieren. Durch Zusatz von seifenähnlichen Molekülen (oberflächenaktive Tenside) steigt zumindest die Hydrophilie des abgebundenen Materials [1, 48].

Die Silikone und die Polyether sind bis zum heutigen Tag der Standard für Präzisionsabformungen. In den letzten Jahren kamen Hybrid-Abformmaterialien aus diesen beiden Materialarten (Polyether und A-Silikon) auf den Markt. Hierbei handelt es sich um eine Neuentwicklung, welche die Vorteile beider Materialien kombinieren soll.

Von der Firma GC (GC Europe, Leuven, Belgien) waren in den letzten Jahren zwei solche Hybrid-Abformmaterialien verfügbar: Senn und Fusion. Beide sind aktuell nicht mehr erhältlich. Die Firma plante für das Frühjahr 2011 die Einführung einer Weiterentwicklung mit Produktnamen: EXA'lence auf dem deutschen Markt [16].

Aktuell erhältlich ist das Hybrid-Abformmaterial Identium der Firma Kettenbach (Eschenburg, Deutschland). Die Markteinführung war im Jahr 2009. Für die chemische Spezifikation dieser Materialien führen die Hersteller eigene Bezeichnungen: Die Firma Kettenbach spricht dabei von einem Vinylsiloxanether (Identium), die Firma GC von einem Vinylpolyethersilikon-Abformmaterial (EXA'lence).

Aktuell rückt die Verknüpfung von intraoraler digitaler Abformung (direkte Datenerfassung) mit dem digitalen Workflow in das Interesse von Zahnärzten, Zahntechnikern und des Patienten. Die Dentalindustrie hat das Zukunftspotenzial und die möglichen Synergieeffekte der neuen Technologien erkannt und investiert zunehmend in deren Entwicklung. Gerade bei Patienten mit ausgeprägtem Würgereiz und Atemproblemen oder Zahnarztphobie kann die digitale Abformung zu einer Stärkung des Vertrauensverhältnisses zwischen Patient und Zahnarzt beitragen. Die optischen Systeme zur digitalen Erfassung basieren auf dem Triangulationsprinzip. Die Messung nach dem Triangulationsprinzip erfolgt durch einen vom Sensor projizierten Laserstrahl, dessen Rückstreuung von der Messobjektoberfläche über eine Optik in einem schrägen Betrachtungswinkel auf eine optoelektronische Empfängereinheit geleitet wird. Über die Position des empfangenen Laserstrahls auf dem Chip wird nach dem Triangulationsprinzip der Abstand des Sensors zum Messobjekt berechnet (z.B. CEREC von Sirona oder LavaChairside Oral Scanner C.O.S. von 3M ESPE; [34]).

Eine Zusammenfassung der Abformmaterialien ist in Abbildung 1 dargestellt

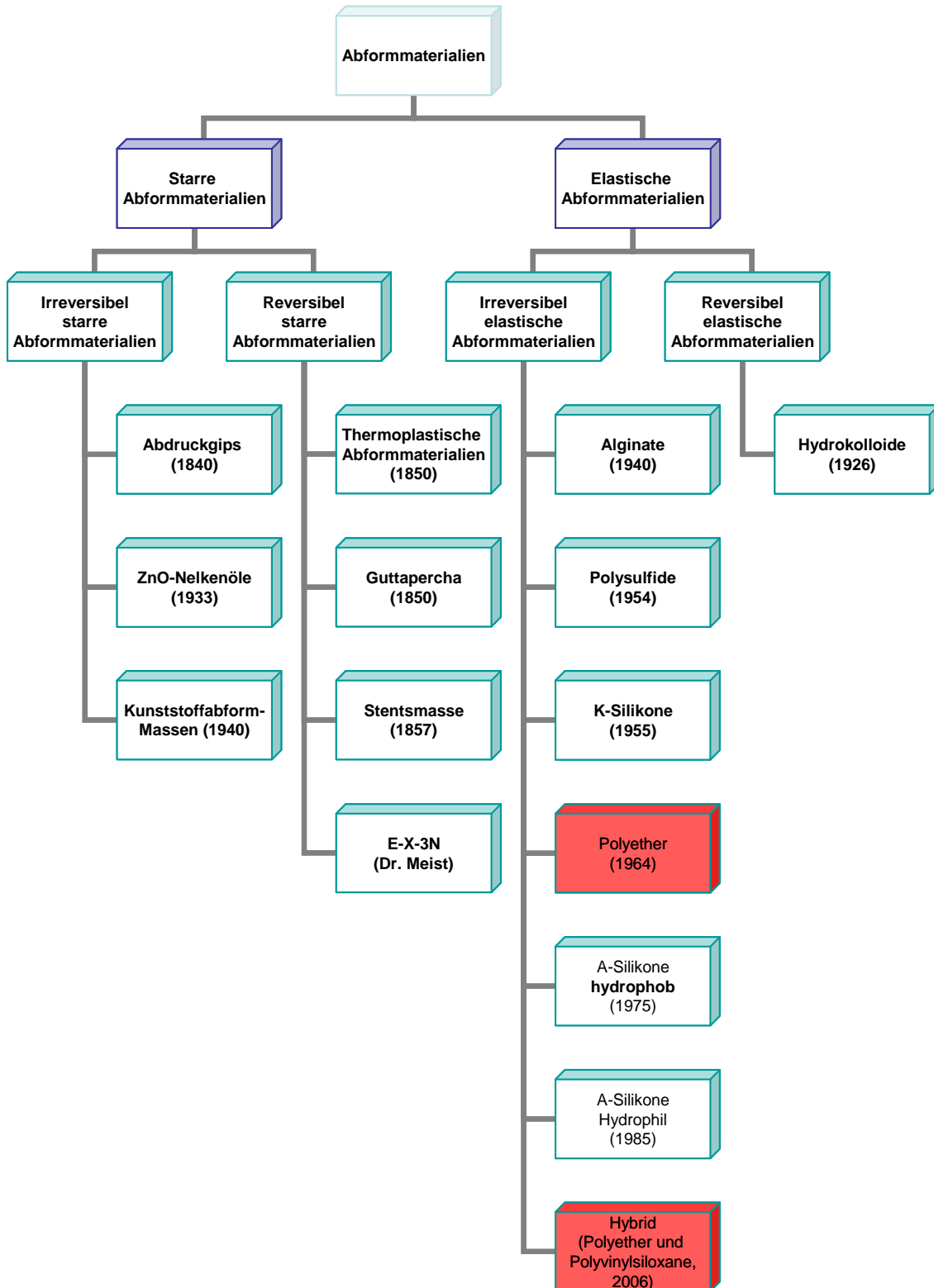


Abbildung 1: Die Geschichte der Abformmaterialien [1, 3, 10, 11, 26]

2.2 Definition und Eigenschaften von elastomeren Abformmaterialien

Elastomere (elastische Polymere), zählen heute zu den präzisesten Abformmaterialien für eine vereinfachte und verbesserte Modellherstellung.

Die Elastomere besitzen gummielastische Eigenschaften, d. h., dass schon relativ kleine Krafteinwirkungen große elastische Deformationen hervorrufen. Für die zahnärztliche Abformung bedeutet diese Eigenschaft, dass bei der Abformung von Unterschnitten der Abdruck vollständig zu entfernen ist und dass trotz größerer Deformation eine Rückstellung erfolgt, als Voraussetzung für die exakte Darstellung der im Unterschnitt befindlichen Zonen.

Die Anforderungen an elastomere Abformmaterialien sind vielfältig. Neben den grundsätzlichen Anforderungen, wie Biokompatibilität, Lagerfähigkeit, Desinfektion, angenehmer Geruch und Geschmack, Kompatibilität mit Modellwerkstoffen, sowie einfache Verarbeitung, spielen Fließigenschaften, Elastizität, Volumenverhalten und Abformschärfe eine entscheidende Rolle [18, 39].

In der ISO 4823 sind die wichtigsten Anforderungen und Prüfungen zur Bewertung von zahnärztlichen elastomeren Abformmassen festgelegt. Diese sind z. B. Mischzeit, Konsistenz, Verarbeitungszeit, Wiedergabegenauigkeit, lineare Maßänderung, Verträglichkeit mit Gips, elastische Rückstellung nach Verformung und Verformung unter Druck. Diese Informationen sind auch in der jeweiligen Gebrauchsanweisung angegeben.

2.2.1. Benetzungseigenschaften

Die Hydrophilie hat eine besondere Bedeutung für das Benetzungsverhalten des Abformmaterials und somit für die Präzision der Abformung, insbesondere auf feuchten oralen Oberflächen, z. B. im Sulkusbereich (zwischen Präparationsgrenze und Gingiva). Aus dem griechischen übersetzt bedeutet Hydrophilie: dem Wasser zugeneigt. Hydrophile Oberflächen sind gut

benetzbar, d.h. die Flüssigkeit kann sich auf der Oberfläche gut ausbreiten. Die Bestimmung der Hydrophilie eines Abformmaterials kann mit Hilfe der Kontaktwinkelmessung an einem auf der Materialoberfläche liegenden Tropfen erfolgen. Abformmaterialien mit einem Kontaktwinkel $> 90^\circ$ werden als hydrophob, mit einem Kontaktwinkel $< 90^\circ$ als hydrophil charakterisiert.

A-Silikone sind aufgrund ihrer chemischen Struktur hydrophob, also schlecht mit Wasser benetzbar. Ihre Benetzbarkeit kann jedoch durch Zugabe grenzflächenaktiver Stoffe (Tenside oder Detergentien zur Herabsetzung der Grenzflächenspannung) gesteigert werden, d.h. sie werden hydrophiliert. Hydrophilierte A-Silikone haben teilweise in der initialen Verarbeitungsphase eine hohe Hydrophilie, die aber bei den meisten Materialien im Verlauf der Verarbeitungszeit wieder stark abnimmt [29]. Für die klinische Anwendung bedeutet dies eine zeitliche Beschränkung für die Verdrängung eines wässrigen Films bzw. Abbildung feinsten Oberflächenstrukturen. Polyether haben während der gesamten Verarbeitungszeit konstant kleine Kontaktwinkel, d.h. durch ihre chemisch bedingte Struktur konstant hohe Hydrophilie [29].

2.2.2. Fließeigenschaft und Thixotropie

Gute Fließeigenschaft bedeutet genaue Abformung. Deshalb besteht die Forderung nach hervorragender Fließfähigkeit über die gesamte Verarbeitungszeit [22, 28, 44, 45].

Die Fließfähigkeit ist für Abformmaterialien eine unentbehrliche Voraussetzung. Elastomere Abformmaterialien werden gemäß DIN ISO 4823 nach ihrer Konsistenz in 4 Typen eingeteilt (Tabelle 1). Die Konsistenz nimmt von Typ 0 bis Typ 3 ab.

Tabelle 1: Einteilung der Elastomere nach ihrer Konsistenz gemäß DIN ISO 4823, sowie Abkürzung zur Kennzeichnung im Handel und Spezifikation in Englisch sowie Deutsch.

Klasse	Abkürzung	Spezifikation Englisch	Spezifikation Deutsch
Typ 0	--/	Putty	Knetbar
Typ 1	H	Heavy body	Schwerfließend
Typ 2	M	regular body	Mittelfließend
Typ 3	L	Light fast body	Leichtfließend

Allgemein wird die Fließfähigkeit (Viskosität) der Materialien durch den Anteil von Füllstoffen nachhaltig bestimmt. Dabei sollten die Füllstoffe möglichst klein sein, um die Detailwiedergabe nicht zu reduzieren [26, 39]. Eine spezielle rheologische Eigenschaft ist die Thixotropie. Für sie ist kennzeichnend, dass sich die Viskosität mit zunehmender Schubspannung und zunehmender Einwirkzeit verringert. Dieses thixotrope Verhalten ist verantwortlich für die Standfestigkeit der Massen auf dem Abformmasseträger und die guten Fließeigenschaften unter Druck bei der Applikation. Thixotropie beruht auf einer reversiblen Sol-Gel-Umwandlung. Im Ruhezustand liegen zwischen einzelnen Molekülketten Nebervalenzen vor, die unter dem Applikationsdruck aufgehoben werden und sich am Ende der mechanischen Belastung wieder zeitabhängig zurückbilden [23]. Diese Rückbildung wird bei den elastomeren, thixotropen Materialien von der zunehmenden Vernetzung der Ausgangsstoffe überlagert. Mit zunehmendem Vernetzungsgrad (= zunehmender Abbindezeit) sinken die Fließeigenschaften eines Abformmaterials. Wird während des Übergangs vom plastischen in den elastischen Zustand abgeformt, entstehen zusätzlich zur reduzierten Abformschärfe noch Verspannungen im Material. Diese Verspannungen lösen sich nach dem Abziehen der Abformung und führen zu Verzerrungen im Modell mit all seinen Folgen. Optimal ist es, wenn sich die Viskosität während der Verarbeitungszeit kaum verändert [23].

Nach Ende des Einbringens sollte es zu einem raschen Viskositätsanstieg kommen, weil dadurch die Gefahr plastischer Deformation beim Entfernen herabgesetzt wird. Ein kontinuierlicher Viskositätsanstieg, der für die Silikone charakteristisch ist, wird eher als ungünstig bewertet. Bei den additionsvernetzenden Silikonen und den Polyethern setzen sich plastische und elastische Phase besser voneinander ab. Dies ermöglicht, bei möglichst langer Verarbeitungszeit einen schnellen Viskositätsanstieg nach dem Einbringen und minimiert die Gefahr möglicher Verspannungen [24, 42, 43].

2.2.3. Abbindeverhalten

Die Abbindereaktion der Elastomere ist kontinuierlich und beginnt mit dem Mischen von Basispaste und Katalysator. Entsprechend kontinuierlich verliert

das Gemisch seine Fließfähigkeit und gewinnt seine gummielastischen Eigenschaften. Das Einhalten der Verarbeitungszeit allein ist somit keine Garantie für die maximal mögliche Abformgenauigkeit. Entscheidend ist ein möglichst geringer Vernetzungsgrad bei der Abformung [26].

2.2.4. Gummielastizität

Die gummielastischen Eigenschaften der Elastomere beruhen auf linearen Makromolekülen. Diese befinden sich im Allgemeinen nicht in gestrecktem Zustand, sondern weisen eine unregelmäßige, verknäuelte Konfiguration auf. Demzufolge ist der Abstand zwischen benachbarten Molekülen deutlich kleiner als die Gesamtlänge des Makromoleküls. Zur Vergrößerung des Abstands zwischen den Molekülen (Streckung der Molekülkette) ist eine Kraft erforderlich, der eine Rückstellkraft auf Grund der Verknäuelungstendenz entgegen wirkt. Die zur Streckung benötigte Kraft ist auf Grund des geringen E-Moduls von Elastomeren gering, wogegen die Deformation groß ist [22, 25].

Die Polymerisation bewirkt die Entstehung eines dreidimensionalen Netzwerkes aus Makromolekülen. Die Vernetzungsdichte, also die Zahl der Vernetzungspunkte bezogen auf die Gesamtlänge aller Molekülketten, bestimmt das Ausmaß der elastischen Eigenschaften: je kürzer die Molekülteilstücke zwischen den Verknüpfungen, desto kleiner wird die zur völligen Streckung führende Deformation. Mit zunehmender Vernetzungsdichte verschwindet die Gummielastizität zugunsten der Eigenschaften eines linear polymeren, starren Festkörpers, mit dem Unterschied, dass im vernetzten Material die sekundären Bindungen durch wesentlich effektivere chemischen Bindungen ersetzt oder besser ergänzt sind [10].

2.3 Techniken der Präzisionsabformung mit Elastomeren

Die Abformtechnik hat einen signifikanten Einfluss auf die Qualität der Abformung [6, 22]. Die Auswahl der geeigneten Abformtechnik ist mindestens genauso wichtig wie die Entscheidung für eines der dargestellten

Abformmaterialien. Bei den Abformtechniken existiert eine Vielzahl von Möglichkeiten (Abbildung 2). Die Auswahl der Technik wird von der Vorliebe des behandelnden Zahnarztes, durch die Gegebenheiten des oralen Milieus, sowie durch die Vor- und Nachteile des zu verwendenden Abformmaterials bestimmt. Die Abdrucktechniken werden in ein- und zweizeitige, ein- und zweiphasige Methoden eingeteilt. Nach *Eichner et al.* [10] bedeutet einzeitig, dass die Abformung, welche das Negativ für ein Meistermodell darstellen soll, in einem einzigen Schritt durchgeführt wird. Egal, ob es sich dabei um eine einphasige oder eine zweiphasige Abformung handelt. Im Gegensatz dazu ist ein zweizeitiger Abdruck, wenn eine erste Abformung gemacht wird, welche dann aushärtet und durch ein zweites (präziseres) Material ergänzt wird. Die Differenzierung einphasig und zweiphasig ergibt sich daraus, ob das Abformmaterial für den Abdrucklöffel und für die Applikationsspritze die gleiche Konsistenz hat oder nicht. Bei der Einphasen-Abformung ist die Phase des Abformmaterials im Löffel und der Spritze die gleiche, im Gegensatz zu der zweiphasigen Methode, bei der z. B. in der Spritze eine leichtfließende und im Löffel eine schwer- oder mittelfließende Masse verwendet werden kann (Tabelle 1).

In der Praxis werden die in der vorliegenden Arbeit untersuchten Komponenten hauptsächlich in Doppelmischtechnik angewendet. Deshalb wird in folgendem Abschnitt nur diese Technik detailliert besprochen.

Die Doppelmischtechnik ermöglicht im Allgemeinen eine sehr gute Reproduktion supragingivaler Bereiche. Dies ist heute Stand der Technik bei der ästhetischen, minimal-invasiven zahnmedizinischen Behandlung. Bei diesem Verfahren wird der Abformlöffel mit einem Abformmaterial hoher Viskosität (schwer- oder mittelfließend) beschickt. Die abzuformenden Strukturen (Zähne, Implantatabutments) werden zur gleichen Zeit im Munde mit einem Abformmaterial gleicher chemischer Basis, jedoch mit niedrigerer Viskosität (leichtfließend) umspritzt. Der Löffel wird unmittelbar nach dem Umspritzen der Zähne im Mund des Patienten platziert und beide Phasen des Abformmaterials binden gemeinsam ab. Diese führt zu sehr genauen

Abformungen, da die elastische Deformation des schwerfließenden Materials entfällt [13,17]. Die Doppelmischtechnik setzt aber eine ausreichende Assistenz voraus: gleichzeitiges Anmischen zweier Massen. Insbesondere erfordert das Füllen einer Spritze und die Applikation des leichtfließenden Materials relativ viel Zeit, so dass dieses Verfahren längere Verarbeitungszeiten der dabei eingesetzten Massen voraussetzt [22].

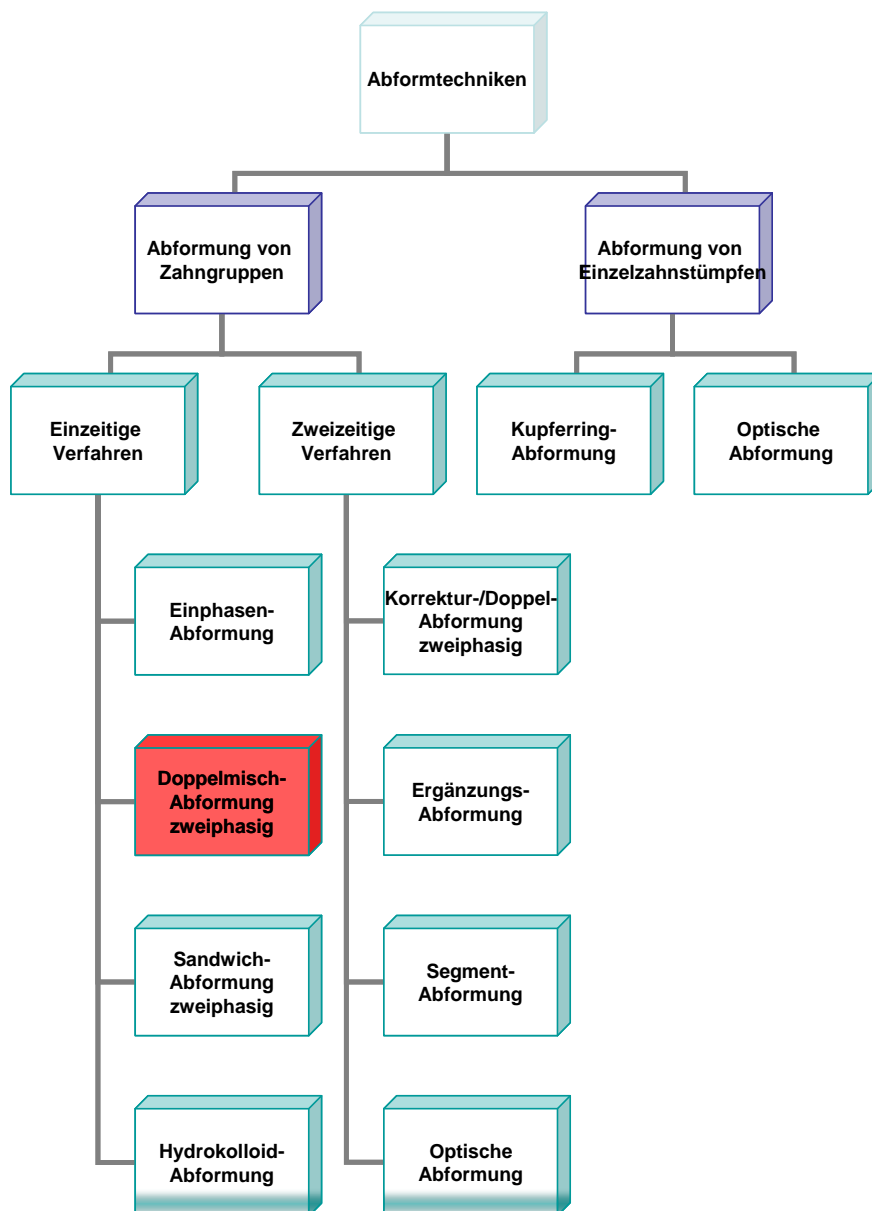


Abbildung 2: Die Geschichte der Abformtechniken [nach 19-21, 23, 44, 47]

2.4 Untersuchung der Fließfähigkeit der Abformmaterialien mittels Haifischflossentest

Die hohe Fließfähigkeit von Abdruckmaterialien während der Applikationsphase ist eine der wichtigsten Voraussetzungen für die präzise Abformung eines präparierten Zahnstumpfes um eine passgenaue Prothetik mit optimalem Randschluss zu erzielen.

Der Haifischflossentest, ist heute eine etablierte Methode, um die Fließfähigkeit eines Abformmaterials zu messen, und wurde im Jahr 2005 von der Firma 3M ESPE eingeführt. Bei diesem Test wird in einer Testvorrichtung Druck auf das unabgebundene Abformmaterial ausgeübt (Abbildung 3). Dieser relativ niedrige Druck entsteht aus dem Eigengewicht eines Stempels (147 g) und bewirkt, dass das Abformmaterial durch einen schmalen V-förmigen Schlitz der Testapparatur fließt. Je höher die „Haifischflosse“ ist, desto fließfähiger sei das Abdruckmaterial [2, 30, 41].

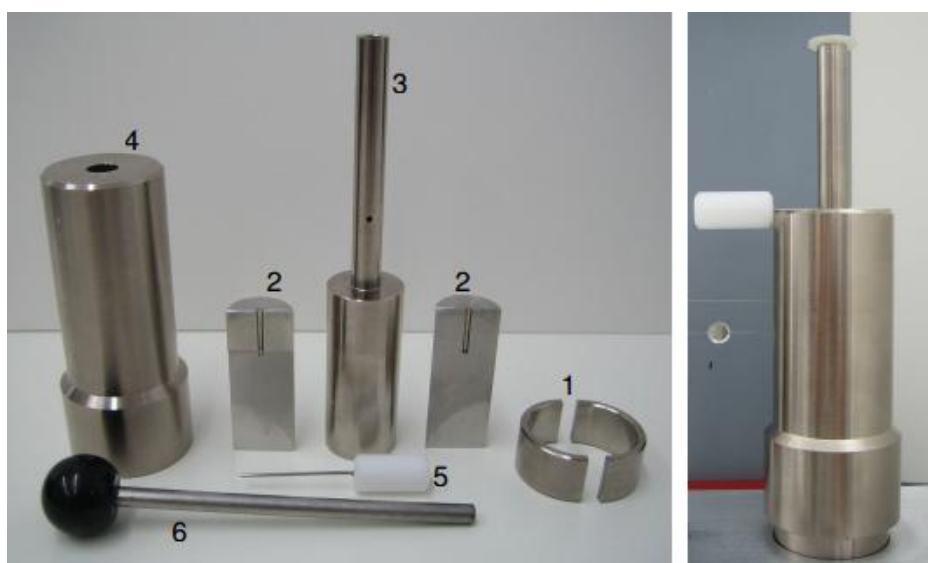


Abbildung 3: Haifischflossen-Testvorrichtung [40]. Zur Durchführung des Haifischflossen-Tests wird die Ringform (1) in die Vertiefung der Grundplatte gesteckt und mit Abformmaterial gefüllt. Nach Zusammenbau des Stempels mit dem Rohr (4) wird dieser durch den Arretierstift (5) in Ausgangsstellung gehalten. Diese Baugruppe wird auf die Ringform (1) gestellt. Durch Herausziehen des Arretierstiftes (5) aus dem Führungsstift (3) und Kolben (2) wird der Versuch gestartet und der Stempel sinkt durch sein Gewicht von 147 g in die Abformmasse. Durch den entstehenden, leichten Druck dringt die Masse u.a. in den Spalt im Inneren des Stempels ein. Der dabei entstehende Prüfkörper hat die Form einer Haifischflosse.

2.5 Vorgehensweise der Literaturrecherche

Zur methodischen Vorbereitung der vorliegenden Untersuchung wurde eine Literaturrecherche über die PUBMED Benutzeroberfläche in der MEDLINE-Datenbank, sowie über die Suchmasken der Online-Ausgaben ausgewählter Fachzeitschriften zum Haifischflossentest durchgeführt. Eingeschlossen wurden alle in-vitro Studien, welche über den Haifischflossentest zur Bestimmung der Fließfähigkeit eines Abformmaterials berichteten.

Folgende Suchbegriffe (sowohl in Deutsch als auch in Englisch) wurden verwendet und mit „AND“ und „OR“ verbunden: Haifischflossentest / shark-fin-Test, Fließfähigkeit / flowability, Abformmaterial / impression materials. Weiterhin erfolgte eine Suche in Science Direct-Datenbank. Da diese Suchen nur sehr wenige Ergebnisse erzeugten, (hauptsächlich Abstracts von Konferenzbeiträgen), erfolgte eine Google-Suche nach Dissertationen und Hersteller-Informationen über den gleichen Suchstring (Tabelle 2). Zusätzlich wurden die Literaturverzeichnisse der ausgewählten Publikationen recherchiert.

Tabelle 2: Anzahl der Suchergebnisse der Literaturrecherche

Suchportal	Anzahl der berücksichtigten Fundstellen / alle Fundstellen	Verwendeter Suchstring
Google Ergebnisse www.google.de	77 / 115	„Shark Fin“ OR „shark fin“ OR „Haifischflossentest“ AND „Fließfähigkeit“ OR „flowability“ AND „Abformmaterial OR impression“ and “elastomer”
PubMed Ergebnisse http://www.pubmed.de/data/nlm.link.html	5 / 5	
IADR-Conference-Abstracts http://iadr.confex.com/iadr/search.epl	61 / 69	
Science Direct http://www.sciencedirect.com/	6 / 6	
Literaturverzeichnisse der angegebenen Publikationen	66	
Gesamt	149	

2.6 Auswertung der Literaturangaben über die Höhe der gemessenen Haifischflossen

Als einen weiteren Schritt wurden aus den Publikationen dieselben ausgewählt, welche (1) Elastomere nannten und untersuchten und (2) Messwerte der Flossenhöhe angaben. Im Weiteren wurden zusätzlich – sofern angegeben – die Bedingungen der Messungen hinsichtlich (1) Temperatur, (2) Spaltbreite und (3) Messzeitpunkt übertragen (Tabelle 3). Herstellerinformationen und Produktbroschüren wurden ausgeschlossen. Weiterhin wurde bei publizierten Duplikaten nur die aktuellste Veröffentlichung berücksichtigt. Die Suche wurde am 15. August 2012 durchgeführt. Insgesamt wurden 32 Publikationen berücksichtigt von den 149 (s. Kapitel 2.5), die für diese Arbeit gesichtet waren. Eine Auswertung der ausgewählten Publikationen ist die Zusammenstellung in Tabelle 3, allerdings wurden in dieser Tabelle nur diejenigen Publikationen aufgeführt, die Rohdaten zu den durchgeführten Messungen beinhaltet hatten.

Ersichtlich ist die Inkonsistenz der Versuchsdurchführung. Allgemein werden die Tests mit einem Schlitz von 2 mm und unter Raumtemperatur durchgeführt, meistens 25 s nach der Anmischung [z.B. 7, 8, 9, 15, 27, 30, 32]. Allerdings favorisieren verschiedene Forschergruppen Tests mit einem Schlitz von 1 mm [z.B. 5, 30, 37]. Unterschiede zeigen sich auch bei den Temperaturbedingungen während des Tests. Diese reichen von Raumtemperatur bis hin zur Simulation der Mundhöhlentemperatur bei Abformung von 35 °C [z.B. 14, 30, 38]. Auch der Zeitpunkt der Messungen variiert zwischen 25 s (vergleichbar mit dem ungefähren klinischen Zeitintervall des Einsetzens der Abformung) und der so genannten „EWT“ (End of Working Time, Ende der Bearbeitungszeit, die in den Technischen Merkblättern der einzelnen Produkte angegeben wird welche bei ca. 2 min liegt). Der Haifischflossentest kann mit allen Elastomeren durchgeführt werden. Dazu gehören Polyether [z. B. Impregum & Permadyne: 7], Polyvinylsiloxane sogenannte „PVS“ [z. B. Aquasil: 4] und seit neustem Vinylsiloxanether sog. „Hybridmaterial“ [z.B. Identium: 31].

Üblicherweise werden die Tests jeweils mit den verfügbaren Viskositäten der Abdruckmaterialien einzeln resp. getrennt durchgeführt. Im klinischen Einsatz werden diese Viskositäten jedoch - wie bereits in Kapitel 2.3. dargestellt – teilweise in Doppelmischtechnik angewendet. Allerdings wird diese Tatsache bei der Ausführung der Haifischflossentests bisher nicht berücksichtigt. Nach aktuellem Wissensstand existieren bis heute keine Versuche, in denen die Tests die Doppelmischtechnik nachgestellt hätten.

Tabelle 3: Zusammenstellung der Messwerte des Haifischflossentests in der Literatur zur Untersuchung von Abformmaterialien (Silikon=PVS, Polyether, Hybrid), unter Berücksichtigung der Messzeitpunkte nach Anmischen (in s) sowie der jeweils verwendeten Spaltbreite (1 oder 2 mm) als auch der Temperatur des Versuchsaufbaus. „?“ bezeichnet einen nicht berichteten Wert / keine Angabe in der Literatur. EWT=End of working time.

Produktname	Material	Hersteller	Messzeitpunkt / Spaltbreite								Temp. (°C)	Literaturstelle (s. Kapitel 9)
			25-30 s		50-60 s		80-90 s		EWT			
			1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm		
Aquasil Ultra LV	PVS	DENTSPLY Caulk						6,46			23	Aboushala 2004
Cinch Light	PVS	Parkell					13,44			23		
Correct Plus	PVS	Jeneric Pentron					5,85			23		
Genie Light	PVS	Sultan Chemists					14,46			23		
Genie X Light	PVS	Sultan Chemists					18,93			23		
Splash Light	PVS	Discus					3,0			23		
Affins Light Body	PVS	Coltene	7,6						1,9		?	Benchimol et al. 2006
Aquasil Ultra LV	PVS	Dentsply	4,4						1,9		?	
Aquasil Ultra XLV	PVS	Dentsply	10,2						3,4		?	
Exafast	PVS	GC Dental	8,9						4,7		?	
Flextime Correct	PVS	Heraeus Kulzer	9,4						2,7		?	
Impregum Soft Quick Light Body	Polyether	3M ESPE	15,5						14,9		?	
Take 1 Fast Set	PVS	Sybron	8,2						0,6		?	
Take 1 Super Fast Set	PVS	Sybron	9,3						0,8		?	
Affins Light Body	PVS	Coltene		14,3						2,5	?	Benchimol et al. 2005a, 2005b
Aquasil Ultra LV	PVS	Dentsply		9,8						2,8	?	
Aquasil Ultra XLV	PVS	Dentsply		18,1						6,7	?	
Exafast	PVS	GC Dental		17,2						9,9	?	
Flextime Correct	PVS	Heraeus Kulzer		15,5						4,3	?	
Impregum Soft Quick Light Body	Polyether	3M ESPE		24,0						23,8	?	

Produktname	Material	Hersteller	Messzeitpunkt / Spaltbreite								Temp. (°C)	Literaturstelle (s. Kapitel 9)
			25-30 s		50-60 s		80-90 s		EWT			
			1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm		
Take 1 Fast Set	PVS	Sybron		15,1						1,2	?	Benchimol et al. 2005a, 2005b (Fortsetzung)
Take 1 Super Fast Set	PVS	Sybron		19,9						2,3	?	
Aquasil Ultra Heavy Reg Set	PVS	Dentsply DeTrey		9,34							?	Bonci et al. 2010
Aquasil Ultra LV Reg Set	PVS	Dentsply DeTrey		14,60							?	
Aquasil Ultra XLV Reg Set	PVS	Dentsply DeTrey		24,86							?	
Flexitime Correct Flow	PVS	Heraeus Kulzer		18,15							?	
Flexitime Heavy Tray	PVS	Heraeus Kulzer		5,44							?	
Flexitime Light Flow	PVS	Heraeus Kulzer		25,1							?	
Flexitime Medium Flow	PVS	Heraeus Kulzer		16,8							?	
Flexitime Monophase	PVS	Heraeus Kulzer		3,92							?	
Impregum Garant L Duo Soft	Polyether	3M ESPE		23,69							?	
Impregum Penta	Polyether	3M ESPE		12,60							?	
Permadyne Garant 2:1	Polyether	3M ESPE		23,67							?	
Permadyne Penta H	Polyether	3M ESPE		8,45							?	
Aquasil Ultra Heavy Reg Set	PVS	Dentsply		9,34						2,10	?	Coccia et al. 2006
Aquasil Ultra LV Reg Set	PVS	Dentsply		24,86						23,44	?	
Aquasil Ultra XLV Reg Set	PVS	Dentsply		14,60						5,45	?	

Produktname	Material	Hersteller	Messzeitpunkt / Spaltbreite								Temp. (°C)	Literaturstelle (s. Kapitel 9)
			25-30 s		50-60 s		80-90 s		EWT			
			1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm		
Impregum Garant L Duo Soft	Polyether	3M ESPE		23,69						23,560	?	Coccia et al. 2006 (Fortsetzung)
Impregum Penta	Polyether	3M ESPE		12,60						9,01	?	
P2 Heavy	Polyether	Heraeus Kulzer		8,05						4,32	?	
P2 light	Polyether	Heraeus Kulzer		17,39						10,48	?	
P2 Monophase	Polyether	Heraeus Kulzer		7,45						3,83	?	
Permadyne Garant 2:1	Polyether	3M ESPE		23,67						23,89	?	
Permadyne Penta H	Polyether	3M ESPE		8,45						8,83	?	
Aquasil Ultra LV	PVS	Dentsply				13,64					?	Doherty et al. 2008
Elite HD Lt Body Fast	PVS	Zhermak				12,09					?	
Elite HD Lt Body Normal	PVS	Zhermak				19,33					?	
Examix NDS Injection Type	PVS	GC America Inc.				20,81					?	
Genie Light Body	PVS	Sultan Healthcare				23,67					?	
Honigum	PVS	DMG				24,11					?	
Impregum Garant Soft	Polyether	3M ESPE				22,77					?	
Impregum Penta Soft	Polyether	3M ESPE				13,91					?	
Imprint II Garant Light Body	Polyether	3M ESPE				20,49					?	
Permadyne Garant	Polyether	3M ESPE				22,48					?	
Precision Lite Viscosity	PVS	Discus				15,47					?	
Senn Light Body	PVS	GC America				20,64					?	

Produktname	Material	Hersteller	Messzeitpunkt / Spaltbreite								Temp. (°C)	Literaturstelle (s. Kapitel 9)
			25-30 s		50-60 s		80-90 s		EWT			
			1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm		
		Inc.										
Splash Light Body	PVS	Discus				18,89					?	Doherty et al. 2008 (Fortsetzung)
Take 1 Regular Set Wash	PVS	Kerr Corp.				17,26					?	
Stanout Wash Fast Set	PVS	Kerr Corp.				14,14					?	
Affins Monobody	PVS	Coltene		3,8						1,1	?	Durack et al. 2008
Aquasil Ultra Monophase	PVS	Dentsply		10,5						2,2	?	
Fexitime Monophase	PVS	Heraeus Kulzer		2,2						1,1	?	
Honigum Mono	PVS	DMG		2,8						0,8	?	
Impregum Tray Material	Polyether	3M ESPE		16,25						10,9	?	
Impregum Tray Material fast set	Polyether	3M ESPE		17,5						13,7	?	
Aquasil LV	PVS	Dentsply		20,98		16,87		8,06		3,18	37	Hadley et al. 2007
Aquasil LV-fast	PVS	Dentsply		14,98		7,37		3,08		0,56	37	
Aquasil XLV	PVS	Dentsply		25,81		25,60		24,55		17,70	37	
Aquasil XLV-fast	PVS	Dentsply		25,77		10,24		1,62		0,00	37	
Genie LB-rapid	PVS	Sultan Chemists		26,24		24,43		15,70		3,86	37	
Genie XLB	PVS	Sultan Chemists		25,58		22,28		3,77		2,06	37	
Impregum LB	Polyether	3M ESPE		25,47		24,92		25,05		24,96	37	
Impregum LB-quick	Polyether	3M ESPE		25,09		25,61		26,71		14,02	37	
Imprint 3 LB	Polyether	3M ESPE		25,69		21,34		16,34		8,56	37	
Imprint 3 LB-quick	Polyether	3M ESPE		23,57		17,32		9,93		3,03	37	

Produktname	Material	Hersteller	Messzeitpunkt / Spaltbreite								Temp. (°C)	Literaturstelle (s. Kapitel 9)
			25-30 s		50-60 s		80-90 s		EWT			
			1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm		
Senn LB	PVS	GC America Inc.		25,97		23,48		13,86		7,03	37	Hadley et al. 2007
Senn LB - quick	PVS	GC America Inc.		25,13		15,86		3,32		0,73	37	
Stand Out W-superfast	PVS	Kerr Corp.		23,95		13,80		4,04		1,71	37	
Stand Out W-fast	PVS	Kerr Corp.		24,01		14,22		5,81		2,86	37	
Virtual XLB	PVS	Ivoclar Vivadent		26,00		24,75		24,92		22,76	37	
Virtual XLB-fast	PVS	Ivoclar Vivadent		25,74		24,68		21,28		5,91	37	
Virtual XL-fast	PVS	Ivoclar Vivadent		24,84		11,44		3,63		0,79	37	
Impregum Penta Soft Medium	Polyether	3M ESPE		11,23						1,54	?	Kaminsky et al. 2010
Affinis Monobody System 360	PVS	Coltene		3,0							?	Klettke et al. 2009
Aquasil Ultra Monophase Deca	PVS	Dentsply		7,9							?	
EXA`lence	PVS	GC		7,0				2,0			?	
Flexitime360 Monophase Deca	PVS	Heraeus Kulzer		3,0							?	
Honigum Mono	PVS	DMG		4,7				2,8			?	
Identium Medium	Hybrid	Kettenbach		10,0				5,8			?	
Impregum Penta	Polyether	3M ESPE		10,8				10,1			?	
Impregum Penta	Polyether	3M ESPE		10,8							?	
Polyether Magnum 360	Polyether	Heraeus Kulzer		5,5							?	
Senn Monophase	PVS	GC		6,0							?	
Impregum Penta Soft Medium	Polyether	3M ESPE		13,66		13,13				1,21	23	Neglia et al. 2011
Impregum Penta Soft Medium	Polyether	3M ESPE		12,92		12,54				0,55	37	
Affinity VPS Light	PVS	Clinician´s		15,2				7,2		2,6	?	Ohkuma et al. 2007

Produktname	Material	Hersteller	Messzeitpunkt / Spaltbreite								Temp. (°C)	Literaturstelle (s. Kapitel 9)
			25-30 s		50-60 s		80-90 s		EWT			
			1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm		
body HF		Choice										
Impregum Garant L Duo Soft	Polyether	3M ESPE		13,0				14,0		3,6	?	Ohkuma et al. 2007 (Fortsetzung)
Aquasil Ultra Heavy Fast Set	PVS	Dentsply		11						1	?	Perry et al. 2009
Aquasil Ultra Heavy Fast Set Deca	PVS	Dentsply		13						2	?	
Flexitime Dynamix Monophase	PVS	Heraeus Kulzer		9						1	?	
Flexitime Monophase	PVS	Heraeus Kulzer		9						4	?	
Impregum Penta Soft Quick Medium	Polyether	3M ESPE		24						18	?	
Impregum Soft Quick	Polyether	3M ESPE		25						23	?	
Aquasil Ultra Xtra Medium	PVS			11,4						9,9	24	Powers et al. 2010
Exa'ence Monophase	Hybrid			12,6						2,1	24	
Identium Medium-Soft	Hybrid	Kettenbach		14,0						6,0	24	
Impregum Penta Medium	Polyether	3M ESPE		14,3						7,9	24	
Impregum Soft	Polyether	3M ESPE		12,6						2,1	24	
Affinis light body fast	PVS	Coltene		12,3						3,4	23	Richter et al. 2004
Aquasil Ultra LV Fast Set	PVS	Dentsply		6,1						2,4	23	
Aquasil Ultra XLV	PVS	Dentsply		16,5						7,6	23	

Produktname	Material	Hersteller	Messzeitpunkt / Spaltbreite								Temp. (°C)	Literaturstelle (s. Kapitel 9)
			25-30 s		50-60 s		80-90 s		EWT			
			1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm		
Fast Set												
Exafast NDS Injection	PVS	GC		14,5						9,7	23	Richter et al. 2004 (Fortsetzung)
Honigum Automix Light Fast	PVS	DMG		12,5						3,5	23	
Impregum Garant Soft Light Body	Polyether	3M ESPE		22,1						20,0	23	
Impregum Soft Quick Step Light Body	Polyether	3M ESPE		23,8						18,5	23	
Take 1 Fast Set	PVS	Kerr Corp.		13,0						0,7	23	
Aquasil LV	PVS	Dentsply		11,77						2,54	?	Sabrosa et al. 2010
Aquasil XLV	PVS	Dentsply		14,14						2,50	?	
Elite HD Light Body	PVS	Zhermak		11,12						8,38	?	
Express Body Light	PVS	3M ESPE		17,48						14,60	?	
Express XT Light Body	PVS	3M ESPE		13,65						6,6	?	
Futura AD Fluido	PVS	DFL		13,78						9,27	?	
Impregum Soft	Polyether	3M ESPE		24,55						18,37	?	
Permadyne	Polyether	3M ESPE		24,40						21,31	?	
Silagum Light	PVS	DMG		14,39						7,65	?	
Aquadyn Light (AL)	PVS	Kettenbach	17,74		16,59		14,07				23	
Aquadyn medium soft quick base (A-MSQ)	PVS	Kettenbach		13,30		12,15		8,41			23	
Aquadyn medium soft regular base (A-MSR)	PVS	Kettenbach		13,93		13,64		12,48			23	

Produktname	Material	Hersteller	Messzeitpunkt / Spaltbreite								Temp. (°C)	Literaturstelle (s. Kapitel 9)
			25-30 s		50-60 s		80-90 s		EWT			
			1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm		
Aquadyne medium transfer base (A-MTR)	PVS	Kettenbach		9,74		9,13		7,98			23	Saker 2008
Aquasil Ultra LV (ALV)	PVS	DENTSPLY Caulk	5,84		5,18		3,11				23	
Aquasil Ultra Monophase (AUM)	PVS	DENTSPLY Caulk		7,31		5,10		2,44			23	
Impregum Garant L Duo Soft (IDU-S)	Polyether	3M ESPE	16,54		15,90		14,02				23	
Impregum Penta (IP)	Polyether	3M ESPE		12,77		12,07		11,63			23	
Impregum Penta Soft (IPS)	Polyether	3M ESPE		10,13		9,85		8,34			23	
Impregum Penta Soft Quick (IPSQ)	Polyether	3M ESPE		9,81		9,17		5,86			23	
Permadyne Garant 2:1	Polyether	3M ESPE	17,07		16,94		16,60				23	
Aquasil Ultra Xtra Wash	PVS	Dentsply		24,3						1,1	?	Samad-Zahed et al. 2010
Exa'ence Light Body Regular Set	Hybrid	GC		11,5						1,8	?	
Identium Light	Hybrid	Kettenbach		20,3						11,3	?	
Impregum Garant L Duo Soft	Polyether	3M ESPE		24,8						19,8	?	
Aquasil Ultra XLV Regular	PVS	Dentsply		13,4							?	Stebner et al. 2008
Express Ultra Light	PVS	3M ESPE		14,9							?	
Impregum Garant	Polyether	3M ESPE		14,8							?	

Produktname	Material	Hersteller	Messzeitpunkt / Spaltbreite								Temp. (°C)	Literaturstelle (s. Kapitel 9)
			25-30 s		50-60 s		80-90 s		EWT			
			1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm		
Duo Soft												
Panasil Contact	PVS	Kettenbach		13,5							?	Stebner et al. 2008
Permadyne Garant	Polyether	3M ESPE		13,9							?	
Affinis Light/Heavy Body	PVS	Coltene			11,2						37	Stipho et al. 2006
Aquasil Ultra XLV/Heavy	PVS	Dentsply			10,8						37	
Examix NDS Injection Type Heavy Body	PVS	GC			16,3						37	
Flexitime Correct Flow / Heavy	PVS	Heraeus Kulzer			14,4						37	
Impregum Garant Soft Light/Heavy Body	Polyether	3M ESPE			27,7						37	
P2 Polyether Light / Heavy	Polyether	Heraeus Kulzer			16,2						37	
Virtual Extra Light / Heavy Body	PVS	Ivoclar Vivadent			25,9						37	
Affinis light body	PVS	Coltene	9,4	15,9							23	
Aquasil Ultra XLV	PVS	Dentsply	12,6	22,3							23	
Examix NDS Injection Type	PVS	GC	13,2	23,1							23	
Flexitime Correct Flow	PVS	Heraeus Kulzer	8,5	15,3							23	
Impregum Garant Soft Light Body	Polyether	3M ESPE	16,4	24,0							23	
P2 Polyether	Polyether	Heraeus Kulzer	7,2	13,6							23	
Splash Extra Lite Body	PVS	Discus	10,7	21,8							23	

Produktname	Material	Hersteller	Messzeitpunkt / Spaltbreite								Temp. (°C)	Literaturstelle (s. Kapitel 9)
			25-30 s		50-60 s		80-90 s		EWT			
			1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm	1 mm	2 mm		
Splash Extra Lite/Heavy Body	PVS	Discus			15,0						37	Stipho et al. 2006
Aquasil Ultra Heavy SS	PVS	Dentsply								1	?	Tran et al. 2009
Flexitime Monophase	PVS	Heraeus Kulzer								4	?	
Genie Regular Body Rapid	PVS	Sultan								2	?	
Impregum Soft Quick	Polyether	3M ESPE								23	?	
Aquasil Ultra DECA Monophase	PVS	Dentsply				2,9					35	Tsunooka et al. 2009
EXA lence 370	PVS	GC				10,1					35	
Impregum Penta	Polyether	3M ESPE				11,3					35	
Impregum Penta Soft	Polyether	3M ESPE				7,5					35	
Imprint3	Polyether	3M ESPE				5,8					35	
Take1 Advanced	PVS	Kerr Corp.				2,9					35	
Affinis light body	PVS	Coltene	10,2							4,1	21	Von Pastau 2006
Aquasil Ultra LV	PVS	Dentsply	6,3							0,8	21	
Flexitime Correct Flow	PVS	Heraeus Kulzer	7,5							1,0	21	
Impregum Garant L DS	Polyether	3M ESPE	15,0							13,0	21	

Aus dieser Tabelle wurde dann ein Auszug erstellt, mit den Materialien die in der vorliegenden Studie auch untersucht sind (Abbildung 4). Leider existieren über diese Materialgruppen nur sehr wenige Vergleichsdaten. Impregum wurde in mehreren Publikationen behandelt, dagegen wird Identium nur einzeln erwähnt.

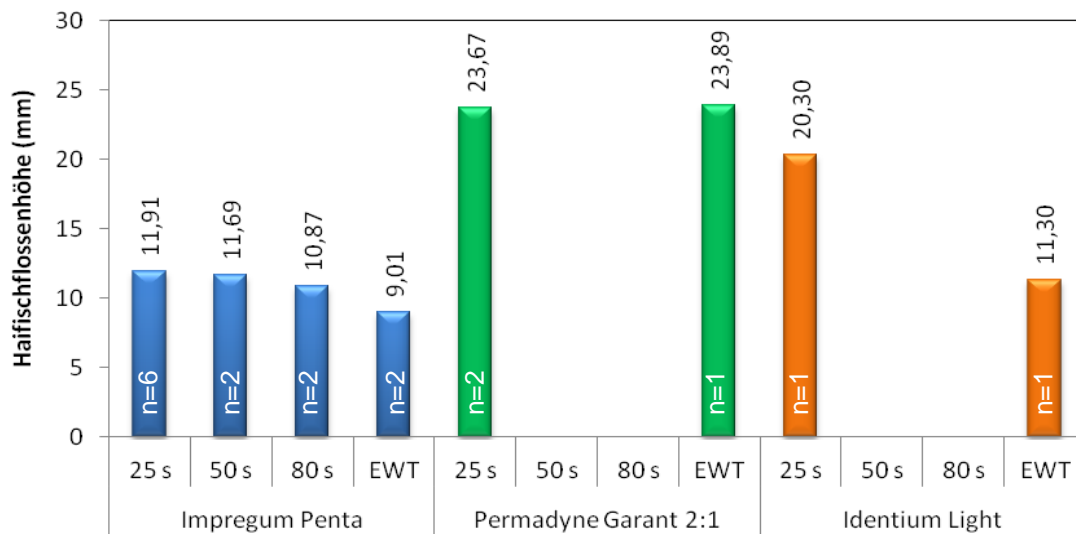


Abbildung 4: Vergleichende Darstellung der bereits publizierten Werte an dem Abdruckmaterial Impregum Penta und Permadyne Garant 2:1 (3M ESPE) und Identium Light (Kettenbach) mittels Haifischflossentest. Impregum Penta : 25 s (n=6), 50 s (n=2), 80 s (n=2) bzw. EWT (n=2) [7, 8, 15, 30, 38, 40]. Permadyne Garant 2:1 : 25 s (n=2) und EWT (n=1), [7, 8]. Identium Light : 25 s (n=1) und EWT (n=1), [32]

3. Ziele der Untersuchungen

Zur Ermittlung von Unterschieden in der Fließfähigkeit von Elastomeren hat sich der Haifischflossentest etabliert. Dabei wurden diese Elastomere jeweils einzeln, möglichst unter gleichen Bedingungen (Temperatur, Zeit nach Anmischen, Spaltbreite zur Messkammer) in die Haifischflossenvorrichtung gepresst und nach Polymerisation die entstandene Pressfahne (in Form einer Haifischflosse = shark-fin) vermessen.

Die vorliegende Studie untersucht mittels Haifischflossentest die Fließfähigkeit von zwei etablierten Polyether-Materialien (Impregum Penta & Permadyne Garant) und zwei kürzlich auf den Markt gekommenen Hybridmaterialien, sogenannte „Vinylsiloxanether“ (Identium Heavy & Identium Light), sie basierend aus Silikon- (Vinylsiloxan-) und Polyether-Eigenschaften.

Die Messung eines Elastomers mittels Haifischflossentest bildet aber allein die klinische Anwendung nicht ab. Bei Letzterer kommen Materialien selber Klasse (z.B. Polyether), aber verschiedener Viskosität (meist schwer- oder mittelfließend und leichtfließend) zeitgleich zum Einsatz unter Anwendung einer Doppelmischtechnik.

Deshalb war ein weiteres Ziel der vorliegenden Arbeit die Übertragung der Doppelmischtechnik auf den Haifischflossentest. Die Untersuchungen wurden mit festgesetzten Mengenverhältnissen von 1:1 und 3:1 ml (schwer- oder mittelfließend: leichtfließend) zu drei Messzeitpunkten (50, 80 und 120 s) durchgeführt.

Da die untersuchten Materialgruppen (Impregum Penta & Permadyne Garant und Identium Heavy & Identium Light) in der Praxis in Doppelmischtechnik eingesetzt werden, kommt neben der Messung an einzelne Komponenten die Messung in modifizierter Doppelmischtechnik ebenfalls zum Einsatz.

4. Materialien

Als Prüfmaterialien werden die Doppelmisch-Abform-Systeme „**Vinylsiloxanether (VSXE)**“ der Firma Kettenbach mit den Materialien Identium® Heavy (schwerfließend, Typ 1) und Identium® Light (leichtfließend, Typ 3), sowie „**Polyether (PE)**“ der Firma 3M Espe mit den Materialien Impregum™ Penta™ (mittelfließend, Typ 2) und Permadyne™ Garant™ (leichtfließend, Typ 3) gegeneinander mittels Haifischflossentest verglichen (Tabelle 4).

Tabelle 4: Spezifikation der Material-Systeme aus den Herstellerangaben . *Angaben laut Hersteller nach ISO 4823; k. A.= keine Angaben

Handelsname	Identium® Heavy	Identium® Light	Impregum™ Penta™	Permadyne™ Garant™
	Regular set		Regular set	
Hersteller	Kettenbach (Eschenburg, Deutschland)		3M ESPE (Seefeld, Deutschland)	
Elastomer	Vinylsiloxanether®		Polyether	
Konsistenz	Typ 1 schwerfließend	Typ 3 leichtfließend	Typ 2 mittelfließend	Typ 3 leichtfließend
Verarbeitungszeit bei 23 °C	2 min	2 min	2 min 45 s	2 min
Verarbeitungszeit bei 35 °C	80 s	80 s	k. A.	k. A.
Mundverweildauer bei 35 °C	3 min 30 s	3 min 30 s	3 min 15 s	3 min 30 s
Abbindeende	5 min 30 s	5 min 30 s	6 min	5 min 30 s
Lineare Maßänderung (max.)	-0,2 %	-0,2 %	k. A.	k. A.
Elastische Rückstellung nach der Verformung	99 %	99 %	98 %	99,5 %
Verformung unter Druck	2,8 %	3,8 %	2,9 %	4,4 %
Shore-A-Härte	A 60	A 46	A 45-51	A 41
Lagertemperatur	18-25 °C	18-25 °C	18-25 °C	18-25 °C
Applikationsart	Pentamix Kartusche und Mix- Kanüle	Handpistole mit Kartusche und Mix-Kanüle	Pentamix Kartusche und Mix-Kanüle	Handpistole mit Kartusche und Mix-Kanüle

4.1 System Kettenbach - Identium®

„Identium® wurde von der Firma Kettenbach (Eschenburg, Deutschland) speziell für die einzeitige Abformtechnik entwickelt, und sollte die Vorteile von Polyether-Materialien gepaart mit denen von A-Silikon verbinden. Auf Basis des Werkstoffes Vinylsiloxanether® (VSXE®) soll Identium® eine

ausgezeichnete Fließfähigkeit bieten, die in Kombination mit Hydrophilie (niedrigster erreichbarer Kontaktwinkel von unter 10° nach einer Sekunde) für ein optimales Anfließen im feuchten Milieu, auch in engste Sulkus-Spalträume, sorgt. Laut Hersteller stellt sich Identium® aufgrund der hohen elastischen Eigenschaften dimensionsgetreu zurück, lässt sich sehr leicht entformen und ist geruchs- und geschmacksneutral“ (www.kettenbach.de, 25.04.2014).

Identium® Heavy ist ein schwerfließendes, additionsvernetzendes, elastomeres Abformmaterial auf Vinylsiloxanetherbasis mit hoher Endhärte. Es wird vom Hersteller für die Doppelmischtechnik (in Verbindung mit dem leichtfließenden Identium® Light) empfohlen für Abformungen für Kronen/Brücken, Inlays/Onlays und Veneers, für Funktions- und Implantatabformungen und für Abformungen bei herausnehmbarem Zahnersatz.

Identium® Heavy wird als Typ 1 Elastomer entsprechend seiner Abkürzung (s. Tabelle 1) als „H“ geführt und verkürzt „Identium H“ benannt.

Identium® Light wird als Typ 3 Elastomer entsprechend seiner Abkürzung (s. Tabelle 1) als „L“ geführt und verkürzt „Identium L“ benannt.

4.2 System 3M ESPE – Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™ 2:1

Die Firma 3M ESPE hat ihr erstes Polyether-Abformmaterial vor über 40 Jahren eingeführt. Der Polyether soll laut Hersteller über folgende Eigenschaften verfügen: *„Beste Detailwiedergabe dank herausragender initialer Hydrophilie. Polyether ist von Natur aus hydrophil. Das bedeutet hohe Randgenauigkeit und -integrität auch in Gegenwart von Feuchtigkeit und Speichel. Das Ergebnis ist eine exakte Detailwiedergabe im feuchten Milieu. Der Haifischflossen-Test beweist es: Impregum™ Penta™ Polyether Abformmaterialien fließen besser in filigranste Strukturen ein. So werden feinste Details exakt wiedergegeben und hochpräzise Abformungen erzielt. Überdies besitzt das Material beste*

Fließeigenschaften während der gesamten Verarbeitungszeit. Impregum™ Materialien sind sehr tolerant. Ihr einzigartiges Snap-Set-Abbindeverhalten stellt sicher, dass sie nicht vorzeitig abzubinden beginnen. So kann man die Verarbeitungszeit also voll ausnutzen. Danach geht das Material jedoch schnell vom formbaren in den elastischen Zustand über, wodurch Verzerrungen vermieden werden“ (<http://solutions.3mdeutschland.de>, 25.04.2014).

Auch laut Lawson *et al.* [17] besitzt Polyether bessere Fließeigenschaften im Vergleich zu A-Silikonem und Hybrid-Materialien.

Impregum™ Penta™ wird als Typ 2 Elastomer entsprechend seiner Abkürzung (s. Tabelle 1) als „M“ geführt und verkürzt „Impregum M“ benannt.

Permadyne™ Garant™ wird als Typ 3 Elastomer entsprechend seiner Abkürzung (s. Tabell 1) als „L“ geführt und verkürzt „Permadyne L“ benannt.

5. Methodik

5.1 Versuchsaufbau des Haifischflossentests

Abbildung 5 zeigt eine schematische Zeichnung der ineinandergreifenden Elemente der Testapparatur. Die Basis besteht aus einem teilbaren Zylinder (Höhe: 14 mm, innerer Durchmesser: 25 mm, Wandstärke: 2,5 mm) der annäherungsweise 8 ml Abformmaterial fassen kann. Das Gehäuse enthält einen teilbaren Kolben, der an der Unterseite einen V-förmigen Schlitz mit 1 oder 2 mm Breite aufweist. Der in diesem Spalt entstehende Prüfkörper hat die Form einer Haifischflosse. Der Kolben dient zur Aufnahme des Kolbeneinsatzes und der Führungsstift zur Führung in Rohr. Kolben und Kolbeneinsatz bilden in zusammengebautem Zustand den Stempel und haben ein Gesamtgewicht von 147 g. Der Kolben wird durch einen Arretierstift 10 mm über der Prüfmaterialoberfläche arretiert. Wird die Arretierung gelöst, taucht der Kolben in das Prüfmaterial ein, das sich in dem Zylinder befindet.

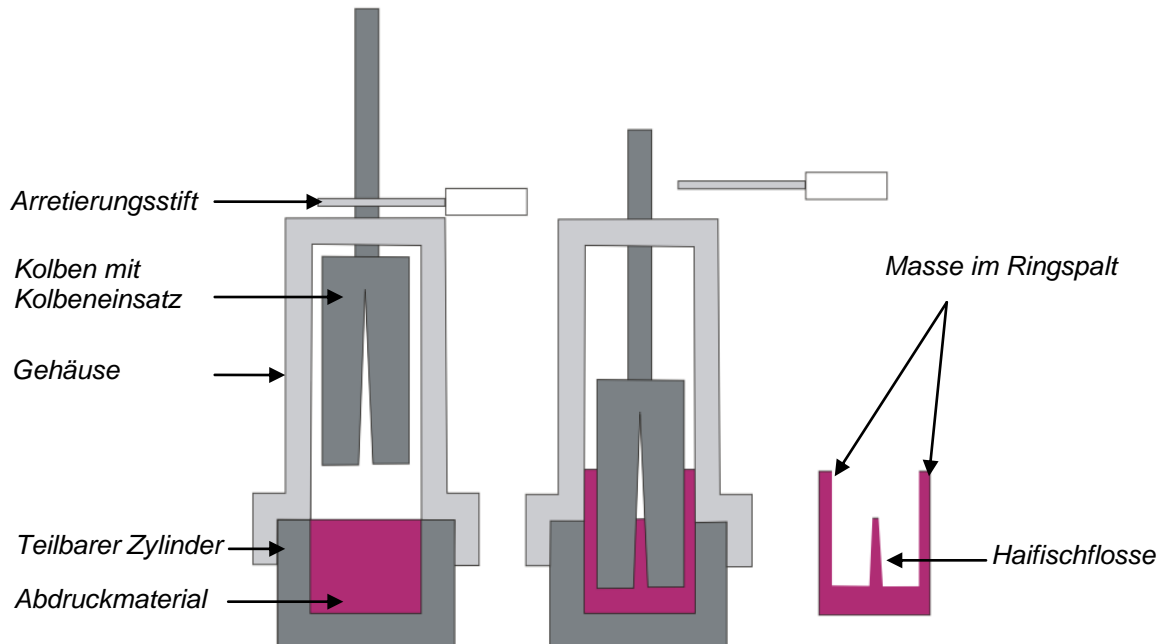
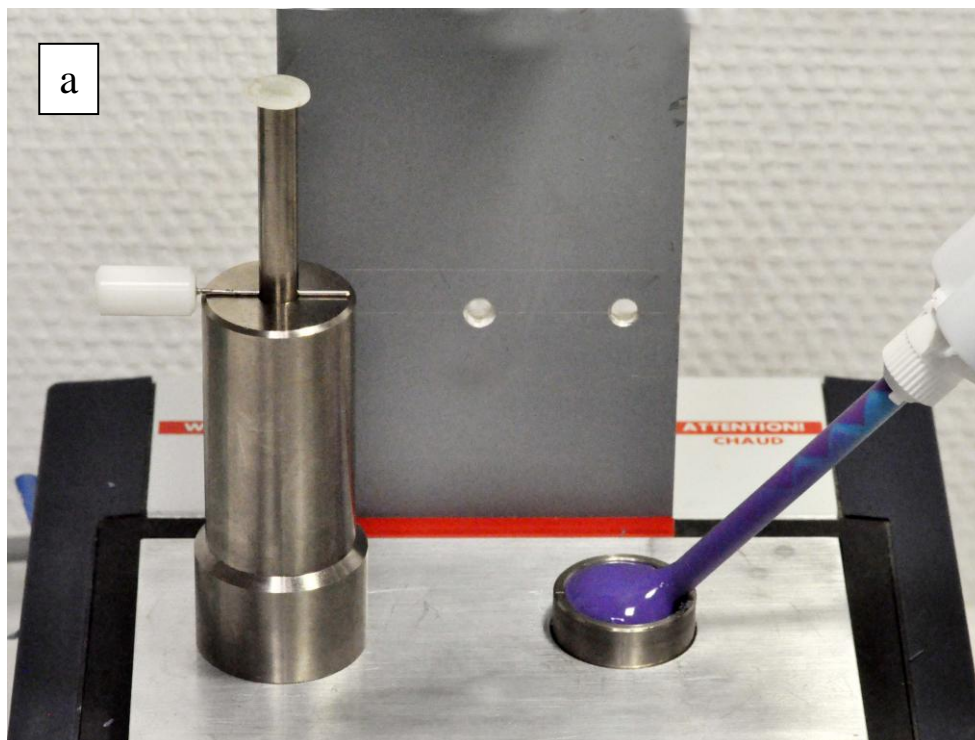


Abbildung 5: Schematische Darstellung, Einsinken des Stempels und Aufsteigen der Abformmasse im Spalt des Stempels (Haifischflosse) sowie zwischen Rohr und Stempel

5.2 Versuchsdurchführung

Der Versuchsablauf ist in Abbildung 6 dargestellt. Zur Durchführung des Haifischflossen-Tests wird die Ringform mit Abformmaterial gefüllt. Nach Zusammenbau des Stempels mit dem Rohr wird dieser durch den Arretierungsstift in Ausgangsstellung gehalten. Diese Baugruppe wird auf die Ringform gestellt. Durch Herausziehen des Arretierungsstiftes aus dem Führungsstift wird der Versuch gestartet und der Stempel sinkt durch sein Gewicht von 147 g in die Abformmasse. Durch den entstehenden Druck dringt die Masse u.a. in den Spalt im Inneren des Stempels ein. Der entstehende Prüfkörper hat die Form einer Haifischflosse. Das Herausziehen des Führungsstiftes erfolgt zum angesetzten Messzeitpunkt der jeweiligen Probe. Nach der vom Hersteller vorgegebenen Abbindezeit (Zeitspanne ab Austreten des Materials aus der Mischkanüle) des jeweiligen Prüfmaterials wurde das abgebundene Material aus dem teilbaren Zylinder entfernt und die Flossenhöhe mit Hilfe einer digitalen Schiebelehre gemessen (s. Kapitel 5.4.2). Beispiele von Flossen sind in Abb. 7. gezeigt.



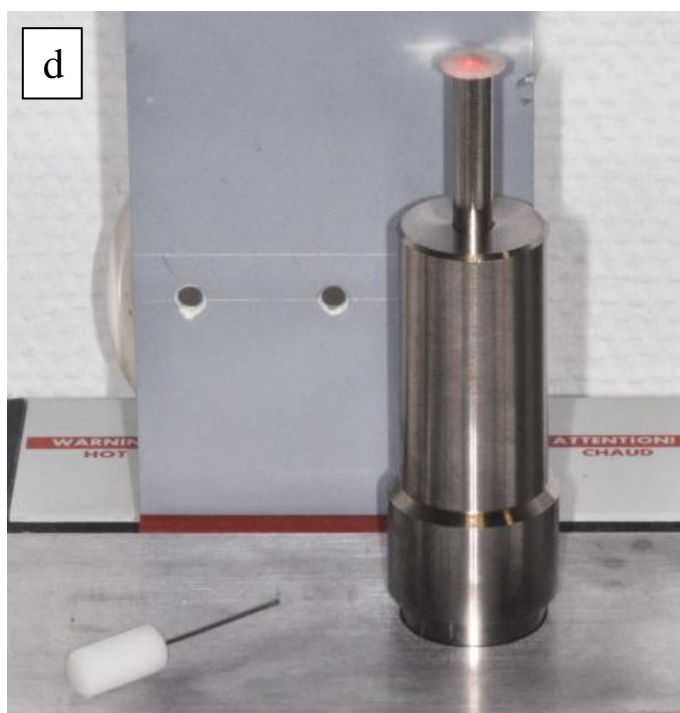
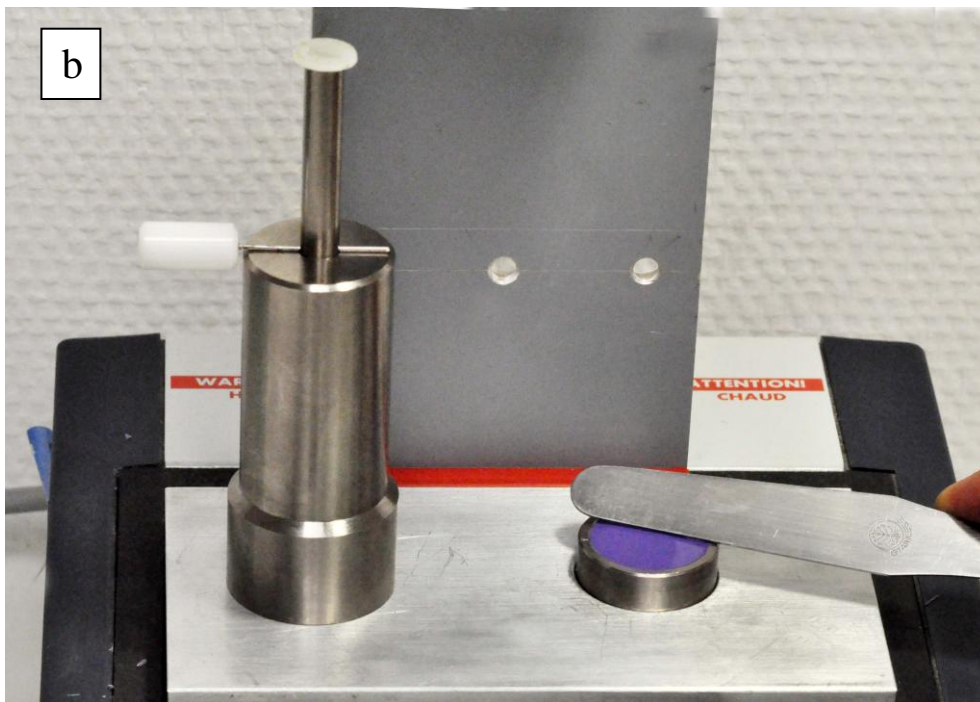




Abbildung 6: Versuchsablauf des Haifischflossentests. Die Ringform wird mit Abformmaterial gefüllt (a) und mit einem Spatel glatt gestrichen (b). Danach wird der Stempel auf die Ringform gestellt (c), der Arretierstift herausgezogen (d) und somit der Versuch gestartet. Nach dem Stillstand des Stempels wird der Haifischflossen-Versuchsaufbau auseinandermontiert (e) und die Haifischflosse vermessen.



Abbildung 7: Beispiele der Haifischflossen

Die ursprüngliche Versuchsvorrichtung der Fa. 3M ESPE wurde von unserer Gruppe mit einer Heizplatte und digitaler Temperaturanzeige sowie einem Lasermessgerät kombiniert (Abb. 8). Dieser Versuchsaufbau wurde bereits von Von Pastau detailliert beschrieben [40]. Mit Hilfe der Heizplatte Typ DRI-BLOCK DB-20 der Firma Techne (Heerenberg, Niederlande) wurde die Vorrichtung für den Haifischflossentest auf 23 ± 1 °C temperiert. Das Lasermessgerät Typ RF600 der Firma Disynet GmbH (Brüggen-Bracht, Deutschland) wurde für berührungslose Wegmessung entwickelt. Die Laserwegsensoren arbeiten nach dem Triangulationsprinzip. Der Laserstrahl wird im Gerät durch eine Linse auf das Reflektorplättchen fokussiert. Der von dort reflektierte Strahl wird wiederum im Messgerät durch eine Linse auf einem Sensor fokussiert und die Daten durch einen Rechner als Abstand des Reflektorplättchen vom Messgerät in mm ausgewertet. Mit dem Gerät erfolgte die Messung des Einsink-Weges des Stempels im 100 ms-Takt. In dieser Studie wurde der Nullpunkt der Laserwegmessung auf die Ausgangsstellung des arretierten Stempels justiert.

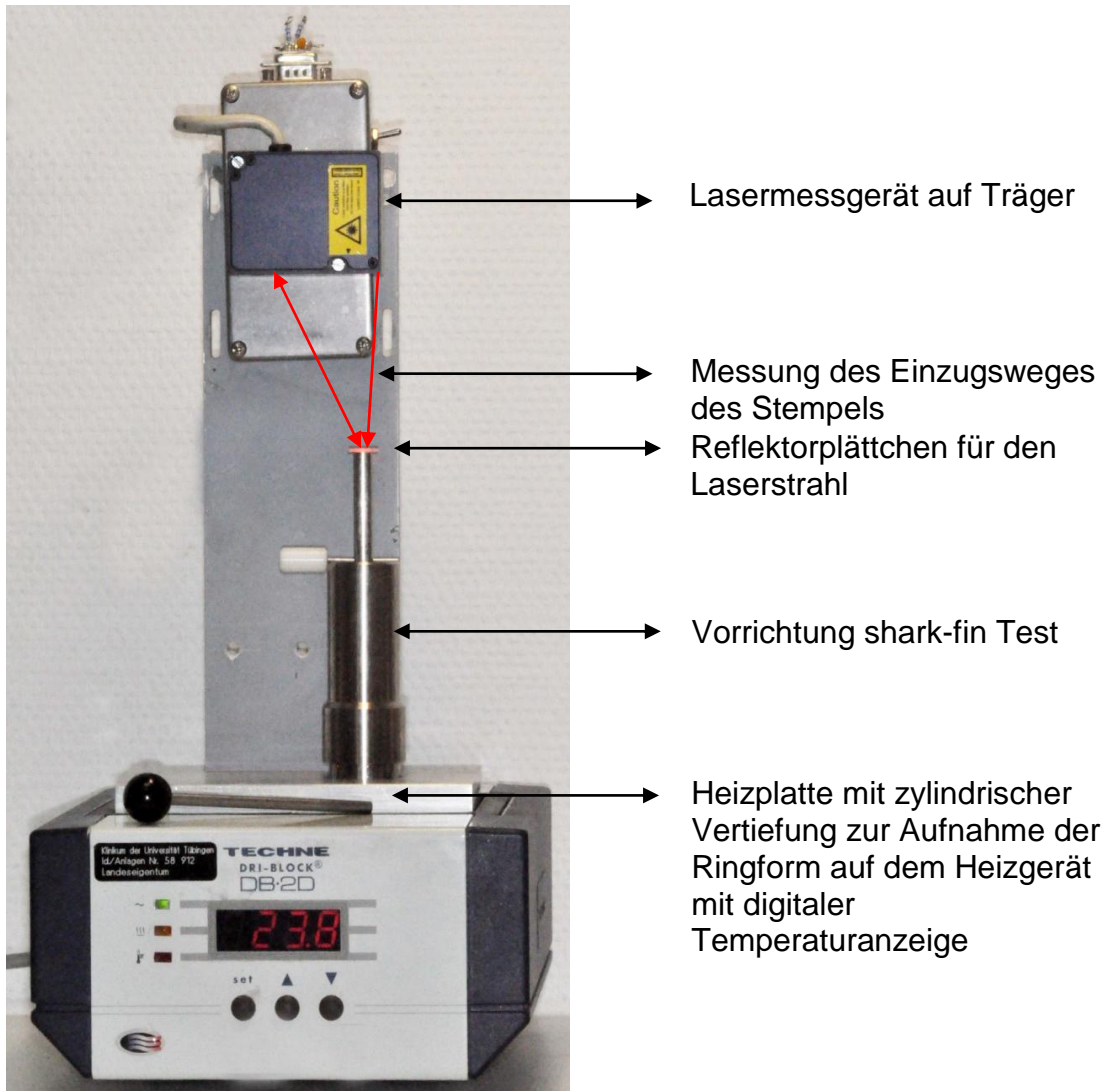


Abbildung 8: Versuchsaufbau des Haifischflossentest ergänzt mit Laserwegsensor und Heizplatte. Der Laserstrahl wird im Gerät durch eine Linse auf das Reflektorplättchen fokussiert. Der von dort reflektierte Strahl wird wiederum im Messgerät durch eine Linse auf einem Sensor fokussiert und die Daten durch einen Rechner als Abstand des Reflektorplättchen vom Messgerät in mm ausgewertet.

5.3 Versuche in Doppelmischtechnik

Ein Ziel der Studie war die Übertragung der klinischen Doppelmischtechnik auf den Haifischflossentest von Abformmaterialien.

Deshalb wurde eine Vorgehensweise für die Testversuche erprobt, die diese Gegebenheiten nachstellen (Abbildung 9). Um die Reproduzierbarkeit der Versuche gewährleisten zu können, d. h. bei jedem Versuch die gleiche Menge an den einzelnen Komponenten zu benutzen, musste die Menge der

Komponenten „abgemessen“ werden. Erstens wurde die schwer- oder mittelfließende Komponente aus dem Anmischgerät *Pentamix 2* (3M ESPE) in eine kalibrierte Norm-Einwegspritze mit ml-Skalierung gefüllt, und von dieser gemäß Messprotokoll in die Ringform des Haifischflossentest-Apparates appliziert. Dazu wurde der Austrittsdurchmesser der Einwegspitze erweitert. Somit konnten die durch Einwirkung erhöhten Drucks bewirkten Strukturveränderungen (durch Kompression in der Einwegspitze) vermieden werden. Zeitlich parallel dazu wurde das leichtfließende Material in eine Einwegspritze in der erforderlichen Menge (4 oder 2 ml) gefüllt. Somit war der Beginn der Anmischzeit für beide Komponenten gleich. Danach wurde das leichtfließende Material auf das bereits im Probekörper applizierte schwerfließende Material aufgetragen. Hierbei war die Austrittsöffnung der Einwegspritze – analog zum klinischen Setting – nicht vergrößert.

Da die Versuchsdurchführung in Doppelmischtechnik deutlich aufwändiger war, als der übliche Haifischflossentest, und die Zeit der Herstellung der Probekörper sich deutlich verlängert hatte (selten unter 50 s), wurden in den Versuchsreihen Zeiten für die Haifischflossentests von 50 und 80 s nach Mischbeginn gewählt. Diese entsprechen auch den klinisch relevanten Zeiten [30]. Zusätzlich wurden Messungen 120 s nach Mischbeginn durchgeführt, da diese Zeit dem Ende der Verarbeitungszeit laut Hersteller entspricht, mit Ausnahme von Impregum Penta mit 2 min 45 s.

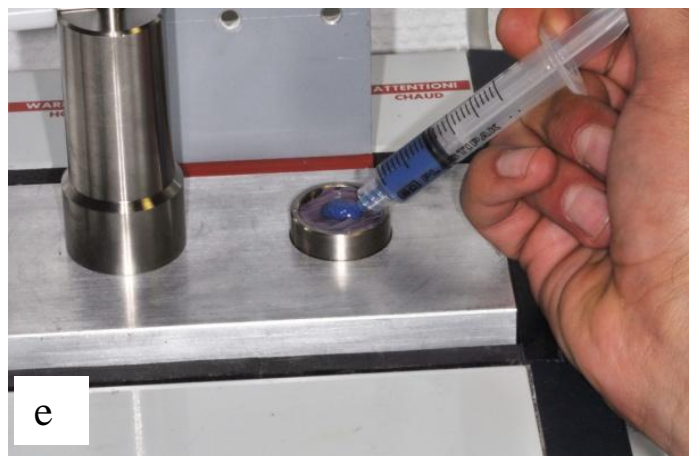
Die Vorversuche des Haifischflossentests für in der Doppelmischtechnik hergestellte Probekörper haben bei der Benutzung von 2 mm Schlitz für das Impregum P / Permadyne G System öfters eine Haifischflosse von bis zu 30 mm ergeben. Da der shark-fin-Test die Entwicklung einer Flosse von max. 33 mm Höhe erlaubt, wurden auch Versuche mit 1 mm Schlitz durchgeführt. Diese Messungen haben eine Haifischflossenhöhe für das Impregum P / Permadyne G System von bis zu 16,6 mm bei 50 s nach dem Anmischen ergeben, wobei für das Identium H / Identium L die Haifischflossenhöhe bei 50 s nach dem Anmischen eine Höhe bis ca. 10,4 mm ergeben hatte. Die Haifischflossentests der einzelnen Komponente sind in der Tabelle 5 dargestellt.

Aufgrund der Ergebnisse der Vorversuche wurde der 1 mm Schlitz bei den Haifischflossentests für alle Proben verwendet. Zusätzlich erfolgte die Messung der Typ 1 und Typ 2- Materialien (schwer- und mittelfließend) am 2 mm Schlitz.

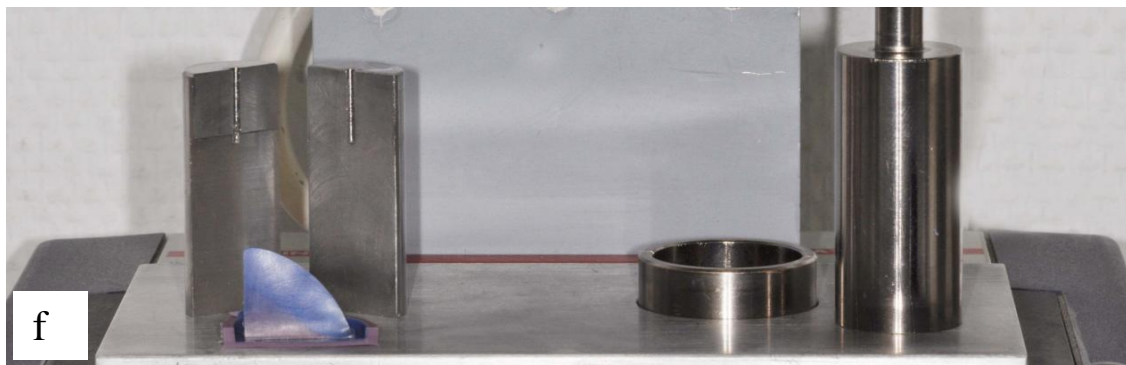




d



e



f

Abbildung 9: Versuchsablauf zur Simulation der Doppelmischtechnik. Zwei kalibrierte Norm-Einwegspritzen mit Milliliter-Skalierung wurden vorbereitet, eine davon mit modifizierter Austrittsöffnung (a). Zum einen wurde die schwer- oder mittelfließende Komponente aus dem Anmischgerät *Pentamix 2* (3M ESPE) in die modifizierte Norm-Einwegspritze gefüllt (b), und von dieser gemäß Messprotokoll in die Ringform des Haifischflossentest-Apparates appliziert (c). Zeitlich parallel dazu wurde das leichtfließende Material in eine Norm-Einwegspritze in der erforderlichen Menge (4 oder 2 ml) gefüllt (d). Danach wurde das leichtfließende Material auf das bereits im Probekörper applizierte schwerfließende Material aufgetragen (e). Hierbei war die Austrittsöffnung der Einwegspritze – analog zum klinischen Setting – nicht vergrößert. Der Haifischflossentest wurde danach wie gewohnt durchgeführt und die Haifischflosse nach Polymerisation entnommen (f).

Tabelle 5: Vorversuche zur Abschätzung der Höhe der Haifischflossen der einzelnen Komponenten und der Systeme bei 1 und 2 mm Schlitz bei unterschiedlichen Zeiten nach Mischbeginn. Minimum und Maximum sind grau unterlegt.

	Spaltbreite	Haifischflossenhöhe nach 50 s (in mm)	Haifischflossenhöhe nach 120 s (in mm)
Materialien / Materialmix	Impregum Penta		
	1 mm	7,5	6,2
	2 mm	15,1	9,7
	Permadyne		
	1 mm	15,7	11,2
	2 mm	21,9	15,9
	Impregum Penta / Permadyne 4 / 4		
	1 mm	17,7	11,9
	2 mm	27,8	16,2
	Impregum Penta /Permadyne 6 / 2		
	1 mm	16,3	10,3
	2 mm	29,8	15,6
	Identium Heavy		
	1 mm	2,9	1,9
	2 mm	5,1	3,8
	Identium light		
	1 mm	11,7	8,1
	2 mm	20,4	10,9
	Identium Heavy / Identium light 4 / 4		
	1 mm	11,5	7,2
	2 mm	15,7	9,8
	Identium Heavy / Identium light 6 / 2		
	1 mm	10,4	5,9
	2 mm	14,5	7,8

Vor Versuchsbeginn wurde die Vorrichtung auf 23 ± 1 °C vortemperiert, und der Stempel mit dem Arretierungsstift in Ausgangsstellung gehalten. Das Reflektorenplättchen wurde auf den Führungsstift gesteckt. Weiterhin wurde die Stoppuhr mit Countdown-Funktion auf den jeweiligen gewählten Messbeginn (50, 80 und 120 s nach Mischbeginn) voreingestellt. Die zusammengebaute Vorrichtung mit Stempel wurde auf die Ringform auf der Heizplatte gestellt und der Laser eingeschaltet. Nachdem der Countdown abgelaufen war, wurde der Laser gestartet und der Arretierungsstift aus dem Führungsstift herausgezogen. Die geringe zeitliche Verzögerung ist aus den Stempelweg / Zeit-Diagrammen

ersichtlich. Der Stempel fiel zunächst ca. 10 mm, bis zum Auftreffen auf die Masse in der Ringform und konnte dann langsam in die Masse einsinken. Die verdrängte Masse stieg im Haifischflossenspalt auf, aber auch in dem ringförmigen Raum zwischen Stempel und Rohr (Abbildung 5, rechts). Nach der Abbindezeit der Masse, nach ca. 5-6 min wurde der Laser ausgeschaltet, die Vorrichtung von der Heizplatte gehoben, die Vorrichtung auseinandergelöst und die Haifischflosse aus dem Kolbeneinsatz getrennt und mit der digitalen Messschieber vermessen (s. Kapitel 5.4).

5.4 Messung der Haifisch-Flossenhöhe

Die Messung erfolgte mit einer kalibrierten digitalen Messschieber (TCM, Germany; Messgenauigkeit $\pm 0,02$ mm).

Die Wiederholpräzision der digitalen Messschieber wurde für drei Messreihen verblindet ermittelt (Abbildung 10). Die Wiederholpräzision ist das Ausmaß der Übereinstimmung zwischen Ergebnissen unabhängiger Messungen desselben Analyten, die unter folgenden Bedingungen durchgeführt wurden: dasselbe Messverfahren; derselbe Bearbeiter; dasselbe Instrument; derselbe Ort; dieselben Versuchsbedingungen; Wiederholung der Messungen innerhalb kurzer Zeitintervalle. Während der Vermessung war die Maßzahl verblindet und wurde erst nach abschließender Messeinstellung der Schieblehre entblindet sowie notiert.

Zehn Einzelmessungen für drei verschiedene Messreihen (entsprechend der Ergebnisse aus den Vorversuchen) wurden durchgeführt. Abbildung 11 zeigt die Ergebnisse. Die Standardabweichung der einzelnen Messreihen betragen: 0,109 bei einem Mittelwert von 15,66 mm; 0,046 bei einem Mittelwert von 23,84 mm; 0,057 bei einem Mittelwert von 5,91 mm. Die Werte bestätigen die Reproduzierbarkeit der Messungen mit dieser Methode.

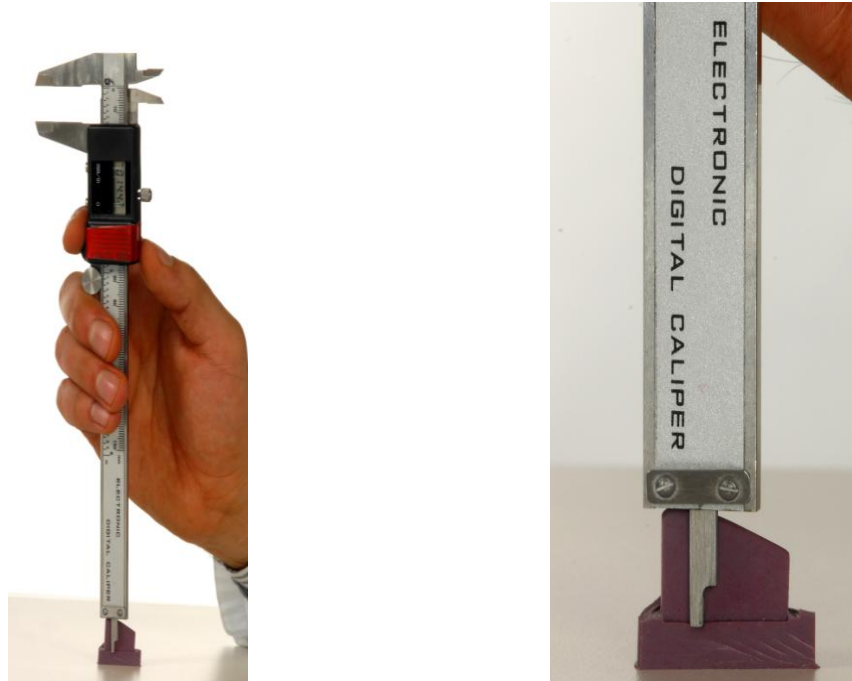


Abbildung 10: Messung mit dem digitalen Messschieber. Während der Vermessung war die Maßzahl verblendet und wurde erst nach abschließender Messeinstellung der Schieblehre entblendet sowie notiert.

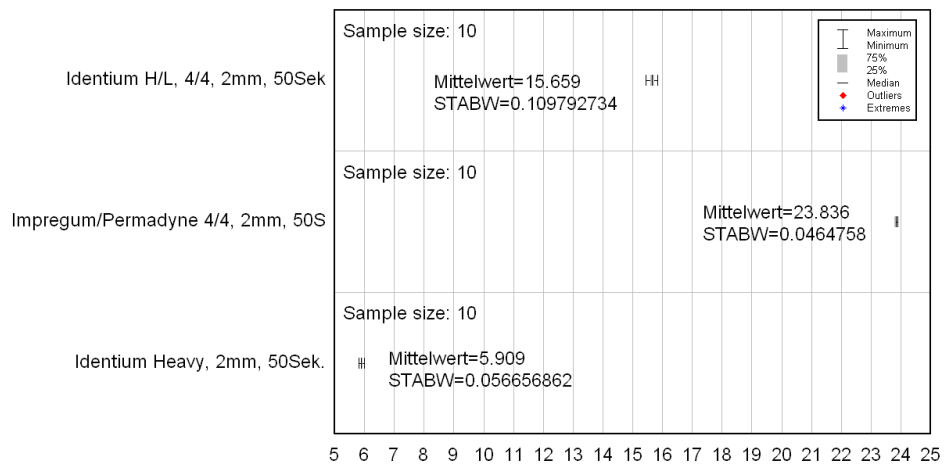


Abbildung 11: Wiederholpräzision der Messungen mit dem digitalen Messschieber von drei Materialien.

5.5 Berührungslose Wegmessung mittels Lasermessgerät

Um den Vorgang des subjektiven Handvermessens mit dem digitalen Messschieber durch ein rechnergestütztes Weg-Messprogramm zu erweitern, wurde die Original-Vorrichtung für den Haifischflossen-Test mit einem berührungslosen Laser-Wegmessgerät kombiniert. Das Wegmessgerät ist über der Vorrichtung für den Haifischflossen-Test angeordnet und misst den Weg des in die abbindende Abformmasse einsinkenden Stempels. Die Laser-Wegmessung ist rechnergesteuert, die Messdaten werden gespeichert und Software-gestützt ausgewertet.

5.5.1. Messung des Stempelweges

Die kontinuierliche Messung im 100 ms-Takt mittels des Lasermessgeräts ermöglicht die Darstellung des Stempelweges in einer „Materialkurve“ [41]. Eine in Abbildung 12 dargestellte Materialkurve eines noch fließfähigen Materials zeigt den Stempelweg in Abhängigkeit der Zeit, d.h. die Stempelgeschwindigkeit. Die Kurve entspricht der Fließfähigkeit eines Abformmaterials oder einer Materialkombination und gilt für einen bestimmten Zeitpunkt nach Mischbeginn. Der Stempelweg (y-Achse) beginnt bei dem Wert von 10 mm, welcher dem Leerweg des Stempels bis zum Auftreffen auf der Abformmasse in der Ringform entspricht. Der maximale Stempelweg beträgt ca. 24 mm (Auftreffen des Stempels auf dem Boden der Ringform). Der Stempel kann also einen maximalen Einsinkweg von ca. 14 mm zurücklegen. Die Materialkurve beginnt auf der Zeitachse (x-Achse) mit einer zeitlichen Verzögerung von ca. 0,5 s, hervorgerufen durch die Zeitunterschiede zwischen Laserstart und anschließendem manuellem Herausziehen des Arretierstiftes aus dem Führungsstift.

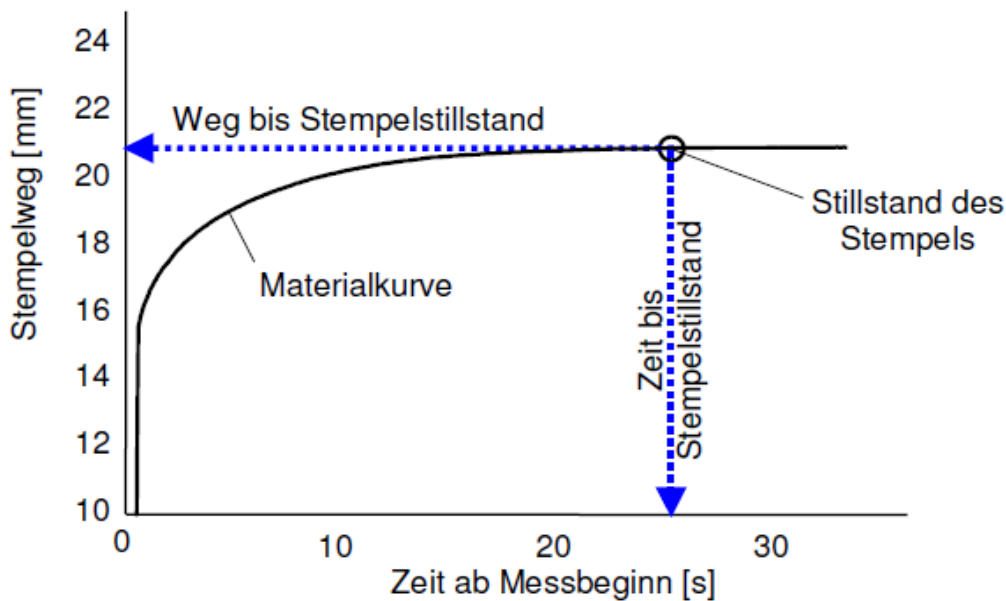


Abbildung 12: Stempelweg in Abhängigkeit der Zeit ab Messbeginn für ein bestimmtes Abformmaterial bei einer bestimmten Temperatur [40].

Die Materialkurve ermöglicht sowohl einen qualitativen Vergleich der Abbindedynamik (Material/Abbindeverhalten), als auch die quantitative Feststellung des Zeitpunktes des Stempelstillstandes.

Die Materialkurve lässt sich in drei Bereiche einteilen [40]:

1. Zu Messbeginn starke Steigung , d.h. hohe Stempelgeschwindigkeit
2. Nach wenigen Sekunden kontinuierlich abflachende Kurve mit asymptotischer Annäherung an den Gleichgewichtszustand (Stempelstillstand).
3. Stempelstillstand entsprechend dem fortgeschrittenen Abbindeprozess oder durch Auftreffen des Stempels auf dem Boden der Ringform (bei besonders fließfähigem Material).

Dieser Kurve wird folgende Variable zur Auswertung entnommen:

Stempelstillstand: „ t_{stop} “ (in s ab Messbeginn)

Der Zeitpunkt des Stempelstillstandes t_{stop} lässt sich über die Wegachse (Y) auf der Zeitachse (X) ablesen.

Der Zeitpunkt des Stempelstillstandes wurde graphisch ermittelt, da die Vielzahl der geringfügig schwankenden Messwerte (Messung im 100 ms-Takt) die rechnerische Feststellung des Erreichens des Gleichgewichtes-Zustandes erschwert hat. Dazu wurde mit einer Hilfslinie optisch das Plateau markiert und die y-Achse (Stempelweg) um diesen Wert zwischen 0,2 und 0,4 mm skaliert. Wenn mehr als 20 s keine Veränderung des Y-Wertes mehr erkennbar war, wurde der erste X-Wert (Zeitpunkt in s) als Wert für t_{stop} (Stempelstillstand) übernommen.

Da der Stempelstillstand von der Fließfähigkeit abhängig ist, und diese wiederum vom Vernetzungsgrad des Materials, wurde eine zusätzliche Hilfsvariable „ t_{max} “ (Stempelstillstand nach Mischbeginn, in s). Dieser errechnet sich: $t_{\text{max}} = t_{\text{stop}} + t_{\text{start}}$. (siehe Abbildung 13).

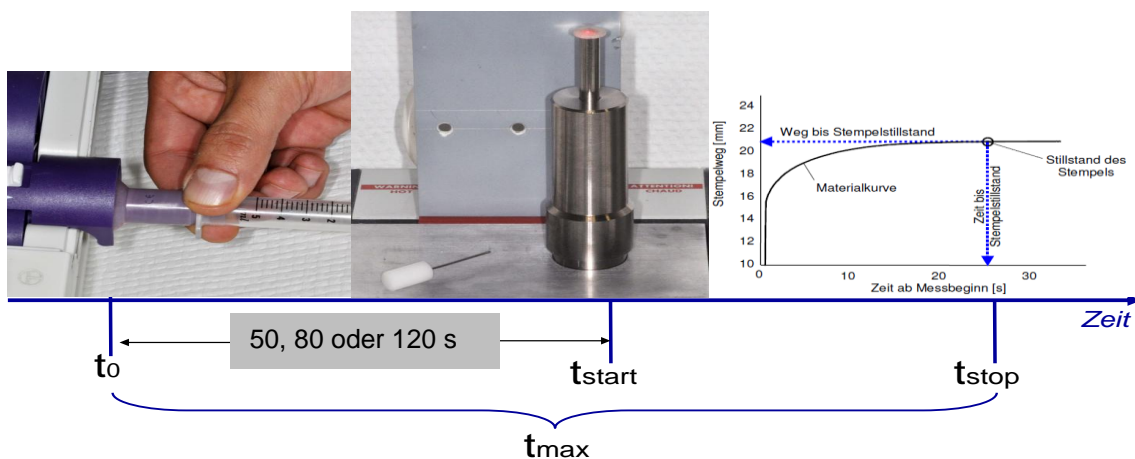


Abbildung 13 Zeitpunkte des Versuchsaufbau: Zum Zeitpunkt t_0 wird das Material angemischt, nach der definierten Wartezeit der Messung (50, 80, 120 s) erfolgt der Start (t_{start}) durch Ziehen des Arretierstiftes. Der Stempelstillstand t_{stop} wird im Nachgang anhand des Datensatzes graphisch quantitativ ermittelt. Damit bezeichnet t_{max} die Zeit vom Mischen bis zum Stempelstillstand.

5.5.2. Statistische Methoden

Für jede Messung einer Mess-Serie sind Temperatur (23 ± 1 °C), Messzeitpunkt (t_{start}) und Material konstant.

Die Materialgruppen (PE und VSXE) werden als voneinander unabhängig betrachtet. Zum Gruppenvergleich dient jeweils der Student's t-Test.

Der Vergleich der Flossenhöhen (s_{fin}) einer Materialgruppe zu den verschiedenen Messzeitpunkten (t_{start}) wird als abhängige Stichprobe mittels Tukey Kramer-Test verglichen.

Die Konsistenzen der jeweiligen Materialgruppe werden für Einzelmessung vs. Doppelmischtechnik als voneinander abhängige Variablen betrachtet. Zum Gruppenvergleich dient Dunnett's-Test, welcher eine Verteilung von Messwerten als „Kontrollgruppe“ benötigt, an welcher die anderen Messwerte gruppenweise verglichen werden. Als Kontrollgruppe (Kontrolle) werden dabei die Messwerte (Verteilung der Flossenhöhen) des Löffelmaterials (Identium Heavy bzw. Impregum Penta) verwendet.

Für alle Vergleiche gilt die Nullhypothese, dass keine statistisch signifikanten Unterschiede der gemessenen Flossenhöhen vorliegen. Das Alpha-Niveau aller Vergleiche wird auf $p=0,05$ festgesetzt. Ein relevanter Unterschied wird angenommen, wenn die zu vergleichenden Verteilungen im Median um mehr als 25 % voneinander abweichen.

Als primärer Surrogatparameter der Fließfähigkeit gilt die gemessene Flossenhöhe (s_{fin} in mm) nach Polymerisation des Abformmaterials.

Als sekundärer Surrogatparameter der Fließfähigkeit gilt die Zeit bis zum Stillstand des Stempels (t_{stop} in s) bei einer Messung.

Diese wird zusätzlich unter Berücksichtigung des Messzeitpunktes als $t_{max} = t_{start} + t_{stop}$ ausgewertet. (s. Abbildung 13)

5.6 Messprotokoll

Die Versuche werden an den Materialien sowie in Adaptation zum klinischen Setting als Materialmix (System) unterschiedlicher Mengenverhältnisse mit dem Haifischflossentest durchgeführt.

Zu jedem Messzeitpunkt „ t_{start} “ (50, 80 und 120 s nach Mischbeginn des Materials) werden 8 Proben des Materials bzw. Materialmixes angefertigt und vermessen. Es werden 2 Materialmixturen der Systeme geprüft:

- I. 1:1 quantitativ = 4 ml : 4 ml (H/M:L)
- II. 3:1 quantitativ = 6 ml : 2 ml (H/M:L).

Die Messung der einzelnen Materialien erfolgt mit 8 ml. Gemessen wird am 1 mm Spalt. Die Konsistenzklasse Typ 1 (Identium Heavy 5:1) und Typ 2 (Impregum Penta) wird zusätzlich am 2 mm Spalt gemessen.

SYSTEM Identium Heavy & Identium Light

Material 1: Identium Heavy

Material 2: Identium Light 1:1

Material 3: Identium Heavy & Identium Light 1:1

(Materialmixture I = 1:1 / H:L)

Material 4: Identium H & Identium L

(Materialmixture II = 3:1 / H:L)

SYSTEM Impregum Penta & Permadyne Garant

Material 5: Impregum™ Penta™

Material 6: Permadyne™ Garant™

Material 7: Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™

(Materialmixture I = 1:1 / M:L)

Material 8: Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™

(Materialmixture II = 3:1 / M:L)

Von jedem Material (z.B. Material 1: Identium Heavy in der ersten Spalte von Tabelle 6 und 7) werden zu den Messzeitpunkten (t) 50, 80 und 120 s nach Anmischzeit (zweite bis vierte Spalte in den Tabelle 6 und 7) jeweils 8 Tests durchgeführt. Die einzelnen Tests werden folgenderweise benannt: *Materialgruppe_Messzeitpunkt_Seriennummer*. z. B. *M1_50_1* ist ein Test von Material 1 (Identium Heavy), gemessen wurde 50 s nach Anmischzeit, und es war der erste Test in der Serie von Messungen unter denselben Bedingungen. Somit werden von jedem Material $8 \times 3 = 24$ Messungen durchgeführt. Bei jedem Test wurden die Haifischflossenhöhe mit dem digitalen Messschieber und der Stempelweg mittels Lasermessgerät festgehalten.

Material 1 (Identium Heavy) und Material 5 (Impregum Penta) wurden jeweils mit Spaltbreite 1 und 2 mm gemessen, deshalb sind zwei Testreihen vorhanden: *M1B_XX_X* für Material 1 bei 2 mm Spaltbreite und *M1_XX_X* für Material 1 bei 1 mm Spaltbreite; bzw. *M5B_XX_X* für Material 2 bei 2 mm Spaltbreite und *M5_XX_X* für Material 2 bei 1 mm Spaltbreite.

Die jeweiligen Spaltbreiten während der Messung sind in der fünften Spalte der Tabellen 6 und 7 aufgeführt.

**Tabelle 6: Messprotokoll zum Haifischflossentest und Messung des Stempelweges:
System Identium Heavy & Identium Light**

Materialgruppe	System Identium Heavy & Identium Light			
	50 s nach Anmischzeit	80 s nach Anmischzeit	120 s nach Anmischzeit	Spaltbreite
Material 1 Identium Heavy Splat 2 mm	M1B_50_1	M1B_80_1	M1B_120_1	2 mm
	M1B_50_2	M1B_80_2	M1B_120_2	2 mm
	M1B_50_3	M1B_80_3	M1B_120_3	2 mm
	M1B_50_4	M1B_80_4	M1B_120_4	2 mm
	M1B_50_5	M1B_80_5	M1B_120_5	2 mm
	M1B_50_6	M1B_80_6	M1B_120_6	2 mm
	M1B_50_7	M1B_80_7	M1B_120_7	2 mm
	M1B_50_8	M1B_80_8	M1B_120_8	2 mm
Material 1 Identium Heavy Spalt 1 mm	M1_50_1	M1_80_1	M1_120_1	1 mm
	M1_50_2	M1_80_2	M1_120_2	1 mm
	M1_50_3	M1_80_3	M1_120_3	1 mm
	M1_50_4	M1_80_4	M1_120_4	1 mm
	M1_50_5	M1_80_5	M1_120_5	1 mm
	M1_50_6	M1_80_6	M1_120_6	1 mm
	M1_50_7	M1_80_7	M1_120_7	1 mm
	M1_50_8	M1_80_8	M1_120_8	1 mm
Material 2 Identium Light	M2_50_1	M2_80_1	M2_120_1	1 mm
	M2_50_2	M2_80_2	M2_120_2	1 mm
	M2_50_3	M2_80_3	M2_120_3	1 mm
	M2_50_4	M2_80_4	M2_120_4	1 mm
	M2_50_5	M2_80_5	M2_120_5	1 mm
	M2_50_6	M2_80_6	M2_120_6	1 mm
	M2_50_7	M2_80_7	M2_120_7	1 mm
	M2_50_8	M2_80_8	M2_120_8	1 mm
Material 3 Identium Heavy & Identium Light Materialmixturen im Verhältnis 1:1 (4 ml und 4 ml)	M3_50_1	M3_80_1	M3_120_1	1 mm
	M3_50_2	M3_80_2	M3_120_2	1 mm
	M3_50_3	M3_80_3	M3_120_3	1 mm
	M3_50_4	M3_80_4	M3_120_4	1 mm
	M3_50_5	M3_80_5	M3_120_5	1 mm
	M3_50_6	M3_80_6	M3_120_6	1 mm
	M3_50_7	M3_80_7	M3_120_7	1 mm
	M3_50_8	M3_80_8	M3_120_8	1 mm
Material 4 Identium Heavy & Identium Light Materialmixturen im Verhältnis 3:1 (6 ml und 2 ml)	M4_50_1	M4_80_1	M4_120_1	1 mm
	M4_50_2	M4_80_2	M4_120_2	1 mm
	M4_50_3	M4_80_3	M4_120_3	1 mm
	M4_50_4	M4_80_4	M4_120_4	1 mm
	M4_50_5	M4_80_5	M4_120_5	1 mm
	M4_50_6	M4_80_6	M4_120_6	1 mm
	M4_50_7	M4_80_7	M4_120_7	1 mm
	M4_50_8	M4_80_8	M4_120_8	1 mm

**Tabelle 7: Messprotokoll zum Haifischflossentest und Messung des Stempelweges:
System Impregum Penta & Permadyne Garant**

Materialgruppe	System Impregum Penta & Permadyne Garant			
	50 s nach Anmischzeit	80 s nach Anmischzeit	120 s nach Anmischzeit	Spaltbreite
Material 5 Impregum™ Penta™ Spalt 2 mm	M5B_50_1	M5B_80_1	M5B_120_1	2 mm
	M5B_50_2	M5B_80_2	M5B_120_2	2 mm
	M5B_50_3	M5B_80_3	M5B_120_3	2 mm
	M5B_50_4	M5B_80_4	M5B_120_4	2 mm
	M5B_50_5	M5B_80_5	M5B_120_5	2 mm
	M5B_50_6	M5B_80_6	M5B_120_6	2 mm
	M5B_50_7	M5B_80_7	M5B_120_7	2 mm
	M5B_50_8	M5B_80_8	M5B_120_8	2 mm
Material 5 Impregum™ Penta™ Spalt 1 mm	M5_50_1	M5_80_1	M5_120_1	1 mm
	M5_50_2	M5_80_2	M5_120_2	1 mm
	M5_50_3	M5_80_3	M5_120_3	1 mm
	M5_50_4	M5_80_4	M5_120_4	1 mm
	M5_50_5	M5_80_5	M5_120_5	1 mm
	M5_50_6	M5_80_6	M5_120_6	1 mm
	M5_50_7	M5_80_7	M5_120_7	1 mm
	M5_50_8	M5_80_8	M5_120_8	1 mm
Material 6 Permadyne™ Garant™	M6_50_1	M6_80_1	M6_120_1	1 mm
	M6_50_2	M6_80_2	M6_120_2	1 mm
	M6_50_3	M6_80_3	M6_120_3	1 mm
	M6_50_4	M6_80_4	M6_120_4	1 mm
	M6_50_5	M6_80_5	M6_120_5	1 mm
	M6_50_6	M6_80_6	M6_120_6	1 mm
	M6_50_7	M6_80_7	M6_120_7	1 mm
	M6_50_8	M6_80_8	M6_120_8	1 mm
Material 7 Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™ Materialmixturen im Verhältnis 1:1 (4 ml : 4 ml)	M7_50_1	M7_80_1	M7_120_1	1 mm
	M7_50_2	M7_80_2	M7_120_2	1 mm
	M7_50_3	M7_80_3	M7_120_3	1 mm
	M7_50_4	M7_80_4	M7_120_4	1 mm
	M7_50_5	M7_80_5	M7_120_5	1 mm
	M7_50_6	M7_80_6	M7_120_6	1 mm
	M7_50_7	M7_80_7	M7_120_7	1 mm
	M7_50_8	M7_80_8	M7_120_8	1 mm
Material 8 Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™ Materialmixturen im Verhältnis 3:1 (6 ml : 2 ml)	M8_50_1	M8_80_1	M8_120_1	1 mm
	M8_50_2	M8_80_2	M8_120_2	1 mm
	M8_50_3	M8_80_3	M8_120_3	1 mm
	M8_50_4	M8_80_4	M8_120_4	1 mm
	M8_50_5	M8_80_5	M8_120_5	1 mm
	M8_50_6	M8_80_6	M8_120_6	1 mm
	M8_50_7	M8_80_7	M8_120_7	1 mm
	M8_50_8	M8_80_8	M8_120_8	1 mm

6. Ergebnisse

Insgesamt wurden 240 Messungen vorgenommen (s. Tabelle 6 und Tabelle 7). Für jedes Material bzw. jede Materialkombination (M1...M8) wurde eine Messreihe, bestehend aus 8 Einzelmessungen durchgeführt.

Zusätzlich durchgeführt wurden für die Materialien Identium Heavy (M1) und Impregum Penta (M5) jeweils eine Messreihe bei Spaltbreiten von 2 mm, welche als M1B und M5B bezeichnet wurden. (s. Abbildung 16).

Daraus ergeben sich 96 Einzelmessungen von Materialmixturen (Doppelphasen) und 144 Messungen an einzelnen Materialien (Monophasen).

120 Messungen entfallen auf die Materialgruppe Polyether (Impregum Penta und/oder Permadyne Garant) sowie 120 Messungen auf die Materialgruppe Vinylsiloxanether (Identium Heavy und/oder Identium Light).

Am 1 mm Spalt sind je Materialgruppe daher 96 Messungen verteilt über 3 Zeitpunkte vorhanden.

Alle Messungen (Flossenhöhe, Stempelhöhe und Stempelstillstand) der Messserien waren erfolgreich und konnten in der Auswertung berücksichtigt werden.

6.1 *Flossenhöhen der untersuchten Materialien*

Die nachfolgenden Abbildungen zeigen exemplarisch die Ergebnisse des shark-fin-Tests: „Haifischflossen“ aus den Elastomeren, welche Grundlage der Vermessung der Flossenhöhe waren. Der Abbildung 14 bis Abbildung 18 folgend, wurden alle o.g. Messreihen durchgeführt. Die einzelnen Messwerte finden sich in den Tabellen im Kapitel 10 Messwerte der Messreihen.

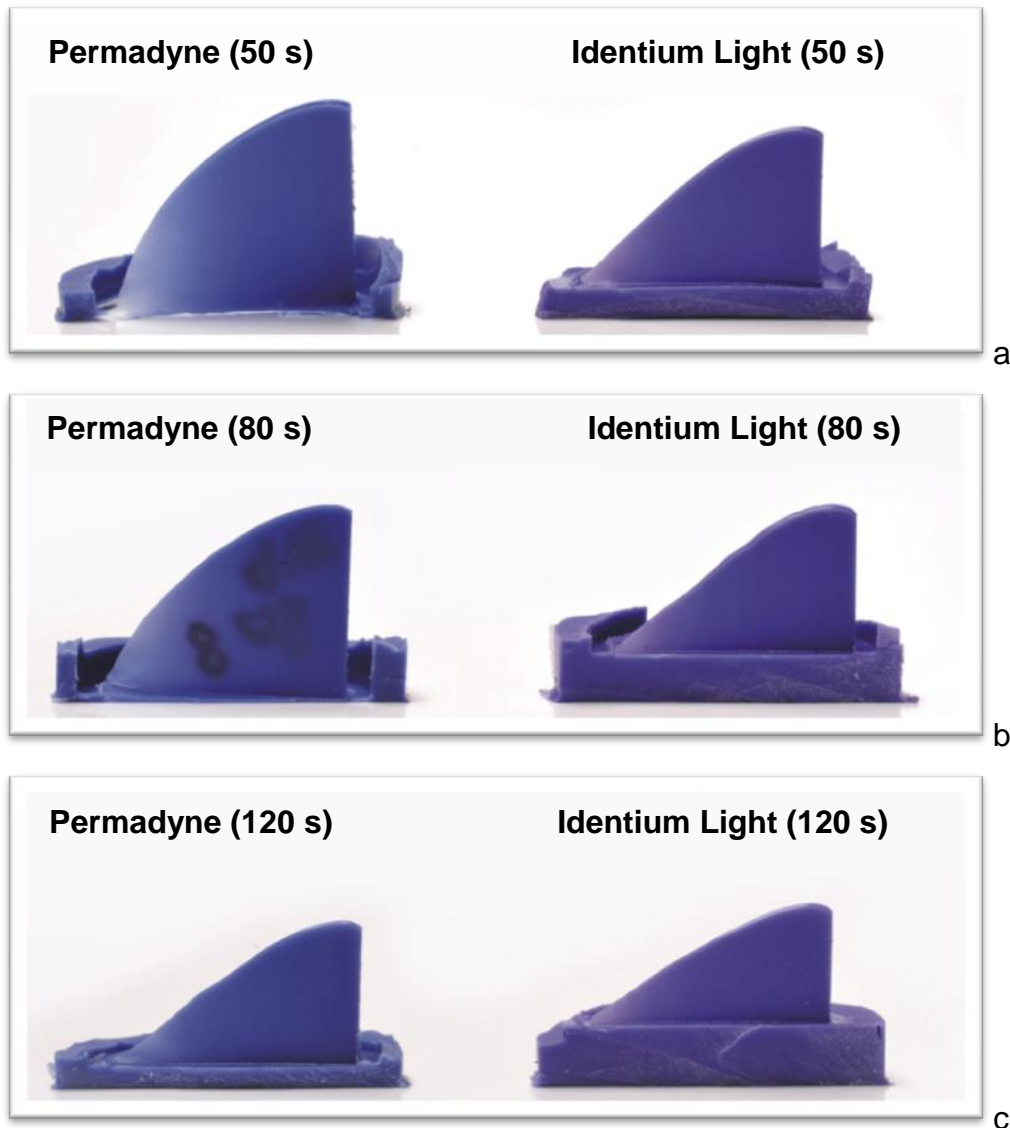


Abbildung 14 a-c: Flossenhöhen der leichtfließenden Materialien Permadyne Garant (M6, links) und Identium Light (M2, rechts) zu den 3 Messzeitpunkten (a=50 s, b=80 s und c=120 s) in einem 1 mm Spalt. Dargestellt ist jeweils eine von acht zu vermessenden Flossen des jeweiligen Messzeitpunktes für jedes Material. Zur Wertermittlung wurden diese Flossenhöhen wie in Kapitel 5.4 beschrieben vermessen. Maßgeblich für die Flossenhöhe ist der Ansatz und nicht die Dicke des Restmaterials. Eine große Flossenhöhe entspricht einer höheren Fließfähigkeit. Erkennbar ist, eine Reduktion der Flossenhöhe bei beiden Materialien zum späteren Messzeitpunkt hin. Im visuellen Vergleich ist diese Reduktion der Flossenhöhe bei „Identium Light“ größer als bei „Permadyne Garant“.



Abbildung 15a-c: Flossenhöhen der mittelfließenden Materialien Impregum Penta (M5B, rechts) und des schwerfließenden Identium Heavy (M1B, links) zu den 3 Messzeitpunkten (a=50 s, b=80 s und c=120 s) in einem 1 mm Spalt. Dargestellt ist jeweils eine von acht zu vermessenden Flossen des jeweiligen Messzeitpunktes für jedes Material. Zur Wertermittlung wurden diese Flossenhöhen wie in Kapitel 5.4 beschrieben vermessen. Maßgeblich für die Flossenhöhe ist der Ansatz und nicht die Dicke des Restmaterials. Eine große Flossenhöhe entspricht einer höheren Fließfähigkeit. Erkennbar ist, eine Reduktion der Flossenhöhe bei beiden Materialien zum späteren Messzeitpunkt hin. Im visuellen Vergleich ist diese Reduktion der Flossenhöhe bei „Identium Heavy“ größer als bei „Impregum Penta“. In diesem Fall erfolgte wegen der schlechten Fließfähigkeit die vergleichende Darstellung für die Ergebnisse des 1 mm Spalts.



Abbildung 16a-c: Flossenhöhen der mittelfließenden Materialien Impregum Penta (M5B, links) und des schwerfließenden Identium Heavy (M1B, rechts) zu den 3 Messzeitpunkten (a=50, b=80 und c=120 s) in einem 2 mm Spalt. Dargestellt ist jeweils eine von acht zu vermessenden Flossen des jeweiligen Messzeitpunktes für jedes Material. Zur Wertermittlung wurden diese Flossenhöhen wie in Kapitel 5.4 beschrieben vermessen. Maßgeblich für die Flossenhöhe ist der Ansatz und nicht die Dicke des Restmaterials. Eine große Flossenhöhe entspricht einer höheren Fließfähigkeit. Erkennbar ist, eine Reduktion der Flossenhöhe bei beiden Materialien zum späteren Messzeitpunkt hin. Im visuellen Vergleich ist diese Reduktion der Flossenhöhe bei „Identium Heavy“ größer als bei „Impregum Penta“. In diesem Fall erfolgte wegen der schlechten Fließfähigkeit die vergleichende Darstellung für die Ergebnisse des 2 mm Spalts.

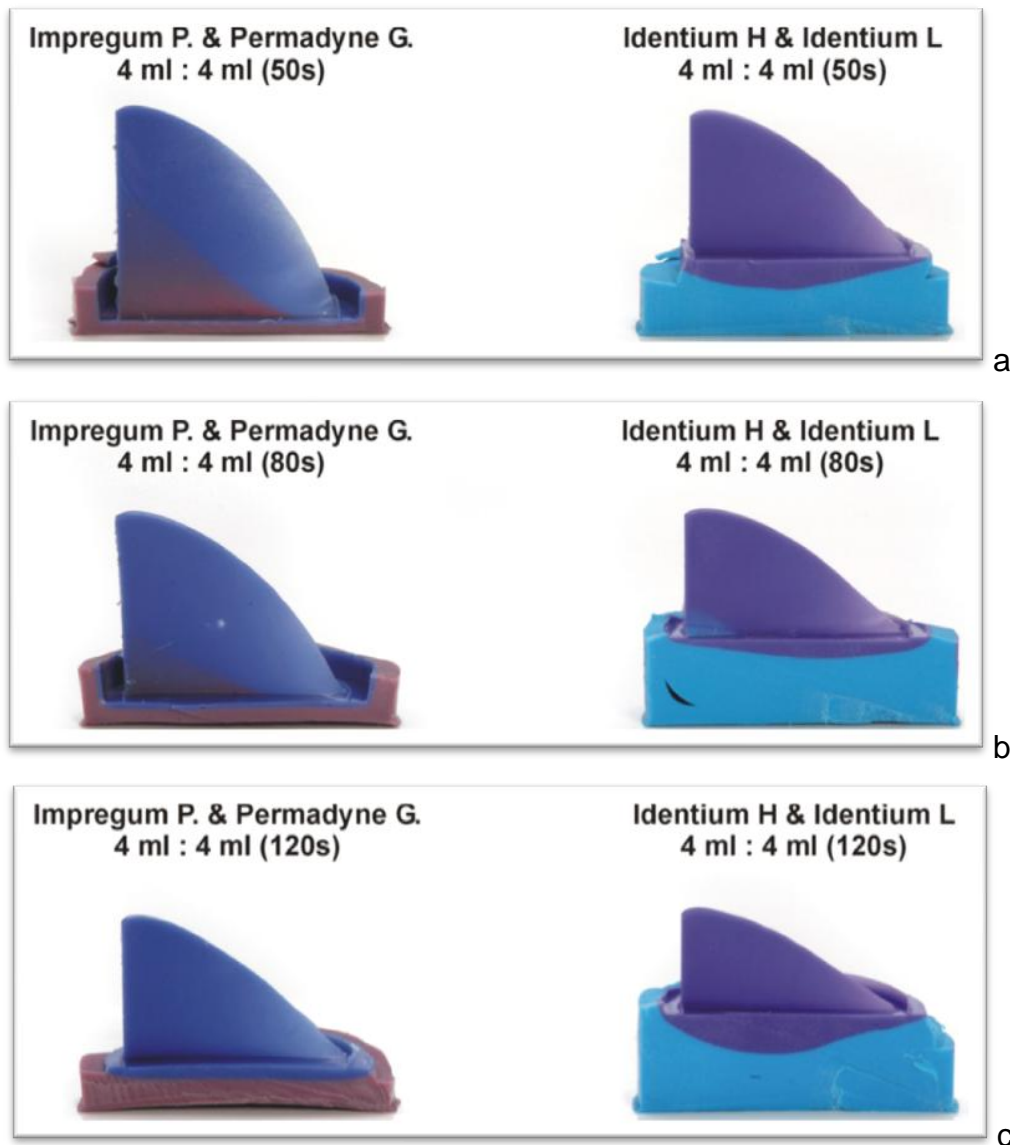


Abbildung 17a-c: Flossenhöhen bei Mischtechnik (im Verhältnis 1:1) des leichtfließenden Materials Permadyne Garant mit dem mittelfließenden Impregum Penta (M7, links) und des leichtfließenden Materials Identium Light mit dem schwerfließenden Material Identium Heavy (M3, rechts) zu den 3 Messzeitpunkten (a=50 s, b=80 s und c=120 s) in einem 1 mm Spalt. Dargestellt ist jeweils eine von acht zu vermessenden Flossen des jeweiligen Messzeitpunktes für jedes Material. Zur Wertermittlung wurden diese Flossenhöhen wie in Kapitel 5.4 beschrieben vermessen. Maßgeblich für die Flossenhöhe ist der Ansatz und nicht die Dicke des Restmaterials. Eine große Flossenhöhe entspricht einer höheren Fließfähigkeit. Erkennbar ist, eine Reduktion der Flossenhöhe bei beiden Materialien zum späteren Messzeitpunkt hin. Im visuellen Vergleich ist diese Reduktion der Flossenhöhe für M3 größer als bei M7.

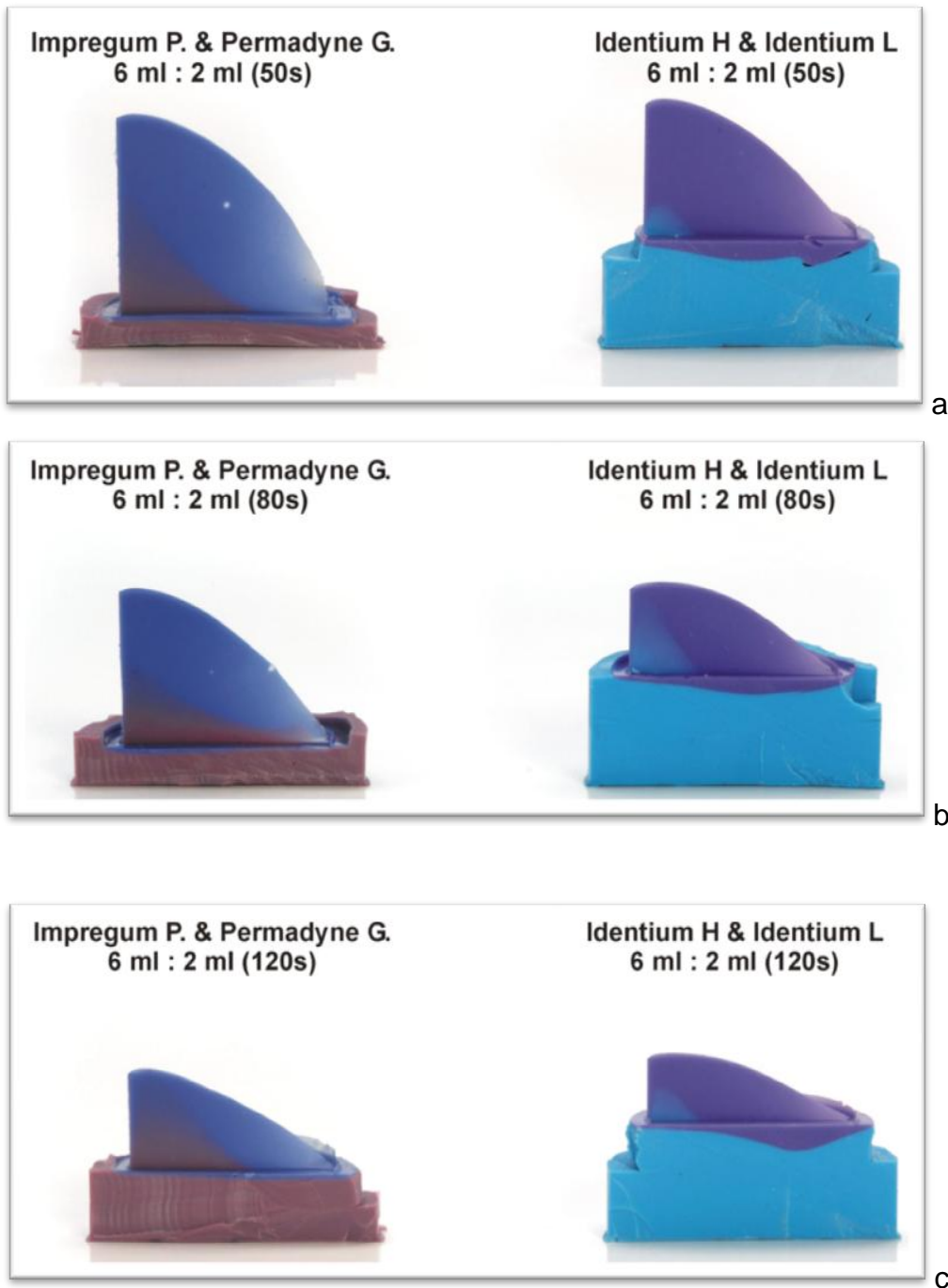


Abbildung 18a-c: Flossenhöhen bei Mischtechnik (im Verhältnis 3:1) des leichtfließenden Materials Permadyne Garant mit dem mittelfließenden Impregum Penta (M8, links) und des leichtfließenden Materials Identium Light mit dem schwerfließenden Material Identium Heavy (M4, rechts) zu den 3 Messzeitpunkten (a=50 s, b=80 s und c=120 s) in einem 1 mm Spalt. Dargestellt ist jeweils eine von acht zu vermessenden Flossen des jeweiligen Messzeitpunktes für jedes Material. Zur Wertermittlung wurden diese Flossenhöhen wie in Kapitel 5.4 beschrieben vermessen. Maßgeblich für die Flossenhöhe ist der Ansatz und nicht die Dicke des Restmaterials. Eine große Flossenhöhe entspricht einer höheren Fließfähigkeit. Erkennbar ist, eine Reduktion der Flossenhöhe bei beiden Materialien zum späteren Messzeitpunkt hin. Im visuellen Vergleich ist diese Reduktion der Flossenhöhe für M4 größer als bei M8.

6.2 Vergleich der Flossenhöhen

Es erfolgt der Vergleich der Materialien und Materialmixturen einer Materialgruppe zu verschiedenen Untersuchungszeitpunkten. Weiter erfolgt der Vergleich in jeder Materialgruppe zwischen den einzelnen Komponenten und deren Materialmixturen zu jeweils einem Untersuchungszeitpunkt. Abschließend erfolgt der Vergleich zwischen den Materialgruppen zu einem Untersuchungszeitpunkt sowie den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten.

6.2.1. Materialgruppe Vinylsiloxanether (VSXE)

Schwerfließendes und leichtfließendes Material : IdH & IdL

Beim schwerfließenden Material (s. Abbildung 19) wurden am 1 mm Schlitz folgende mediane Flossenhöhen erreicht:

$t(50\text{ s}) = 2,97\text{ mm}$ (MW= 2,98; SD= 0,10; rg= 2,85-3,15),

$t(80\text{ s}) = 2,5\text{ mm}$ (MW= 2,49; SD= 0,07; rg= 2,35-2,62), und

$t(120\text{ s}) = 1,81\text{ mm}$ (MW= 1,97; SD= 0,07; rg= 1,81-2,03).

MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, rg= range zwischen niedrigstem und höchstem Messwert.

Die Werte an den 3 Messzeitpunkten unterschieden sich auf dem alpha-Niveau $p < 0,05$ statistisch signifikant von einander (Tukey-Kramer-Test). Auf einem Niveau von 25 % Differenz wurde nur ein relevanter Unterschied festgestellt für die Messzeitpunkte: 120 s zu 80 s und zu 50 s, jedoch nicht zwischen 50 s und 80 s.

Die zusätzliche Messung am 2 mm Schlitz ergab (s. Abbildung 20) mediane Flossenhöhen zu den 3 Messzeitpunkten:

$t(50\text{ s}) = 5,12\text{ mm}$ (MW= 5,13; SD= 0,08; rg= 4,98-5,21) ,
 $t(80\text{ s}) = 4,69\text{ mm}$ (MW= 4,7; SD= 0,16; rg= 4,42-4,9),
 $t(120\text{ s}) = 3,85\text{ mm}$ (MW=3,8; SD=0,25; rg=3,45-4,2).

Die Werte an den 3 Messzeitpunkten unterschieden sich auf dem alpha-Niveau $p < 0,05$ statistisch signifikant von einander (Tukey-Kramer-Test). Auf einem Niveau von 25 % Differenz wurde nur ein relevanter Unterschied festgestellt für die Messzeitpunkte: 120 s zu 80 s und zu 50 s, jedoch nicht zwischen 50 s und 80 s.

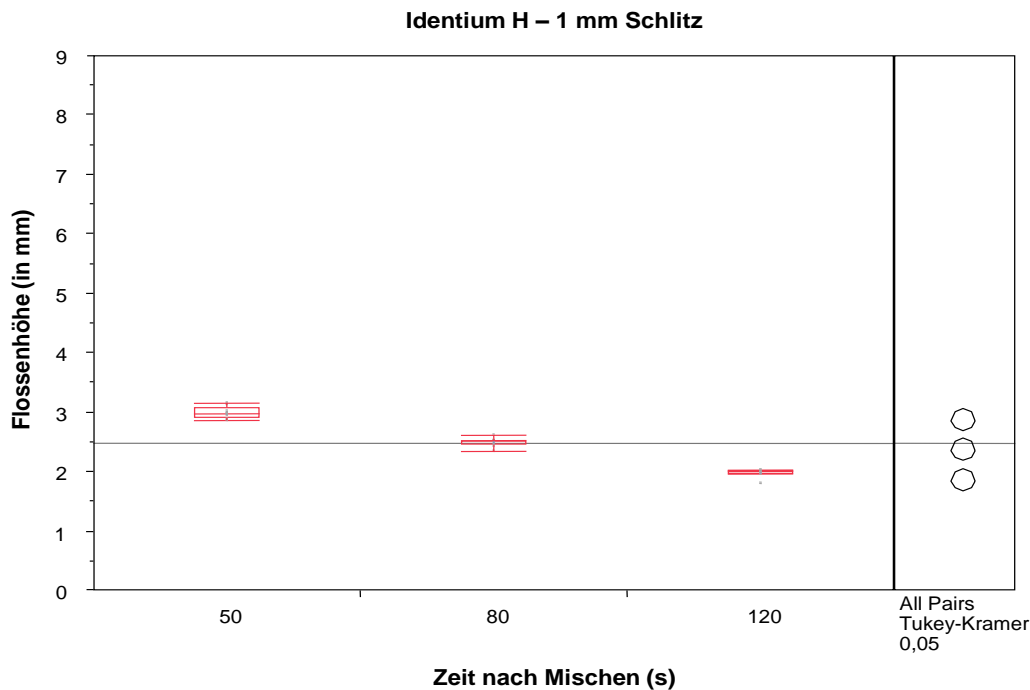


Abbildung 19: Flossenhöhen des VSXE-Schwerfließendmaterials zu den 3 Zeitpunkten.
 Dargestellt sind die Messwerte der Flossenhöhen (y-Achse) zu den Messungen von 50 s, 80 s und 120 s nach Mischbeginn (x-Achse). Je höher die Flosse (y→33 mm) desto fließfähiger ist das Material. Rechts ist der Vergleich mittels Tukey-Kramer-Test auf einem 5 % Niveau dargestellt. Kreise die sich nicht überlappen zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied.

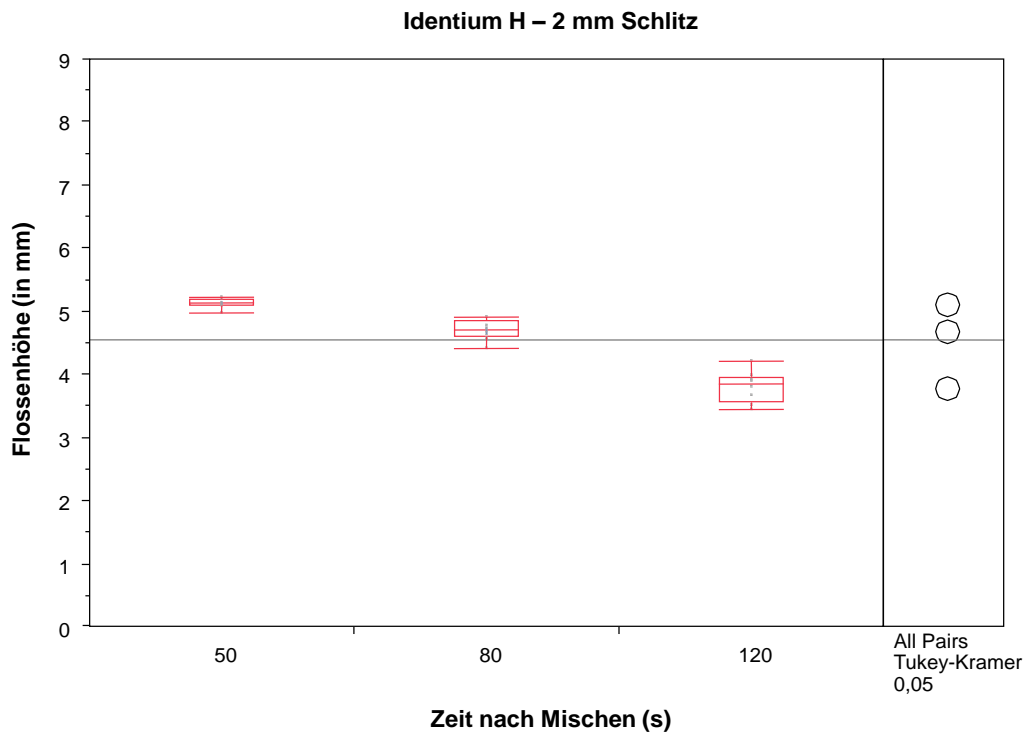


Abbildung 20: Flossenhöhen des VSXE-Schwerfließendmaterials zu den 3 Zeitpunkten. Dargestellt sind die Messwerte der Flossenhöhen (y-Achse) zu den Messungen von 50 s, 80 s und 120 s nach Mischbeginn (x-Achse). Je höher die Flosse ($y \rightarrow 33$ mm) desto fließfähiger ist das Material. Rechts ist der Vergleich mittels Tukey-Kramer auf einem 5 % Niveau dargestellt. Kreise die sich nicht überlappen zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied.

Beim leichtfließenden Material (s. Abbildung 21) wurden am 1 mm Schlitz folgende mediane Flossenhöhen ermittelt:

$$t(50 \text{ s}) = 1,70 \text{ mm (MW} = 1,57; \text{SD} = ,38; \text{rg} = 10,7\text{-}11,98),$$

$$t(80 \text{ s}) = ,70 \text{ mm (MW} = ,66; \text{SD} = ,71; \text{rg} = ,39\text{-}10,83), \text{ und}$$

$$t(120 \text{ s}) = 8,71 \text{ mm (MW} = ,66; \text{SD} = ,39; \text{rg} = ,17\text{-}9,28).$$

Die Werte an den 3 Messzeitpunkten unterschieden sich auf dem alpha-Niveau $p < 0,05$ statistisch signifikant von einander (Tukey-Kramer-Test). Auf einem Niveau von 25 % Differenz wurde nur ein relevanter Unterschied festgestellt für die Messzeitpunkte: 120 s zu 50 s, jedoch nicht zwischen 50 s und 80 s, und zwischen 120 s und 80 s.

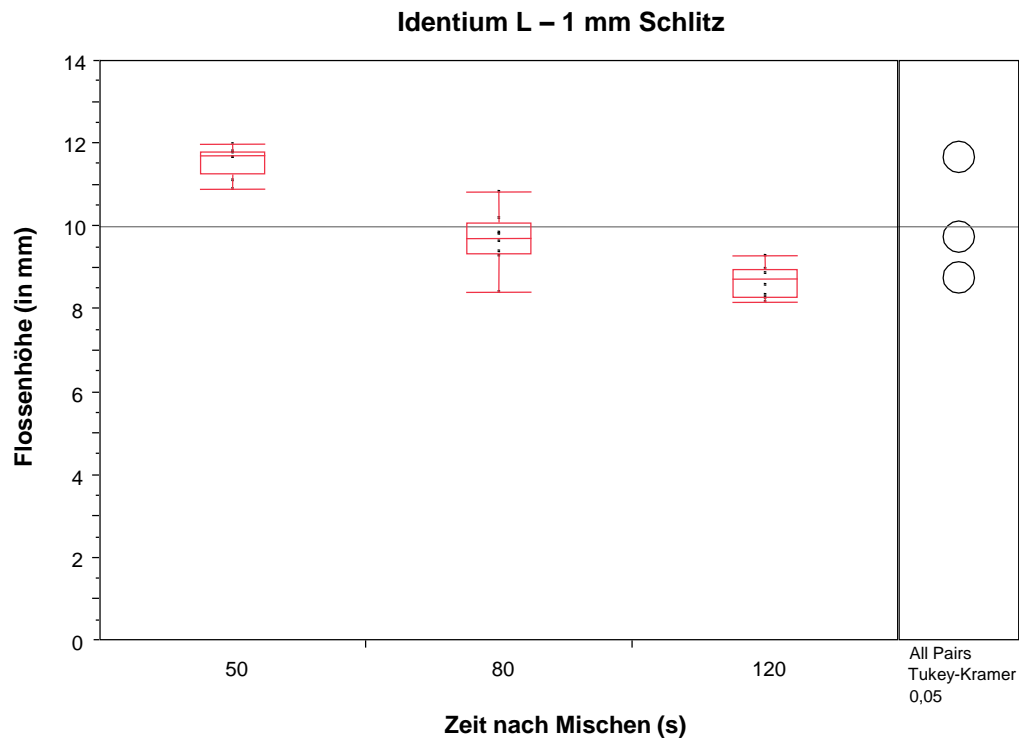


Abbildung 21: Flossenhöhen des VSXE-Leichtfließendmaterials zu den 3 Zeitpunkten. Dargestellt sind die Messwerte der Flossenhöhen (y-Achse) zu den Messungen von 50 s 80 s und 120 s nach Mischbeginn (x- Achse). Je höher die Flosse (y→33 mm) desto fließfähiger ist das Material. Rechts ist der Vergleich mittels Tukey-Kramer auf einem 5 % Niveau dargestellt. Kreise die sich nicht überlappen zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied.

VSXE-Materialmixturen: Doppelmisch-Technik

Das Fließverhalten der Materialmixturen mit festgesetzten Mengenverhältnissen von 1:1 und 3:1 ml nach dem Anmischen wurde zu den 3 beschriebenen Zeitpunkten durch Messung der Flossenhöhe ermittelt.

Bei den Materialmixturen „Identium H- Identium L 1:1“ (s. Abbildung 22) wurden am 1 mm Schlitz folgende mediane Flossenhöhen ermittelt:

- t(50 s)= 11,34 mm (MW= 11,44; SD= 0,42; rg= 11,01-12,24),
- t(80 s)= 10,14 mm (MW= 10,19; SD= 0,52; rg= 9,34-10,82), und
- t(120 s)= 7,2 mm (MW= 7,15; SD= 0,62; rg= 6,27-7,88).

Die Werte an den 3 Messzeitpunkten unterschieden sich auf dem alpha-Niveau $p < 0,05$ statistisch signifikant voneinander. Auf einem Niveau von 25 % Differenz wurde nur ein relevanter Unterschied festgestellt für die Messzeitpunkte: 120 s zu 80 s und zu 50 s, jedoch nicht zwischen 50 s und 80 s.

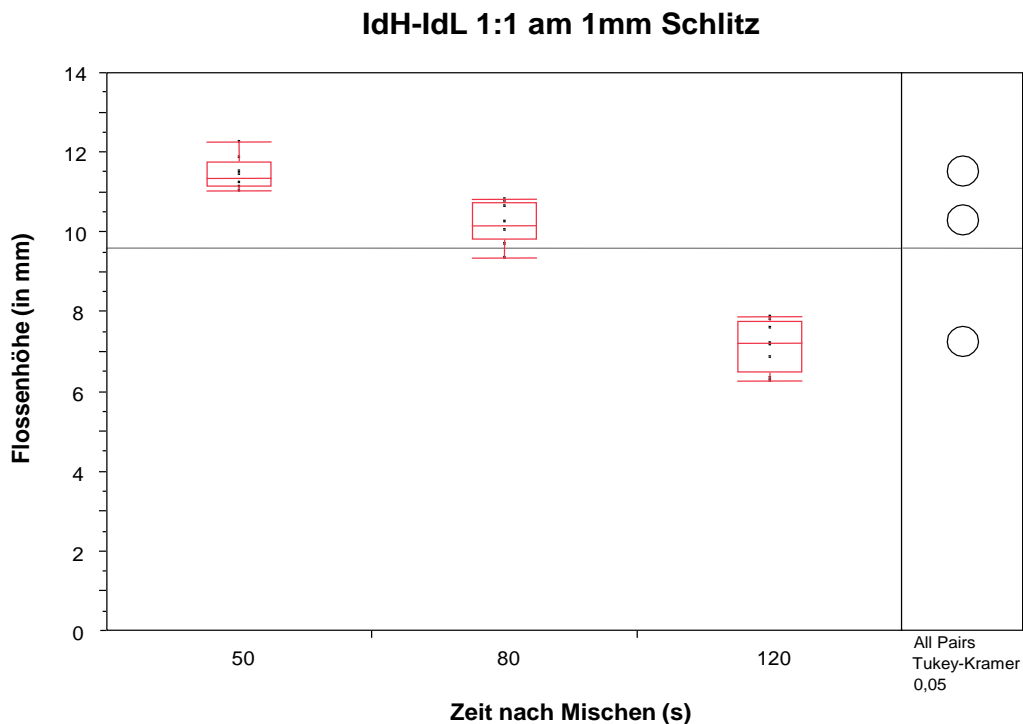


Abbildung 22: Flossenhöhen des VSXE-Materialmix 1:1 zu den 3 Zeitpunkten. Dargestellt sind die Messwerte der Flossenhöhen (y-Achse) zu den Messungen von 50 s, 80 s und 120 s nach Mischbeginn (x-Achse). Je höher die Flosse ($y \rightarrow 33$ mm) desto fließfähiger ist das Material. Rechts ist der Vergleich mittels Tukey-Kramer auf einem 5 % Niveau dargestellt. Kreise die sich nicht überlappen zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied.

Bei den „Materialmixturen, Identium H-Identium L 3:1“ (s. Abbildung 23) wurden am 1 mm Schlitz folgende mediane Flossenhöhen gemessen:

- $t(50 \text{ s}) = 10,55 \text{ mm}$ (MW= 10,5; SD= 0,42; rg= 10,01-11,02),
- $t(80 \text{ s}) = 8,31 \text{ mm}$ (MW= 8,46; SD= 0,51; rg= 8,01-9,45), und
- $t(120 \text{ s}) = 6,56 \text{ mm}$ (MW= 6,65; SD= 0,73; rg= 5,75-7,81).

Die Werte an den 3 Messzeitpunkten unterschieden sich auf dem alpha-Niveau $p < 0,05$ statistisch signifikant von einander (Tukey-Kramer-Test). Auf einem Niveau von 25 % Differenz wurde ein relevanter Unterschied festgestellt für alle Messzeitpunkte: 120 s, 80 s, und 50 s.

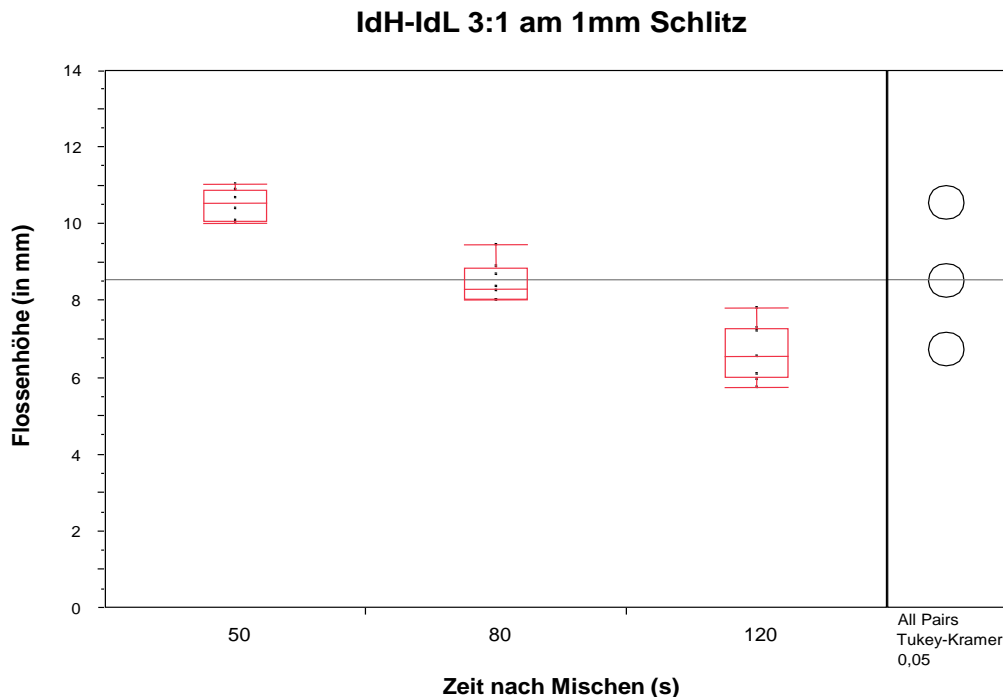


Abbildung 23: Flossenhöhen des VSXE-Materialmix 3:1 zu den 3 Zeitpunkten. Dargestellt sind die Messwerte der Flossenhöhen (y-Achse) zu den Messungen von 50 s, 80 s und 120 s nach Mischbeginn (x-Achse). Je höher die Flosse ($y \rightarrow 33$ mm) desto fließfähiger ist das Material. Rechts ist der Vergleich mittels Tukey-Kramer auf einem 5 % Niveau dargestellt. Kreise die sich nicht überlappen zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied.

Abschließend wird die Gesamtbetrachtung aller Zeitpunkte: $t(50$ s), $t(80$ s), $t(120$ s) für ein Material, bzw. die entsprechende Materialmischung durchgeführt. Es ergeben sich folgende gemittelte Flossenhöhen für die Materialgruppe VSXE (s. Abbildung 24):

IdH = 2,51 mm (MW= 2,49; SD= 0,43; rg= 1,81-3,15),

IdH-IdL 3:1= 8,31 mm (MW= 8,45; SD= 1,69; rg= 5,75-11,02),

IdH-IdL 1:1 = 10,14 mm (MW= 9,59; SD= 1,91; rg= 6,27-12,24), und für

IdL= 9,70 mm (MW= 9,96; SD= 1,33; rg= 8,17-11,98).

Alle Messwerte der Flossenhöhe der Materialgruppe VSXE werden untereinander mit Dunnett's Test verglichen. Mit Bezugsgröße des schwerfließenden Materials (Löffelmaterial) IdH konnten für die Materialmixturen IdH-IdL 3:1, IdH-IdL 1:1 sowie das leichtfließende Material IdL kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p < 0,05$). Jedoch ist diese Gruppe statistisch signifikant unterschiedlich vom Löffelmaterial IdH. Klinisch relevante Unterschiede über 25 % fanden sich nur zwischen dem Material IdH und allen anderen (IdH-IdL 3:1, IdH-IdL 1:1, IdL), jedoch nicht zwischen den Materialmixturen 3:1 und 1:1 sowie dem leichtfließenden Material IdL.

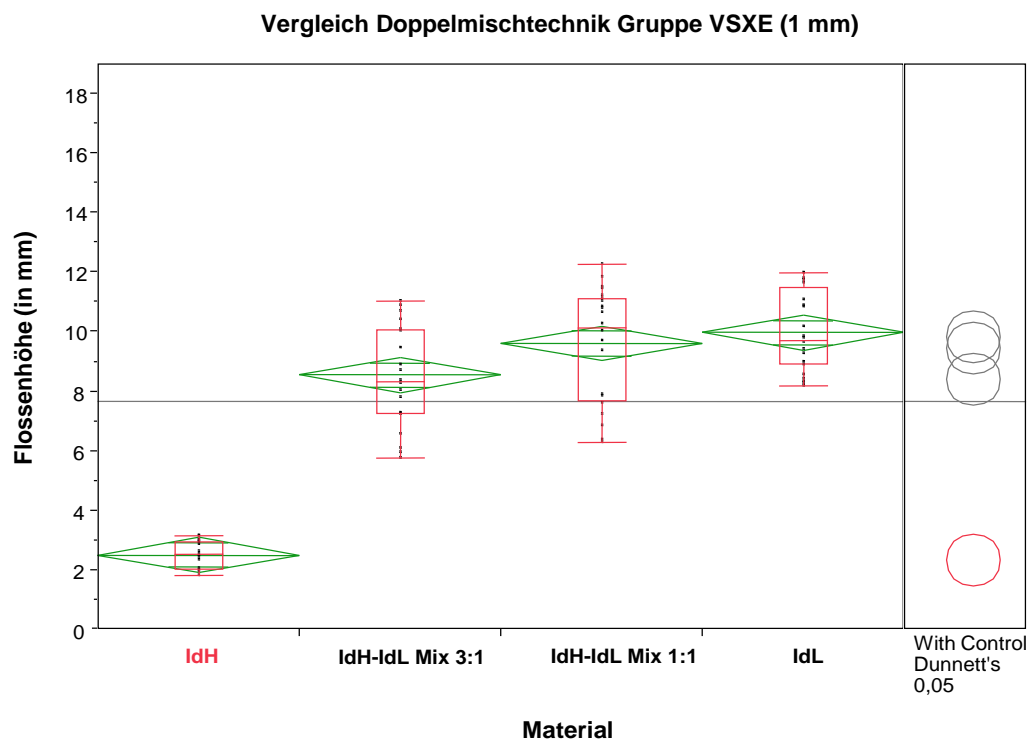


Abbildung 24: Gepoolte VSXE-Flossenhöhen aller Messzeitpunkte. Dargestellt sind alle Messwerte zu den Flossenhöhen (alle Zeitpunkte nach Anmischen) der Materialgruppe VSXE. Es sind Löffelmaterial (IdH), die Materialmixturen und das Korrekturmaterial (IdL) nebeneinander abgebildet. Je größer die Flossenhöhe ($y \rightarrow 33$ mm) desto fließfähiger ist das Material. Auf der rechten Seite folgt die Darstellung der Vergleiche in Form des Dunnett's Test auf 5 % Niveau für abhängige Untersuchungen. Kontrolle ist dabei das Löffelmaterial (IdH). Wenn sich Kreise nicht mehr als 50 % überschneiden, zeigt dies einen statistisch signifikanten Unterschied an. Die graue horizontale Linie zeigt den Mittelwert aller Messdaten an.

6.2.2. Materialgruppe Polyether (PE)

Mittelfließendes und leichtfließendes Material : ImP & Per

Beim mittelfließenden Material (s. Abbildung 25) wurden am 1 mm Schlitz folgende mediane Flossenhöhen ermittelt:

$t(50\text{ s}) = 7,3\text{ mm}$ (MW= 7,47; SD= 0,4; rg= 7,12-8,14),

$t(80\text{ s}) = 7,5\text{ mm}$ (MW= 7,48; SD= 0,2; rg= 7,11-7,66), und

$t(120\text{ s}) = 6,22\text{ mm}$ (MW= 6,18; SD= 0,15; rg= 5,91-6,32).

Die Werte an den 3 Messzeitpunkten unterschieden sich auf dem alpha-Niveau $p < 0,05$ statistisch signifikant von einander (Tukey-Kramer-Test). Auf einem Niveau von 25 % Differenz wurde kein relevanter Unterschied festgestellt bei allen Messzeitpunkte: 120 s, 80 s, 50 s.

Am 2 mm Schlitz konnten für das ImP folgende mediane Flossenhöhen zu den 3 Messzeitpunkten ermittelt werden:

$t(50\text{ s}) = 15,1\text{ mm}$ (MW= 15,03; SD= 0,39; rg= 14,2-15,38),

$t(80\text{ s}) = 13,61\text{ mm}$ (MW= 13,44; SD= 0,43; rg= 12,52-13,86),

$t(120\text{ s}) = 9,87\text{ mm}$ (MW= 9,71; SD= 0,78; rg= 8,34-10,74).

Die Werte an den 3 Messzeitpunkten unterschieden sich auf dem alpha-Niveau $p < 0,05$ statistisch signifikant von einander (Tukey-Kramer-Test). Auf einem Niveau von 25 % Differenz wurde nur ein relevanter Unterschied festgestellt für die Messzeitpunkte: 120 s zu 80 s und zu 50 s, jedoch nicht zwischen 50 s und 80 s.

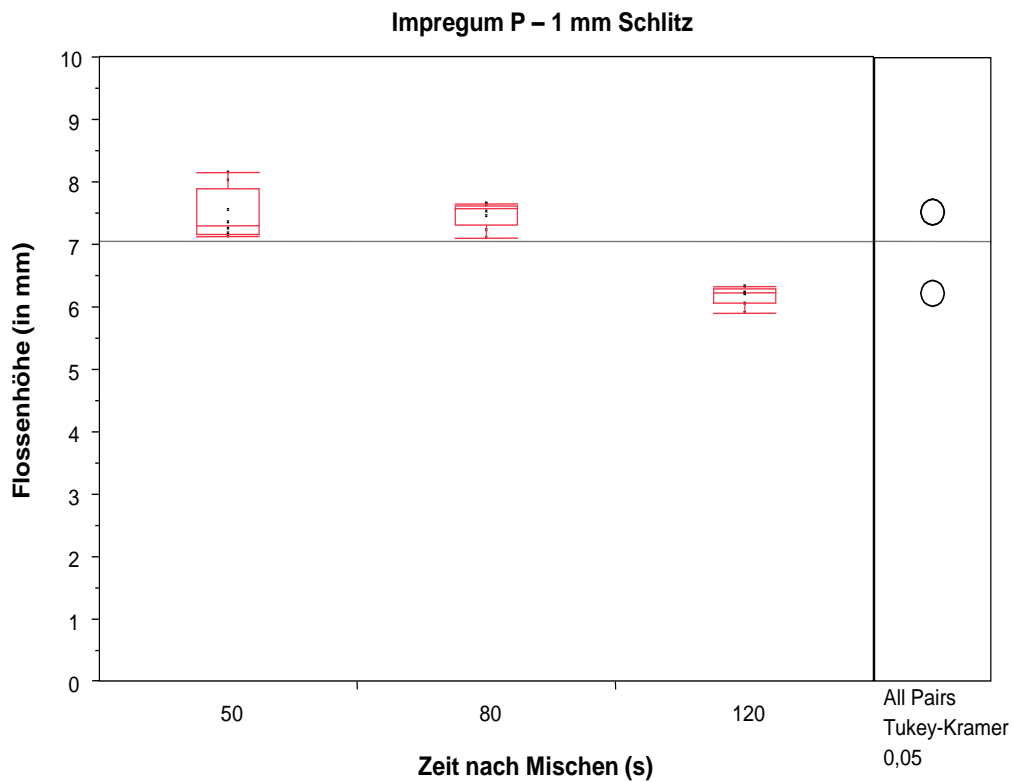


Abbildung 25: Flossenhöhen des PE-Mittelfließendmaterials zu den 3 Zeitpunkten. Dargestellt sind die Messwerte der Flossenhöhen (y-Achse) zu den Messungen von 50 s, 80 s und 120 s nach Mischbeginn (x-Achse). Je höher die Flosse (y→33 mm) desto fließfähiger ist das Material. Rechts ist der Vergleich mittels Tukey-Kramer auf einem 5 % Niveau dargestellt. Kreise die sich nicht überlappen zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied.



Abbildung 26: Flossenhöhen des PE-Mittelfließendmaterials zu den 3 Zeitpunkten. Dargestellt sind die Messwerte der Flossenhöhen (y-Achse) zu den Messungen von 50 s, 80 s und 120 s nach Mischbeginn (x-Achse). Je höher die Flosse ($y \rightarrow 33$ mm) desto fließfähiger ist das Material. Rechts ist der Vergleich mittels Tukey-Kramer auf einem 5 % Niveau dargestellt. Kreise die sich nicht überlappen zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied.

Beim leichtfließenden Material (s. Abbildung 27) wurden am 1 mm Schlitz folgende mediane Flossenhöhen erreicht:

$$t(50 \text{ s}) = 15,33 \text{ mm (MW= 15,33; SD= 0,33; rg= 14,83-15,78),}$$

$$t(80 \text{ s}) = 14,08 \text{ mm (MW= 14,28; SD= 0,34; rg= 13,97-14,86),}$$

$$t(120 \text{ s}) = 10,85 \text{ mm (MW= 10,92; SD= 0,57; rg= 10,14-11,97).}$$

Die Werte an den 3 Messzeitpunkten unterschieden sich auf dem alpha-Niveau $p < 0,05$ statistisch signifikant von einander (Tukey-Kramer-Test). Auf einem Niveau von 25 % Differenz wurde nur ein relevanter Unterschied festgestellt für die Messzeitpunkte: 120 s zu 80 s und zu 50 s, jedoch nicht zwischen 50 s und 80 s.

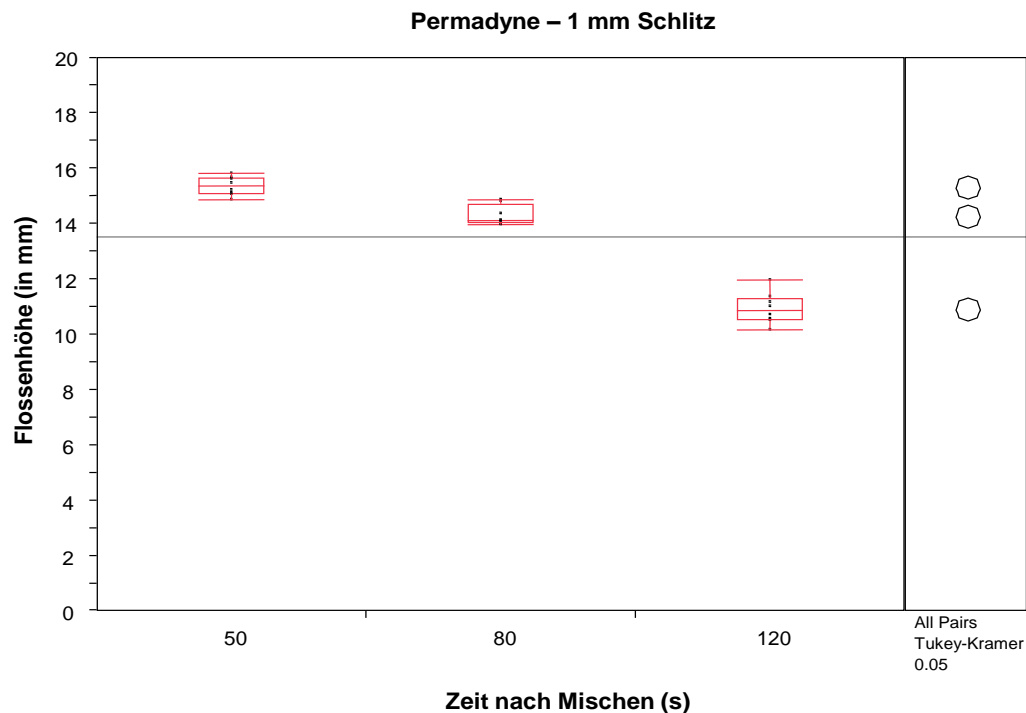


Abbildung 27: Flossenhöhen des PE-Leichtfließendmaterials zu den 3 Zeitpunkten. Dargestellt sind die Messwerte der Flossenhöhen (y-Achse) zu den Messungen von 50 s, 80 s und 120 s nach Mischbeginn (x-Achse). Je höher die Flosse (y→33 mm) desto fließfähiger ist das Material. Rechts ist der Vergleich mittels Tukey-Kramer auf einem 5 % Niveau dargestellt. Kreise die sich nicht überlappen zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied.

PE-Materialmixturen: Doppelmisch-Technik

Das Fließverhalten der Materialmixturen mit festgesetzten Mengenverhältnissen von 1:1 und 3:1 nach dem Anmischen wurden, zu den 3 beschriebenen Zeitpunkten, durch Messung der Flossenhöhe ermittelt.

Bei der Materialmixture „Impregum P-Permadyne 1:1“ (s. Abbildung 28) wurden am 1mm Schlitz mediane Flossenhöhen von:

$t(50\text{ s}) = 17,18\text{ mm}$ (MW= 17,29; SD= 0,47; rg= 16,82-18,22),

$t(80\text{ s}) = 14,95\text{ mm}$ (MW= 15,08; SD= 0,39; rg= 14,61-15,76), und

$t(120\text{ s}) = 11,68\text{ mm}$ (MW= 11,62; SD= 0,24; rg= 11,2-11,91) ermittelt.

Die Werte an den 3 Messzeitpunkten unterschieden sich auf dem alpha-Niveau $p < 0,05$ statistisch signifikant voneinander. Auf einem Niveau von 25 % Differenz wurde nur ein relevanter Unterschied festgestellt für die Messzeitpunkte: 120 s zu 80 s und 50 s, jedoch nicht zwischen 50 s und 80 s.

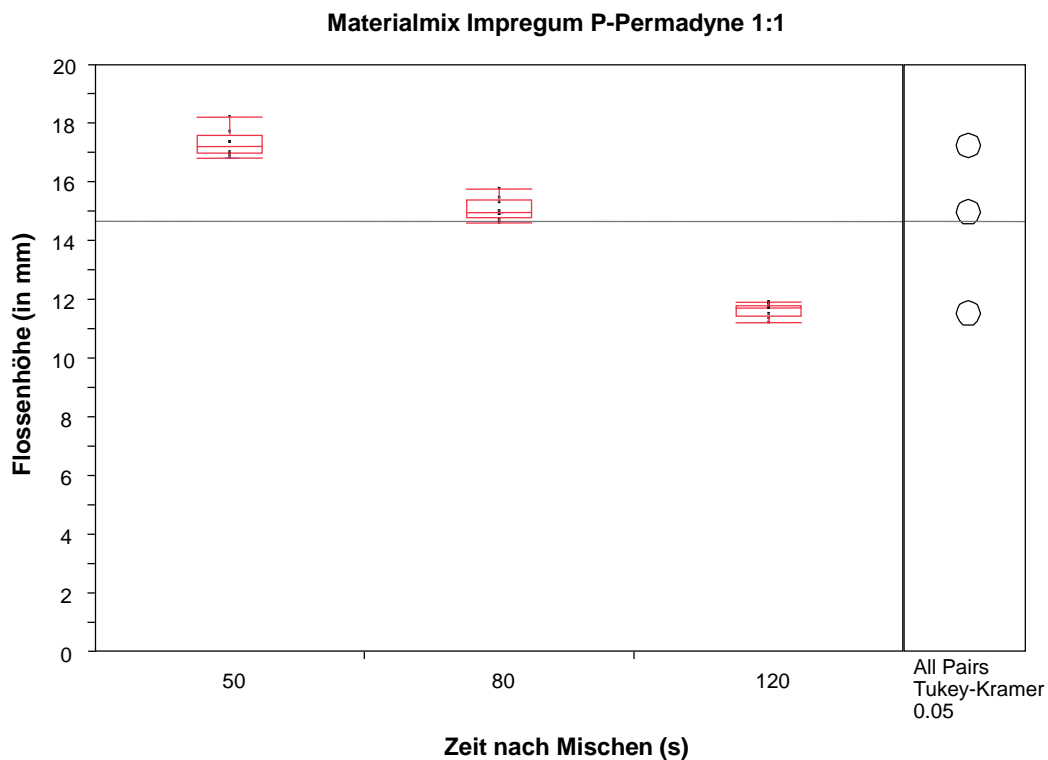


Abbildung 28: Flossenhöhen des PE-Materialmix 1:1 zu den 3 Zeitpunkten.

Dargestellt sind die Messwerte der Flossenhöhen (y-Achse) zu den Messungen von 50 s, 80 s und 120 s nach Mischbeginn (x-Achse). Je höher die Flosse ($y \rightarrow 33$ mm) desto fließfähiger ist das Material. Rechts ist der Vergleich mittels Tukey-Kramer auf einem 5 % Niveau dargestellt. Kreise die sich nicht überlappen zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied.

Bei der „Materialmixture, Impregum P-Permadyne 3:1“ (s. Abbildung 29) wurden am 1 mm Schlitz folgende mediane Flossenhöhen ermittelt:

$$t(50 \text{ s}) = 16,16 \text{ mm (MW= 16,2; SD= 0,32; rg= 15,8-16,69),}$$

$$t(80 \text{ s}) = 14,04 \text{ mm (MW= 14,08; SD= 0,32; rg= 13,52-14,54), und}$$

$$t(120 \text{ s}) = 10,76 \text{ mm (MW= 10,73; SD= 0,64; rg= 10,01-11,48).}$$

Die Werte an den 3 Messzeitpunkten unterschieden sich auf dem alpha-Niveau $p < 0,05$ statistisch signifikant von einander (Tukey-Kramer-Test). Auf einem

Niveau von 25 % Differenz wurde nur ein relevanter Unterschied festgestellt für die Messzeitpunkte: 120 s zu 80 s und zu 50 s, jedoch nicht zwischen 50 s und 80 s.

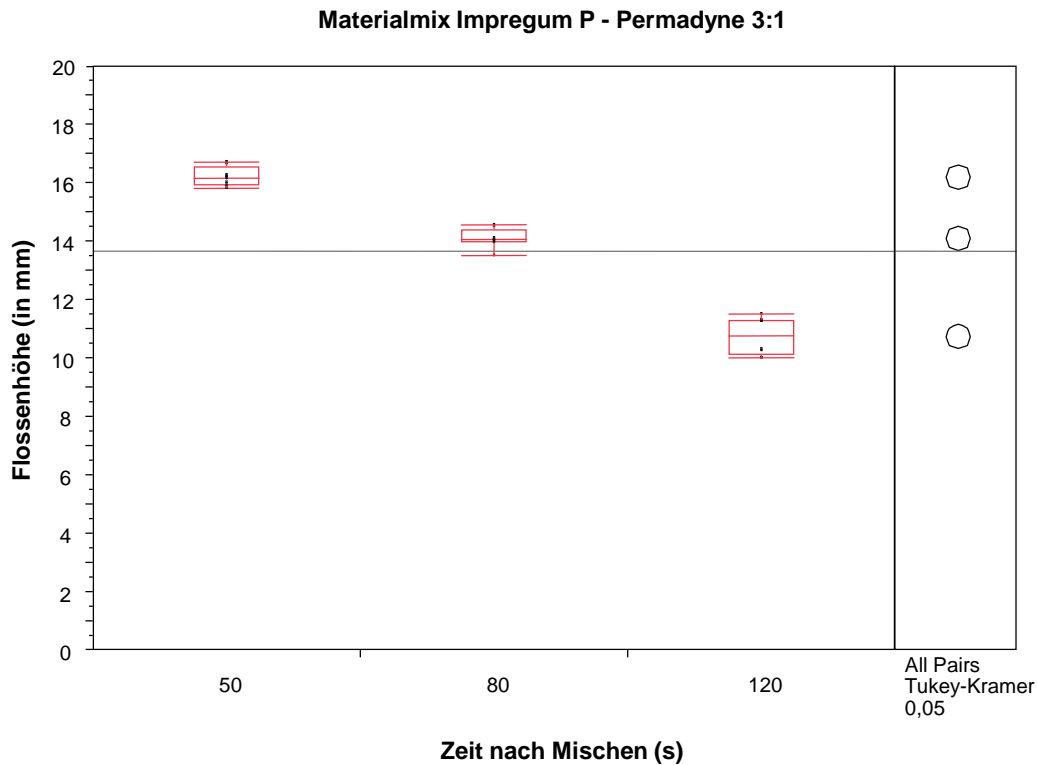


Abbildung 29: Flossenhöhen des PE-Materialmix 3:1 zu den 3 Zeitpunkten.

Dargestellt sind die Messwerte der Flossenhöhen (y-Achse) zu den Messungen von 50 s, 80 s und 120 s nach Mischbeginn (x-Achse). Je höher die Flosse (y→33 mm) desto fließfähiger ist das Material. Rechts ist der Vergleich mittels Tukey-Kramer auf einem 5 % Niveau dargestellt. Kreise die sich nicht überlappen zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied.

Abschließend wird die Gesamtbetrachtung aller Zeitpunkte (t50 s, t80 s, t120 s) für ein Material bzw. Materialmixture durchgeführt (s. Abbildung 30).

Es ergaben sich darüber folgende gemittelte Flossenhöhen:

ImP = 7,2 mm (MW= 7,04; SD= 0,68; rg= 5,91-8,14),

ImP-Per 3:1= 14,04 mm (MW= 13,67; SD= 2,34; rg= 10,01-16,69),

ImP-Per 1:1 =14,95 mm (MW= 14,66; SD= 2,41; rg= 11,20-18,22), und

für Per= 14,08 mm (MW= 13,51; SD= 1,97; rg= 10,14-15,78).

Alle Messwerte der Flossenhöhe der Materialgruppe PE wurden untereinander mit Dunnett's Test verglichen. Mit Bezugsgröße des schwerfließenden Materials (Löffelmaterial) ImP konnten für die Materialmixturen ImP-Per 3:1, ImP-Per 1:1, sowie das leichtfließende Materials Per kein statistisch signifikanter Unterschiede festgestellt werden ($p < 0,05$). Jedoch sind diese Gruppen statistisch signifikant unterschiedlich vom Löffelmaterial ImP.

Klinisch relevante Unterschiede über 25 % fanden sich nur zwischen dem Material ImP und allen übrigen Materialgruppen (ImP-Per 3:1, ImP-Per 1:1, Per), jedoch nicht zwischen Materialmixturen 3:1 und 1:1 sowie dem leichtfließenden Material Per.

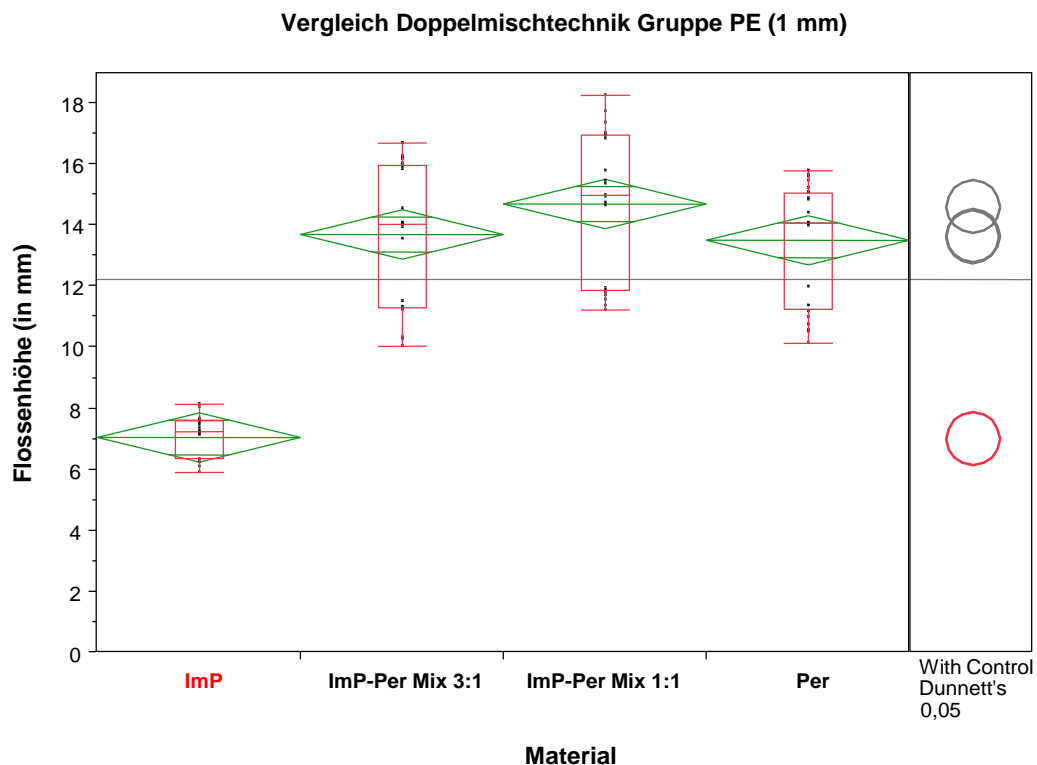


Abbildung 30: Gepoolte PE-Flossenhöhen aller Messzeitpunkte: Dargestellt sind alle Messwerte zu den Flossenhöhen (alle Zeitpunkte nach Anmischen) der Materialgruppe PE. Es sind Löffelmaterial (ImP) die Materialmixturen und das Korrekturmaterial (Per) nebeneinander abgebildet. Je größer die Flossenhöhe ($y \rightarrow 33$ mm) desto fließfähiger ist das Material. Auf der rechten Seite folgt die Darstellung der Vergleiche in Form des Dunnett's Test auf 5 % Niveau für abhängige Untersuchungen. Kontrolle ist dabei das Löffelmaterial (ImP). Wenn sich Kreise nicht mehr als 50 % überschneiden, zeigt dies einen statistisch signifikanten Unterschied an. Die graue horizontale Linie zeigt den Mittelwert aller Messdaten an.

6.2.3. Vergleich der Materialgruppen PE vs. VSXE

Es folgt die vergleichende Gegenüberstellung mit gepoolten Flossenhöhen bei den verschiedenen Messzeitpunkten 50, 80, und 120 s. Abbildung 34 zeigt alle Messdaten der Flossenhöhen der vorliegenden Studie 50 s nach Mischbeginn. Dadurch können die Materialgruppen gegeneinander sowie untereinander betrachtet werden. Die Messwerte sind im Einzelnen:

Für die Monophasen des schwerfließenden/mittelfließenden Materials (Löffelmaterial):

IdH= 2,97 mm (MW= 2,98; SD= 0,1; rg= 2,85-3,15), und
ImP= 7,3 mm (MW= 7,47; SD= 0,4; rg= 7,12-8,14).

Für die Monophasen des leichtfließenden Materials (Korrekturmaterial):

IdL= 11,7 mm (MW= 11,56; SD= 0,38; rg= 10,87-11,98), und
Per= 15,32 mm (MW= 15,32; SD= 0,33; rg= 14,83-15,78).

Für die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix IdH-IdL 1:1):

IdH-IdL= 11,33 mm (MW= 11,43; SD= 0,42; rg= 11,01-12,24), und
die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix IdH-IdL 3:1):
IdH-IdL= 10,55 mm (MW= 10,49; SD= 0,42; rg= 10,01-11,02).

Für die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix ImP-Per 1:1):

ImP-Per= 17,18 mm (MW= 17,29; SD= 0,47; rg= 16,82-18,22), und
die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix ImP-Per 3:1):
ImP-Per= 16,16 mm (MW= 16,2; SD= 0,32; rg= 15,8-16,69).

Zwischen der Materialgruppe PE und VSXE besteht immer ein statistisch signifikanter Unterschied ($p > 0,05$, Student's t-Test), der auch auf dem 25 % Niveau als klinisch relevant betrachtet wird.

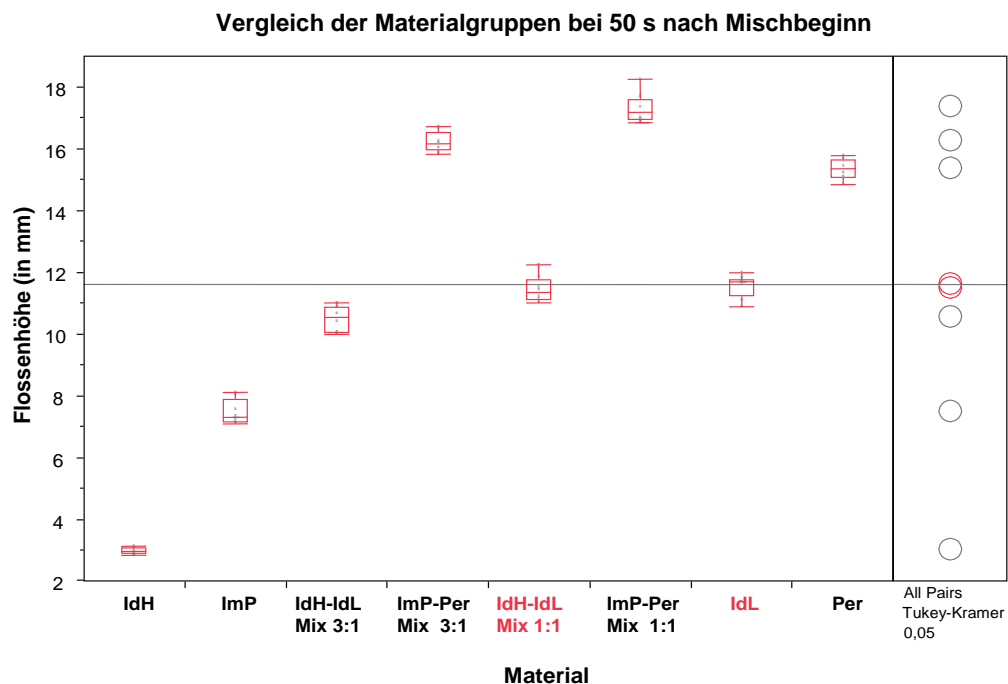


Abbildung 31: Gepoolter Vergleich der Flossenhöhen 50 s nach Mischbeginn: Dargestellt sind alle Messwerte zu den Flossenhöhen (bei 50 s eines Materials). Es sind immer die vergleichbaren Materialien bzw. Materialmixturen der Materialgruppen (PE und VSXE) nebeneinander abgebildet. Auf der rechten Seite folgt die Darstellung der Vergleiche in Form des Tukey-Kramer Tests auf 5 % Niveau. Wenn sich Kreise nicht mehr als 50 % überschneiden, zeigt dies einen statistisch signifikanten Unterschied an. Die horizontale Linie zeigt den Mittelwert aller Messdaten an.

Abbildung 32 zeigt alle Messdaten der Flossenhöhen der vorliegenden Studie 80 s nach Mischbeginn. Die Messwerte sind im Einzelnen:

Für die Monophasen des schwerfließenden/mittelfließenden Materials (Löffelmaterial):

IdH= 2,51 mm (MW= 2,49; SD= 0,07; rg= 2,35-2,62), und für

ImP= 7,57 mm (MW= 7,48; SD= 0,21; rg= 7,11-7,66).

Für die Monophasen des leichtfließenden Materials (Korrekturmaterial):

IdL= 9,71 mm (MW= 9,66; SD= 0,71; rg= 8,39-10,83), und für

Per= 14,08 mm (MW= 14,28; SD= 0,36; rg= 13,97-14,86).

Für die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix Idh-IdL 1:1):

IdH-IdL= 10,13 mm (MW= 10,19; SD= 0,52; rg= 9,34-10,82), und für

die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix IdH-IdL 3:1):
 IdH-IdL= 8,31 mm (MW= 8,46; SD= 0,51; rg= 8,01-9,45).

Für die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix ImP-Per 1:1):
 ImP-Per= 14,95 mm (MW= 15,07; SD= 0,39; rg= 14,61-15,76), und für
 die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix ImP-Per 3:1):
 ImP-Per= 14,03 mm (MW= 14,08; SD= 0,32; rg= 13,52-14,54).

Zwischen der Materialgruppe PE und VSXE besteht immer ein statistisch signifikanter Unterschied ($p > 0,05$, Student's t-Test), der auch auf dem 25 % Niveau als klinisch relevant betrachtet wird.

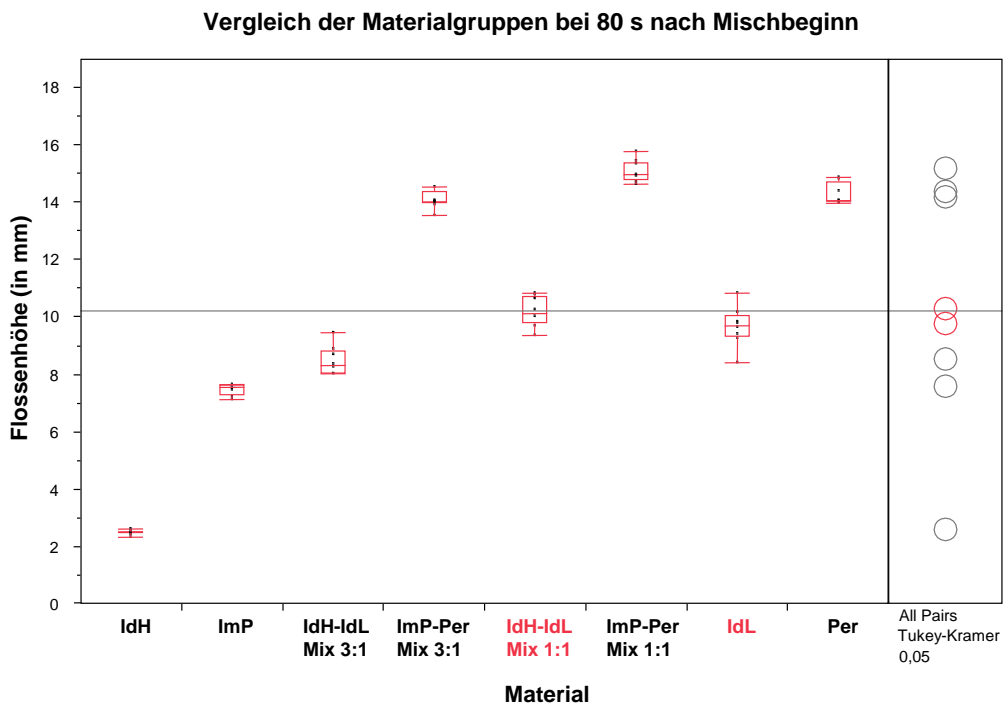


Abbildung 32: Gepoolter Vergleich der Flossenhöhen 80 s nach Mischbeginn: Dargestellt sind alle Messwerte zu den Flossenhöhen (bei 80 s eines Materials). Es sind immer die vergleichbaren Materialien bzw. Materialmixturen der Materialgruppen (PE und VSXE) nebeneinander abgebildet. Auf der rechten Seite folgt die Darstellung der Vergleiche in Form des Tukey-Kramer Tests auf 5 % Niveau. Wenn sich Kreise nicht mehr als 50 % überschneiden, zeigt dies einen statistisch signifikanten Unterschied an. Die horizontale Linie zeigt den Mittelwert aller Messdaten an.

Abbildung 33 zeigt alle Messdaten der Flossenhöhen der vorliegenden Studie 120 s nach Mischbeginn. Die Messwerte sind im Einzelnen:

Für die Monophasen des schwerfließenden/mittelfließenden Materials (Löffelmaterial):

IdH= 2 mm (MW= 1,97; SD= 0,07; rg= 1,81-2,03), und für

ImP= 6,22 mm (MW= 6,17; SD= 0,15; rg= 5,91-6,32).

Für die Monophasen des leichtfließenden Materials (Korrekturmaterial):

IdL= 8,71 mm (MW= 8,66; SD= 0,39; rg= 8,17-9,28), und für

Per= 10,85 mm (MW= 10,92; SD= 0,57; rg= 10,14-11,97).

Für die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix Idh-IdL 1:1):

IdH-IdL= 7,2 mm (MW= 7,15; SD= 0,62; rg= 6,27-7,88), und für

die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix IdH-IdL 3:1):

IdH-IdL= 6,56 mm (MW= 6,65; SD= 0,73; rg= 5,75-7,81).

Zwischen der Materialgruppe PE und VSXE besteht immer ein statistisch signifikanter Unterschied ($p > 0,05$, Student's t-Test), der auch auf dem 25 % Niveau als klinisch relevant betrachtet wird.

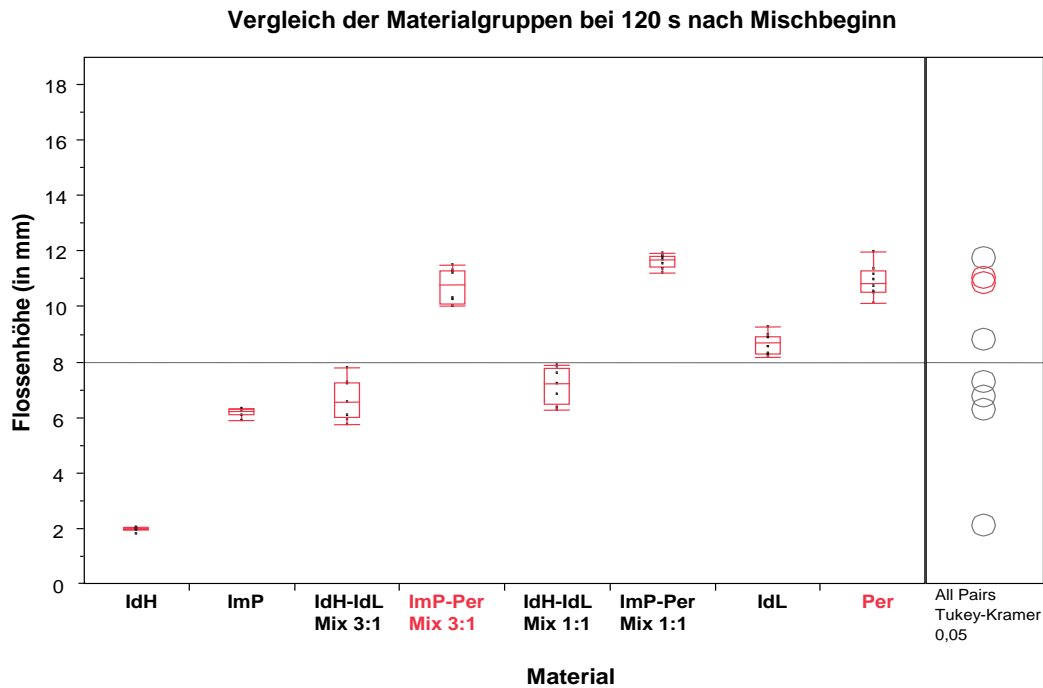


Abbildung 33: Gepoolter Vergleich der Flossenhöhen 120 s nach Mischbeginn: Dargestellt sind alle Messwerte zu den Flossenhöhen (bei 120 s eines Materials). Es sind immer die vergleichbaren Materialien bzw. Materialmixturen der Materialgruppen (PE und VSXE) nebeneinander abgebildet. Auf der rechten Seite folgt die Darstellung der Vergleiche in Form des Tukey-Kramer Tests auf 5 % Niveau. Wenn sich Kreise nicht mehr als 50 % überschneiden, zeigt dies einen statistisch signifikanten Unterschied an. Die horizontale Linie zeigt den Mittelwert aller Messdaten an.

Es folgt die Gegenüberstellung mit gepoolten Zeiten. Dabei betrachtet man die Flossenhöhen eines Materials zu allen Messzeitpunkten gemeinsam (Anwendungsbreite in der klinischen Situation). Abbildung 34 zeigt alle Messdaten der Flossenhöhen der vorliegenden Studie. Dadurch können die Materialgruppen gegeneinander sowie untereinander betrachtet werden. Die Messwerte sind im Einzelnen:

Für die Monophasen des schwerfließenden/mittelfließenden Materials (Löffelmaterial):

IdH= 2,49 mm (MW= 2,51; SD= 0,43; rg= 1,81-3,15), und für
 ImP= 7,04 mm (MW= 7,2; SD= 0,68; rg= 5,91-8,14).

Für die Monophasen des leichtfließenden Materials (Korrekturmaterial):

IdL= 9,96 mm (MW= 9,71; SD= 1,32; rg= 8,17-11,98), und für
 Per= 13,51 mm (MW= 14,08; SD= 1,96; rg= 10,14-15,78).

Für die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix IdH-IdL 1:1):
 IdH-IdL= 9,59 mm (MW= 10,13; SD= 1,91; rg= 6,27-12,24), und für
 die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix IdH-IdL 3:1):
 IdH-IdL= 8,53 mm (MW= 8,31; SD= 1,69; rg= 5,75-11,02).

Für die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix ImP-Per 1:1):
 ImP-Per= 14,66 mm (MW= 14,95; SD= 2,4; rg= 11,2-18,22), und für
 die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix ImP-Per 3:1):
 ImP-Per= 13,67 mm (MW= 14,03; SD= 2,34; rg= 10-16,69).

Zwischen der Materialgruppe PE und VSXE besteht immer ein statistisch signifikanter Unterschied ($p > 0,05$, Student's t-Test), der auch auf dem 25 % Niveau als klinisch relevant betrachtet wird.

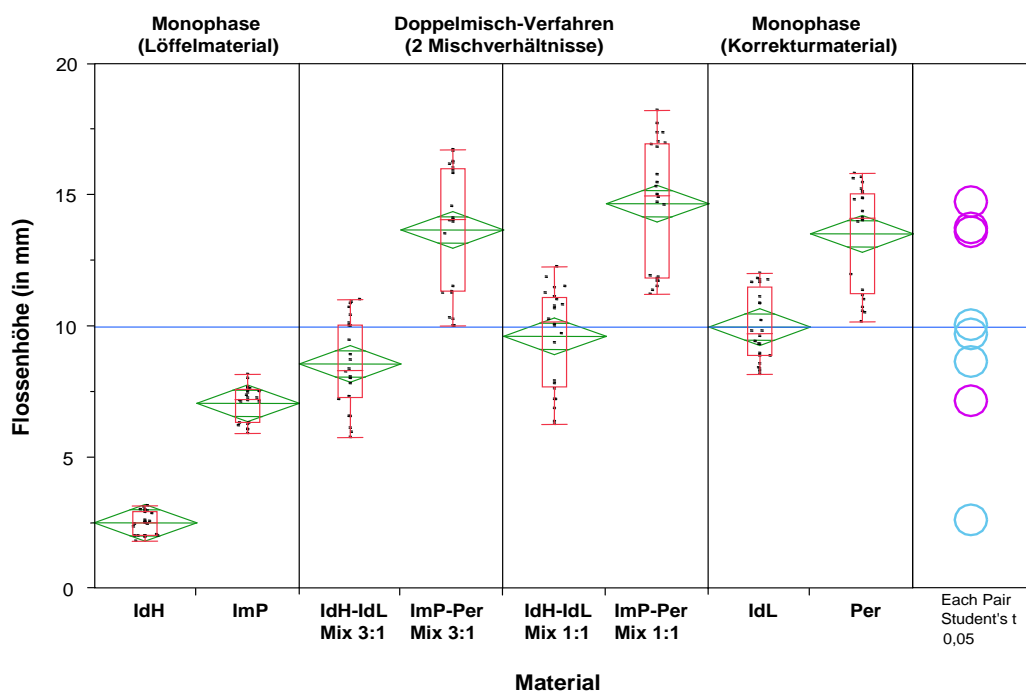


Abbildung 34: Gepoolter Vergleich der Flossenhöhen aller Messzeitpunkte: Dargestellt sind alle Messwerte zu den Flossenhöhen (alle Zeitpunkte eines Materials). Es sind immer die vergleichbaren Materialien bzw. Materialmixturen der Materialgruppen (PE und VSXE) nebeneinander abgebildet. Auf der rechten Seite folgt die Darstellung der Vergleiche in Form des Each pair Student's t-Test auf 5 % Niveau. Kreise der Materialgruppe PE sind violett, die der Materialgruppe VSXE hellblau. Wenn sich Kreise nicht mehr als 50 % überschneiden, zeigt dies einen statistisch signifikanten Unterschied an. Die blaue horizontale Linie zeigt den Mittelwert aller Messdaten an.

6.3 Stempelweg/ Stempelstillstand der Materialien

Der Abbildung 35 bis Abbildung 42 folgend, wurden alle o.g. Messreihen durchgeführt zur qualitativen graphischen Darstellung der Messverläufe.

Die einzelnen Messwerte finden sich in den Tabellen im Kapitel 10.1. Messwerte der Messreihen.

Die folgenden Abbildungen zeigen exemplarisch die Ergebnisse des Leserwegsensor Versuchs aus den Elastomeren, welche Ergänzung des Haifischflossentestes waren.

Dargestellt sind die Stempelwege in Abhängigkeit von der Zeit während der Messung des shark-fin-Tests. Jede Linie entspricht einer Messung. Die Messreihen des Materials zum Zeitpunkt nach Mischbeginn sind farblich getrennt: 50 s = rot, 80 s ist grün, 120 s ist blau. Der Stempelstillstand findet sich am Übergang der Kurve in eine Steigung von 0 (horizontaler Verlauf). Je später dieser Punkt erreicht wird (x-Achse), desto länger fließt das Material. Der maximale Weg des Stempels (bedingt durch den Messaufbau) ist 24 mm (y-Achse).

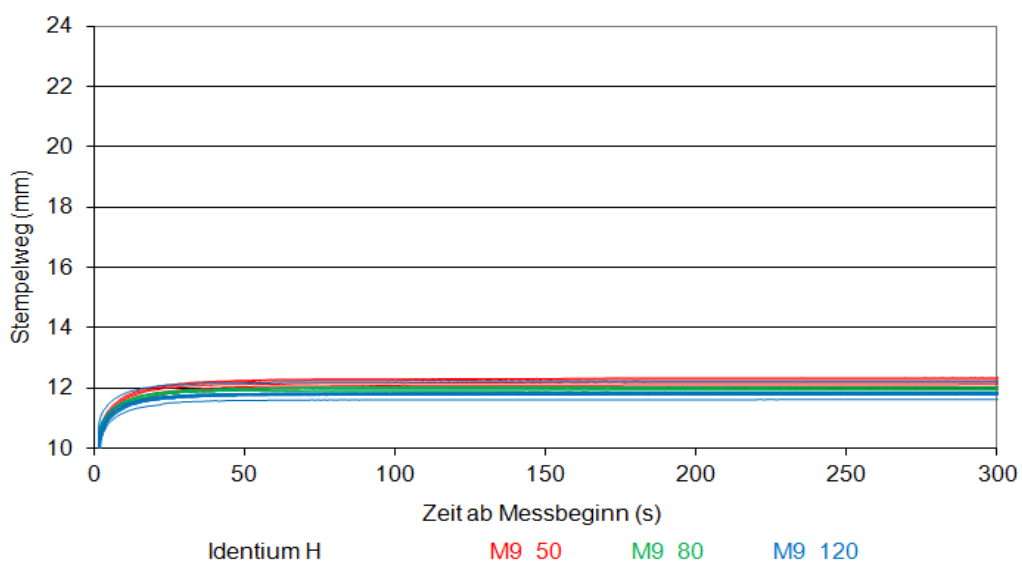


Abbildung 35: Material IdH Weg-Zeit-Diagramm zur Ermittlung des Stempelstillstands.

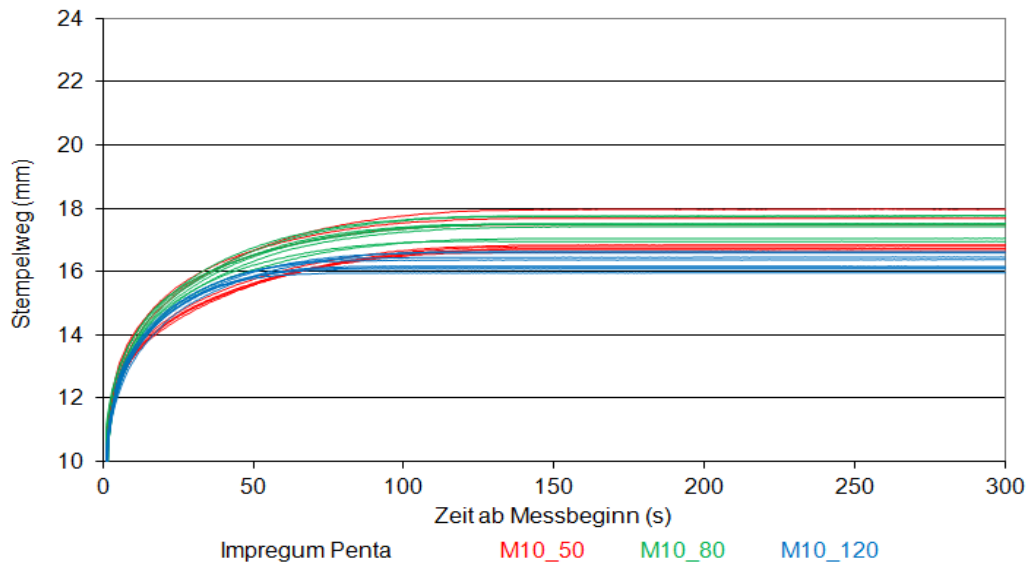


Abbildung 36: Material Imp Weg-Zeit-Diagramm zur Ermittlung des Stempelstillstands.

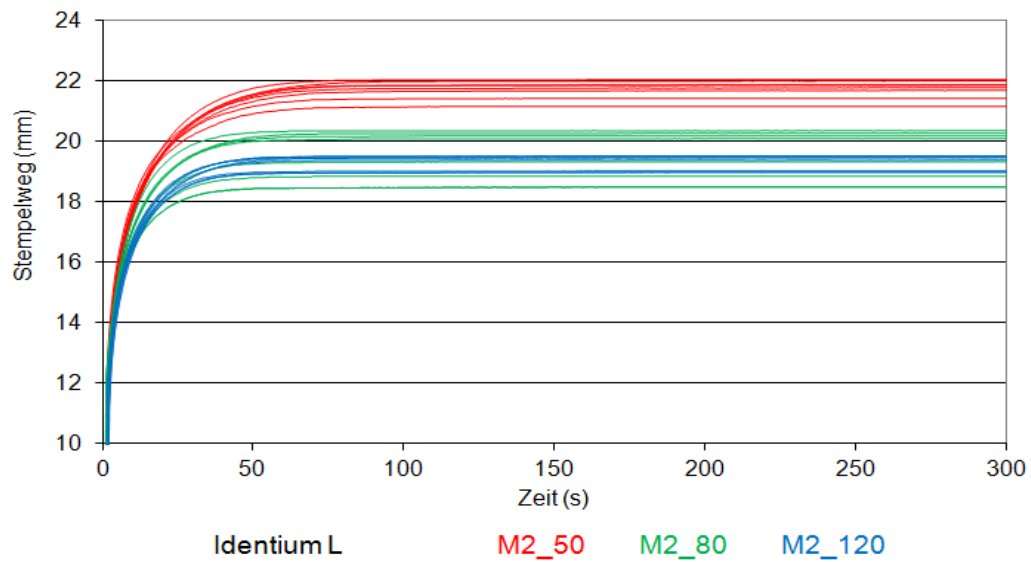


Abbildung 37: Material IdL Weg-Zeit-Diagramm zur Ermittlung des Stempelstillstands.

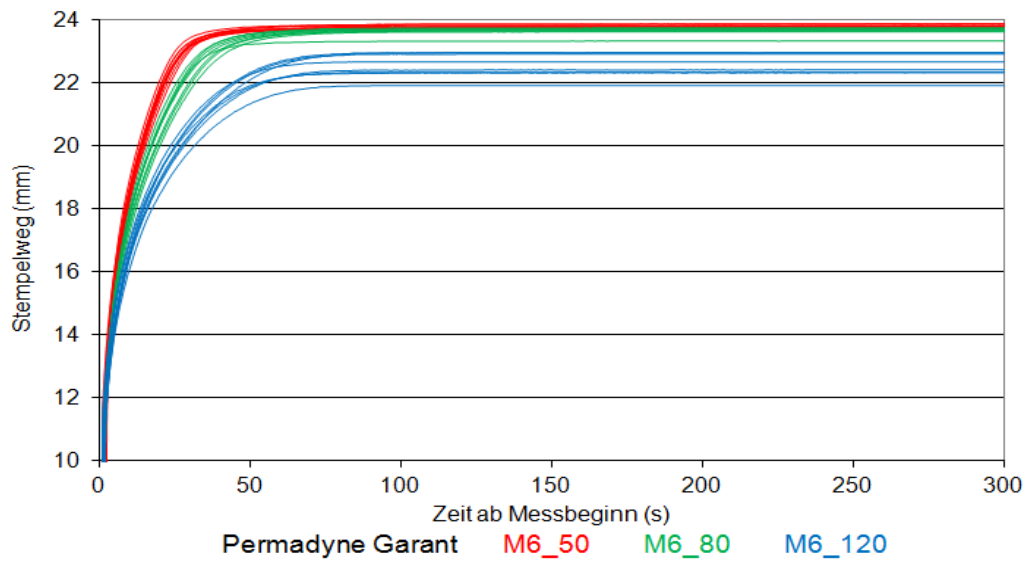


Abbildung 38: Material Per Weg-Zeit-Diagramm zur Ermittlung des Stempelstillstands.

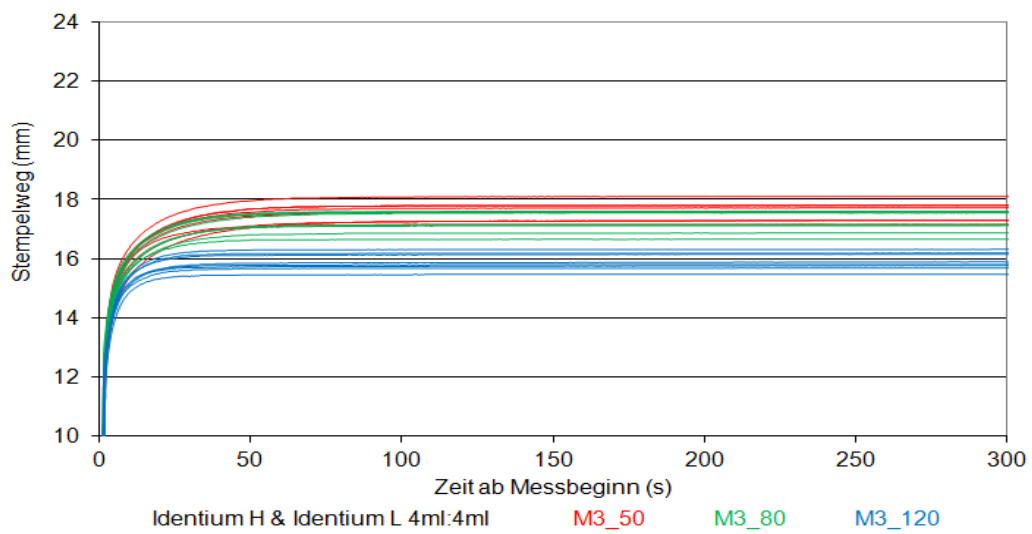


Abbildung 39: Materialmix VSXE 1:1 Weg-Zeit-Diagramm zur Ermittlung des Stempelstillstands.

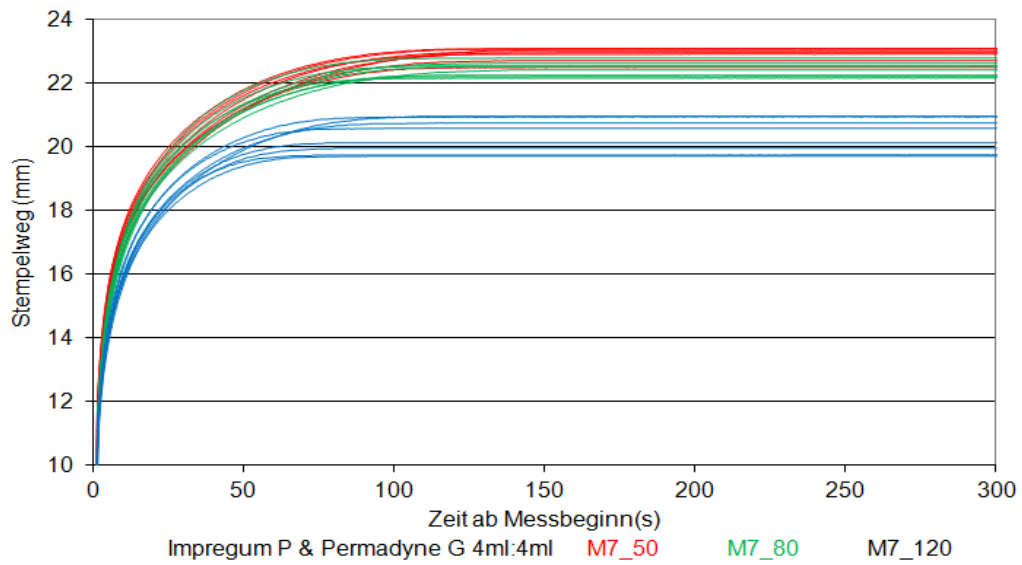


Abbildung 40: Materialmix PE 1:1 Weg-Zeit-Diagramm zur Ermittlung des Stempelstillstands.

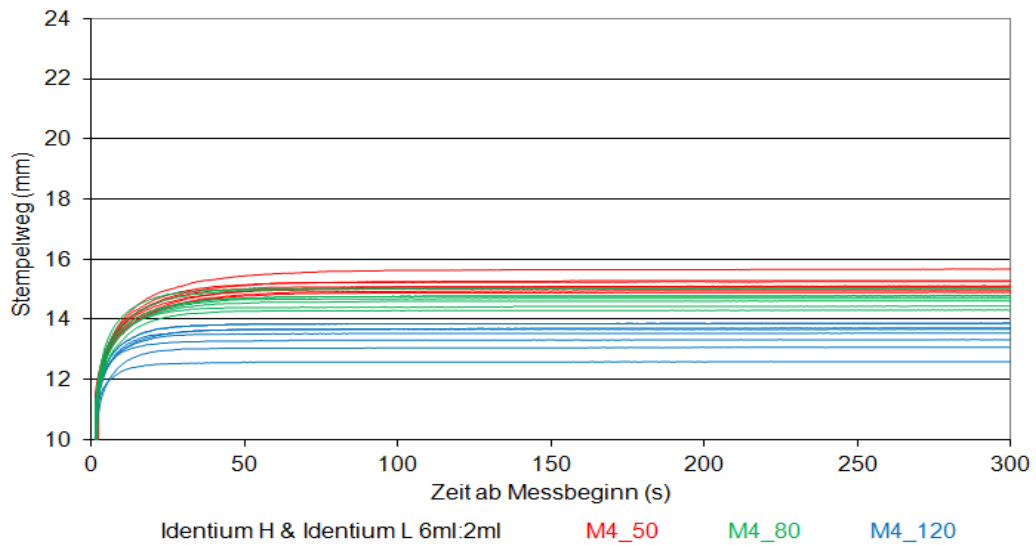


Abbildung 41: Materialmix VSXE 3:1 Weg-Zeit-Diagramm zur Ermittlung des Stempelstillstands.

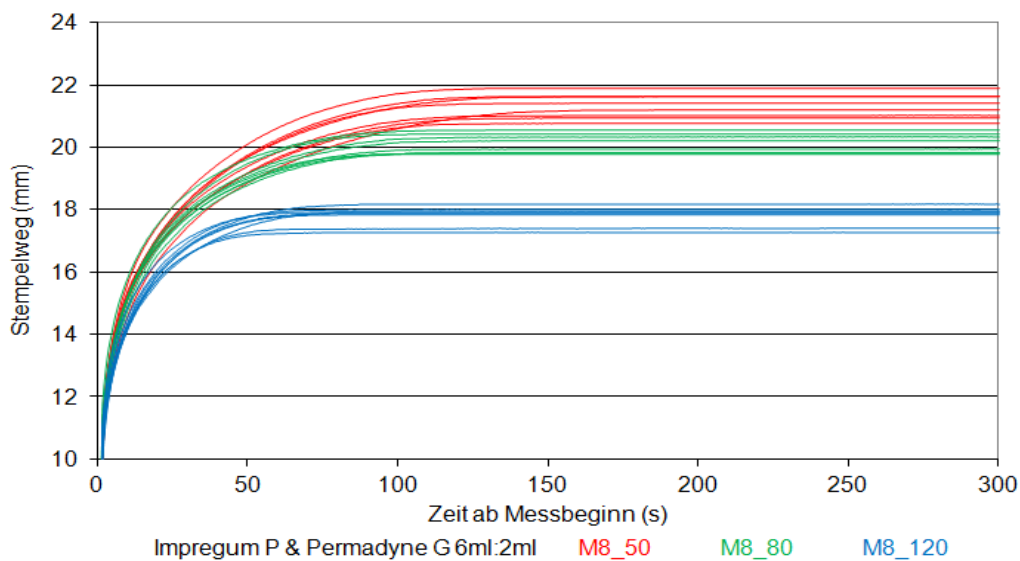


Abbildung 42: Materialmix PE 3:1 Weg-Zeit-Diagramm zur Ermittlung des Stempelstillstands.

6.4 Vergleiche von Stempelwegen/Stempelstillstand

Es folgt die Gegenüberstellung mit gepoolten Zeiten. Dabei betrachtet man die Stempelstillstände eines Materials zu allen Messzeitpunkten gemeinsam (Anwendungsbreite in der klinischen Situation). Abbildung 34 zeigt alle Messdaten der Stempelstillstände der vorliegenden Studie. Dadurch können die Materialgruppen gegeneinander sowie untereinander betrachtet werden. Die Messwerte sind im Einzelnen:

Für die Monophasen des schwerfließenden/mittelfließenden Materials (Löffelmaterial):

IdH= 57,31 s (MW= 58,64; SD= 11,73; rg= 40,09-77,52), und für

ImP= 96,53 s (MW= 92,49; SD= 18,58; rg= 59,03-116,53).

Für die Monophasen des leichtfließenden Materials (Korrekturmaterial):

IdL= 69,77 s (MW=75,61; SD= 16,51; rg= 53,59-113,52), und für

Per= 91,04 s (MW= 92,03; SD= 12,26; rg= 70,12-123,65).

Für die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix IdH-IdL 1:1):
 IdH-IdL= 72,53 s (MW= 70,91; SD= 20,04; rg= 41,03-110,69), und für
 die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix IdH-IdL 3:1):
 IdH-IdL= 61,53 s (MW= 67,26; SD= 18,43; rg= 40,03-106,14).

Für die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix ImP-Per 1:1):
 ImP-Per= 91,27 s (MW= 90,47; SD= 17,94; rg= 56,53-126,7), und für
 die Doppelmisch-Verfahren (Material-Mix ImP-Per 3:1):
 ImP-Per= 91,59 s (MW= 89,31; SD= 22,21; rg= 51,53-132,71).

Zwischen der Materialgruppe PE und VSXE besteht immer ein statistisch signifikanter Unterschied ($p > 0,05$, Student's t-test), der auch auf dem 25 % Niveau als klinisch relevant betrachtet wird.

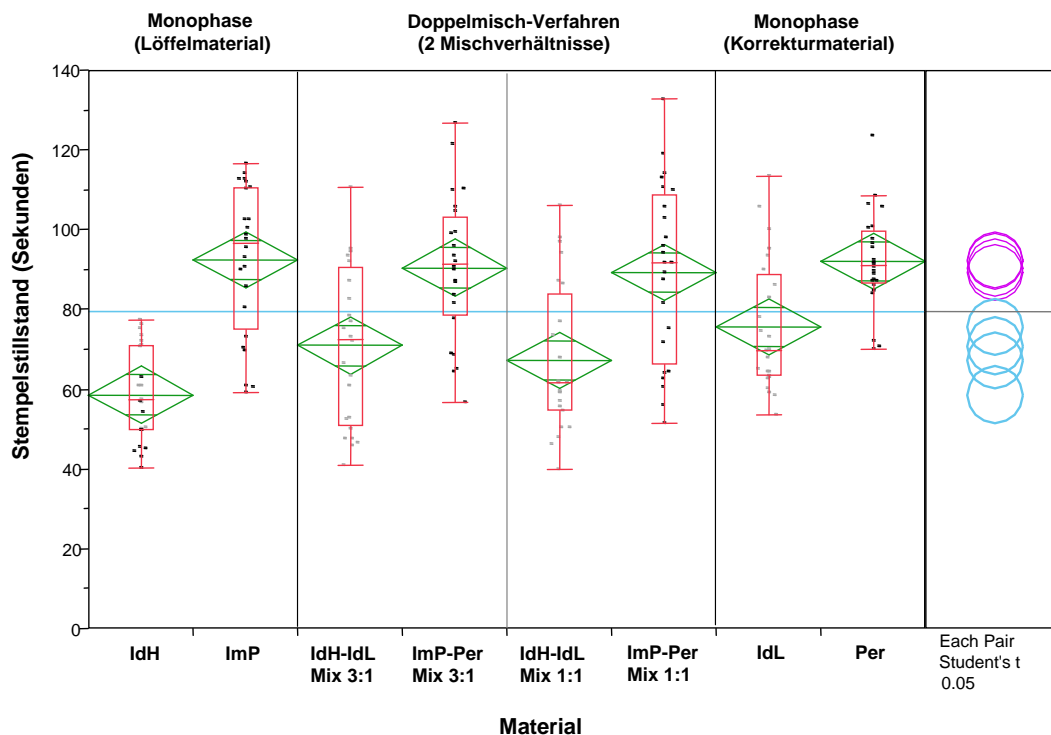


Abbildung 43: Gepoolter Vergleich der Stempelstillstand aller Messzeitpunkte: Dargestellt sind alle Messwerte zu den Stempelstillstandes (alle Zeitpunkte eines Materials). Es sind immer die vergleichbaren Materialien bzw. Materialmixturen der Materialgruppen (PE und VSXE) nebeneinander abgebildet. Auf der rechten Seite folgt die Darstellung der Vergleiche in Form des Each pair Student's t-Test auf 5 % Niveau. Kreise der Materialgruppe PE sind violett, die der Materialgruppe VSXE hellblau. Wenn sich Kreise nicht mehr als 50 % überschneiden, zeigt dies einen statistisch signifikanten Unterschied an. Die blaue horizontale Linie zeigt den Mittelwert aller Messdaten an.

7. Diskussion

Die vorliegende Arbeit ist eine Fortführung der Arbeiten zur Bestimmung der Fließeigenschaften von zwei etablierten Polyether-Materialien (Impregum Penta & Permadyne Garant) und zwei Hybrid-Materialien „Vinylsiloxanether“ (Identium Heavy & Identium Light), durch den bekannten Haifischflossentest der Firma 3M ESPE (siehe Abbildung 3).

Insbesondere zeigt die Arbeit eine mögliche Übertragung der Doppelmischabformung auf die shark-fin Testmethode.

7.1 Methodik

Versuchsaufbau

Der Haifischflossentest ist eine geeignete und seit Jahren bekannte Methode um Aussagen zum Fließverhalten eines Abformwerkstoffes zu treffen. Die Breite des verwendeten Spalteinsatzes von 1 mm ermöglicht eine deutliche Unterscheidung zwischen Polyether und Hybrid Abformmassen, mit stets hoher Reproduzierbarkeit und geringer Standardabweichung [30, 40].

Eine semiklinisch-orientierte Simulation des Sulcus Alveolares besonders in Hinblick auf die geometrischen Verhältnisse um und unterhalb des Präparationsrandes ist damit möglich [33].

Der Haifischflossentest in heutiger Konzeption ist ein einfach durchzuführender Vorgang mit guter Reproduzierbarkeit [12]. Anzumerken ist allerdings ein hoher Materialverbrauch von 50-80 ml für eine Messreihe von 8 Messungen pro untersuchte Zeit nach Mischbeginn. Dies entspricht einer Kartusche leichtfließendem Elastomer (50 ml) zu einem durchschnittlichen Handelspreis von ca. EUR 60. Durch den Zeitaufwand und diese Materialkosten würde eine alternative Untersuchung mit weniger Materialeinsatz und just-in-time Messung bei gleicher Aussagekraft lukrativer sein.

Die Methode der Herstellung der Messproben (Haifischflosse oder shark-fin), und der verwendete Messkörper aus den Studien von Von Pastau im Jahr 2006 und Saker in 2007 wurden in ähnlicher Weise übernommen [40,30].

Allerdings wurde die Temperatur mit 23 °C in der vorliegenden Studie niedriger als bei der Studie von Von Pastau (28°C) gewählt [40].

Zum einen hat in der klinischen Situation die Abformmasse bei Einbringung in den Patientenmund mindestens Raumtemperatur (ca. 20 °C) und nimmt erst langsam Körpertemperatur des Patienten an (ca. 37°C). Daher liegt der Wert von 23 °C eher im klinisch relevanten Bereich; wobei klinische Daten zur Wärmeaufnahme von Elastomeren im Patientenmund nicht vorliegen.

Zum anderen beziehen sich die vom Hersteller angegebenen Verarbeitungszeiten (gemäß ISO 4823) auf Raumtemperatur.

Zusätzlich ist die Raumtemperatur unter Laborbedingungen (klimatisierter Raum) konstant auf diesem Wert besser zu realisieren als eine Temperatur von ca. 37 °C. Durch diese Entscheidung für eine Verarbeitungs- und Testumgebung von 23 °C wird sichergestellt, dass das Abformmaterial eine ideale Temperatur während des Aushärtvorgangs hat. Allerdings kann die zu späterem Zeitpunkt im klinischen Setting eingetretene Mundtemperatur (ca. 37 °C) nicht berücksichtigt werden. Da die Fließfähigkeit besonders zum Anfang der Abformung (Umspritzen und Einsetzen) relevant ist, kann im Umkehrschluss das spätere Fließ- und Abbindeverhalten unberücksichtigt bleiben. In der klinischen Situation ist diese ideale Bedingung nur in den Bereichen der Lagertemperatur von Elastomeren gegeben.

Bei Voruntersuchungen über 23 °C zeigte sich, dass das schwerfließende Material Identium Heavy erst bei einer verwendeten Spaltbreite von 2 mm auswertbare Ergebnisse lieferte (s. Tabelle 5, Kapitel 5.3). Erst bei der Hauptuntersuchung unter Laborraumbedingungen mit konstanter Raumtemperatur von 23 °C ließen sich die schwerfließenden Materialien mit einem Spalteinsatz von 1 mm aussagefähig beurteilen.

Da wiederum die leichtfließenden Materialien bei 2 mm Spaltbreite zum Zeitpunkt 50 s nach Mischbeginn über 33 mm Flossenlänge erreichten, musste für die Vergleichbarkeit in der neu-entwickelten Testung der Doppelmisch-Technik auf einheitlich 1 mm Spalteinsatz zurückgegriffen werden (s. Tabelle 5, Kapitel 5.3).

Weiter ist der 1 mm Spalteinsatz auch eher für die Simulation des Parodontalspalts bzw. Ginigvalspalts am Zahn heranzuziehen, um so bei den untersuchten Abformmaterialien der Anwendung am Patienten am nächsten zu kommen.

Die Übertragung der Doppelmischtechnik auf den Haifischflossentest

Ein Ziel der Studie war die erstmalige Übertragung der klinischen Doppelmischtechnik auf den Haifischflossentest von Abformmaterialien.

Deshalb wurde eine Vorgehensweise für die Testversuche erprobt, die diese Gegebenheiten nachstellt (siehe Abbildung 9). Um die Reproduzierbarkeit der Versuche gewährleisten zu können, d. h. bei jedem Versuch die gleiche Menge an den einzelnen Komponenten zu benutzen, musste die Menge der Komponenten „abgemessen“ werden. Dazu wurden kalibrierte Norm-Einwegspritzen mit Milliliter-Skalierung ausgewählt, und von dieser die Materialien, gemäß Messprotokoll, in die Ringform des Haifischflossentest-Apparates appliziert; das schwerfließende Material zuerst, dann das leichtfließende Material in der erforderlichen Menge (4 oder 2 ml).

Um den simultanen Beginn der Anmischzeit für beide Komponenten gewährleisten zu können, mussten sie zeitlich parallel in angemischter Form, in die Einwegspritzen appliziert werden. Hierzu war eine Hilfsperson erforderlich.

Da die Versuchsdurchführung in Doppelmischtechnik deutlich aufwändiger war, als der übliche Haifischflossentest mit nur einer Komponente, und die

Herstellungszeit der Probekörper sich deutlich verlängerte (selten unter 45 s), wurden in den Versuchsreihen Zeiten von 50 und 80 s nach Mischbeginn, für das Testverfahren gewählt. Der klinische Wert von 30 s nach Mischbeginn war in diesem Versuchsaufbau daher nicht realisierbar [30]. Zusätzlich wurden jedoch Messungen 120 s nach Mischbeginn durchgeführt, da diese Zeit - laut Hersteller - dem Ende der Verarbeitungszeit entspricht.

Die Übertragung der Doppelmischtechnik auf den Haifischflossentest mit festgesetzten Mengenverhältnissen von 1:1 und 3:1 ml (schwerfließend : leichtfließend) zu den drei Messzeitpunkten (50, 80 und 120 s), konnte erfolgreich durchgeführt werden.

Mengenverhältnisse von 1:1 und 3:1 ml wurden gewählt, damit die Vergleichbarkeit im klinischen Setting bei der Doppelmischabformung in ähnlicher Weise untersucht werden kann. Üblicherweise ist die im Abformlöffel vorgelegte Materialmenge mindestens dreimal so groß wie die um die Stümpfe applizierte. Nach Hersteller stehen leichtfließend und schwerfließend bei beiden Materialien in einem Chargenmengen-Verhältnis von 1:6. Das bedeutet, dass die Hersteller beim Verkauf ihres Materials für die Anwendung in Doppelmischabformung „unterstellen“, dass eine 50 ml Kartusche leichtfließenden Materials (Permadyne Garant resp. Identium Light) mit einer 300 ml Kartusche Löffelmaterial (Impregum Penta resp. Identium Heavy) ausreichend ist.

Die Nutzung des Mischverhältnisses 1:1 in der vorliegenden Studie sollte das entgegengesetzte Szenario darstellen, wenn in klinischen Situationen mehr leichtfließendes Material verwendet wird. Zum Beispiel am abzuformenden Stumpf, wo das umgebende Mengenverhältnis eher 1:1 ist.

Messdurchführung & Messungen

Bei der Durchführung der Messung des Stempelweges in Abhängigkeit von der Zeit ab Messbeginn (jeweils 50, 80, 120 s nach Mischbeginn) hat sich

herausgestellt, dass die Messung im 100 ms-Takt erforderlich ist. Dies gilt sowohl für den Beginn der Messung zur Erfassung des Stempel-Leerweges (bis zum Auftreffen auf der Abformmasse) als auch für die Zeit des Einsenkens des Stempels in die Abformmasse [40].

Der fehlende direkte Zusammenhang zwischen Weg bis Stempelstillstand und Flossenhöhen ist im konstruktiven Aufbau der Haifischflossen-Vorrichtung (siehe Abbildung 8) begründet [40]. Die vom einsinkenden Stempel verdrängte Abformmasse, steigt nicht nur in den für die Haifischflosse vorgesehenen Spalt von 1 mm auf, sondern größtenteils in den ca. 3 mm breiten Ringspalt zwischen Stempel und Rohr (siehe schematische Darstellung, Abbildung 5). Für eine Verbesserung wäre z.B. eine lasergestützte Direktmessung der wachsenden Haifischflosse erforderlich. Das wiederum bedarf der Modifizierung des Versuchsaufbaus. Wird dieser dabei allerdings grundlegend verändert (z.B. Reduktion des Ringspalts) sind spätere Ergebnisse mit den derzeitigen nicht mehr vergleichbar.

Daher wurde in der vorliegenden Studie schwerpunktmäßig die endgültige Flossenhöhe durch eine rein manuelle Methode mit Hilfe der digitalen Messschieblehre vermessen.

7.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse des shark-fin-Test zeigten „ausgeprägtere“ Haifischflossen bei den „Polyether (PE)“ gegenüber den „Vinylsiloxanether (VSXE)“. Die ermittelten Unterschiede sind im Vergleich von allen Messzeitpunkte (50, 80, 120 s), sowie bei beiden Mischverhältnissen 1:1 und 3:1 voneinander statistisch signifikant und relevant (siehe Kapitel 6.1.) auf den festgesetzten Niveaus von $p < 0,05$ für den Fehler erster Art sowie $> 25\%$ für das Surrogat zur klinischen Relevanz (s. 5.5.2. Statistische Methoden).

In der vorliegenden Arbeit zeigte Impregum & Permadyne im Mischverhältnis 1:1 50 s nach Mischbeginn die größte Flossenhöhe (siehe Abbildung 17-a). Dagegen zeigte Identium Heavy niedrigste Flossenhöhen bei allen Messzeitpunkten (siehe Abbildung 34).

Ein überraschendes Ergebnis ist, dass beim System Impregum/ Permadyne die Haifischflossenhöhen in Simulation der Doppelmischtechnik deutlich höher waren als die Haifischflossenhöhen der einzelnen Komponenten allein zu den jeweiligen Untersuchungszeitpunkten nach Anmischen (siehe Abbildung 34). Dieser Effekt konnte bei der Simulation der Doppelmischtechnik mit den Vinylsiloxanethern nicht gezeigt werden.

Bei allen geprüften Materialien nahm die Flossenhöhe mit späteren Messzeitpunkten nach Mischbeginn ab, was durch die zunehmende Vernetzungsreaktion zu erklären ist (siehe Abbildung 14-18).

Wie *Balkenhol et al.* jedoch zeigen konnten [3], sind gute Fließeigenschaften im shark-fin-Test nicht zwingend mit einer besseren Dimensionstreuung und Detailwiedergabe von Oberflächen korreliert. Ob Materialien, die gute Fließeigenschaften im shark-fin-Test zeigen, bessere Ergebnisse bei der Darstellung infragingivaler Präparationsgrenzen in der Doppelmischabformung aufweisen, sollte daher in weiterführenden Studien untersucht werden.

Es ist jedoch davon auszugehen, dass unterschiedliche klinische Situationen verschiedene Fließeigenschaften erfordern. Dass jedoch hohe Haifischflossen grundsätzlich zu guten Abformergebnissen in der Sulkusregion führen, wie vom Hersteller impliziert wird, ist fraglich [36].

7.2.1 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie werden mit den verfügbaren Werten aus der Literatur verglichen: Es sind nur wenige Einzelwerte zu den untersuchten Materialien publiziert, daher war ein Vergleich nur unter

bestimmten Versuchsbedingungen möglich. Dies ist ein Kritikpunkt hinsichtlich einer derzeit nicht etablierten Standardisierung des shark-fin-Test.

Im Folgenden wird ein Vergleich der Flossenhöhen von Impregum Penta (Tabelle 8) mit einer entsprechenden Untersuchung von Powers *et al.*, Saker *et al.* und Tsunooka *et al.* diskutiert [27, 30, 38].

Tabelle 8 Vergleich der Flossenhöhen von Impregum Penta zu den Literaturdaten. Die aufgeführten Studien bilden zwar nicht alle Messzeitpunkte ab, sind jedoch alle am 2mm Spalt durchgeführt worden.

Flossenhöhen nach Mischbeginn	50 s	80 s	120 s (EWT)
Eigene Messung 2013	15,03 mm	13,44 mm	9,72 mm
Saker et al. 2008 [30]	12,07 mm	11,63 mm	keine
Tsunooka et al. 2009 [37]*	11,3 mm	keine	keine
Powers et al. 2010 [27]	keine	keine	7,9 mm

*Die Messwerte von Tsunooka 2009 basieren auf einer Versuchstemperatur von 35°C, alle anderen Messwerte auf einer Versuchstemperatur von 23°C.

Der Vergleich zeigt, dass die in der vorliegenden Studie gemessenen Werte für Impregum Penta immer etwas höher sind als die Werte der Literatur. Solche Abweichungen könnten der gewählten Temperatur geschuldet sein (Tsunooka et al. bei 35°C). Allerdings sind auch Inhomogenitäten bei der Chargen-Produktion des Herstellers denkbar. Untersuchungen hierzu liegen derzeit nicht vor. Diese Möglichkeit wird jedoch erhärtet durch die Tatsache, dass die vorliegenden Messungen mit demselben Versuchsaufbau durchgeführt wurden wie die von Saker (2009).

Eine Abweichung von ca. 15 % (2,96 von 15,03 und 1,18 von 13,44) zwischen den medianen Messwerten stellt die Anwendung des ersten Fehlers auf einem Niveau von 5 % in Frage und stärkt die Überlegung eines Vergleichs

hinsichtlich der Relevanz in Höhe von 25 % - wie in der vorliegenden Untersuchung durchgeführt.

Der Vergleich der Flossenhöhen von Permadyne Garant (Tabelle 9) mit der Untersuchung von *Saker et al.* [30] konterkariert die vorangegangenen Vergleiche auf den ersten Blick, da hier bei Saker höhere Werte erzielt wurden als in der vorliegenden Untersuchung.

Tabelle 9: Vergleich Flossenhöhen von Permadyne Garant zur Literaturdaten. Die aufgeführte Studie bildet zwar nicht alle Messzeitpunkte ab, ist jedoch am 1 mm Spalt bei 23°C durchgeführt worden

Flossenhöhen nach Mischbeginn	50 s	80 s	120 s (EWT)
Eigene Messung	15,33 mm	14,28 mm	10,92 mm
<i>Von Saker et al. 2008 [30]</i>	<i>16,94 mm</i>	<i>16,60 mm</i>	<i>keine</i>

Eine mögliche Erklärung ist aber in der Applikationsmethode des Abformmaterials von *Saker et al.* [30]. zu finden (siehe Abbildung 44). Hier wurden die Abformmaterialien ohne die Verwendung von einem Spritzenaufsatz in die Ringform appliziert. Die Verwendung eines Spritzenaufsatzes führt zu erhöhtem Druck auf die verwendeten Abformmaterialien. Dies sowie der geringere Durchlauf-Durchmesser tragen möglicherweise zur – wenn auch nur kurzfristigen - Veränderung der Struktureigenschaften des Materials bei (siehe Kapitel 2.2.2.).

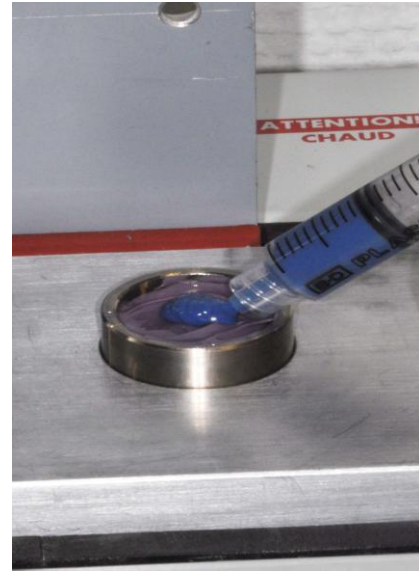


Abbildung 44: Applikationsmethode des Elastomers von Saker et al [30] (links) und in der vorliegenden Studie (rechts). Erkennbar sind die unterschiedlichen Durchmesser der Applikationsaufsätze einmal 5 mm (links) und 2 mm rechts.

Zur Veranschaulichung des Vergleichs von Impregum Penta und Permadyne Garant wurde eine graphische Darstellung gewählt (siehe Abbildung 44).

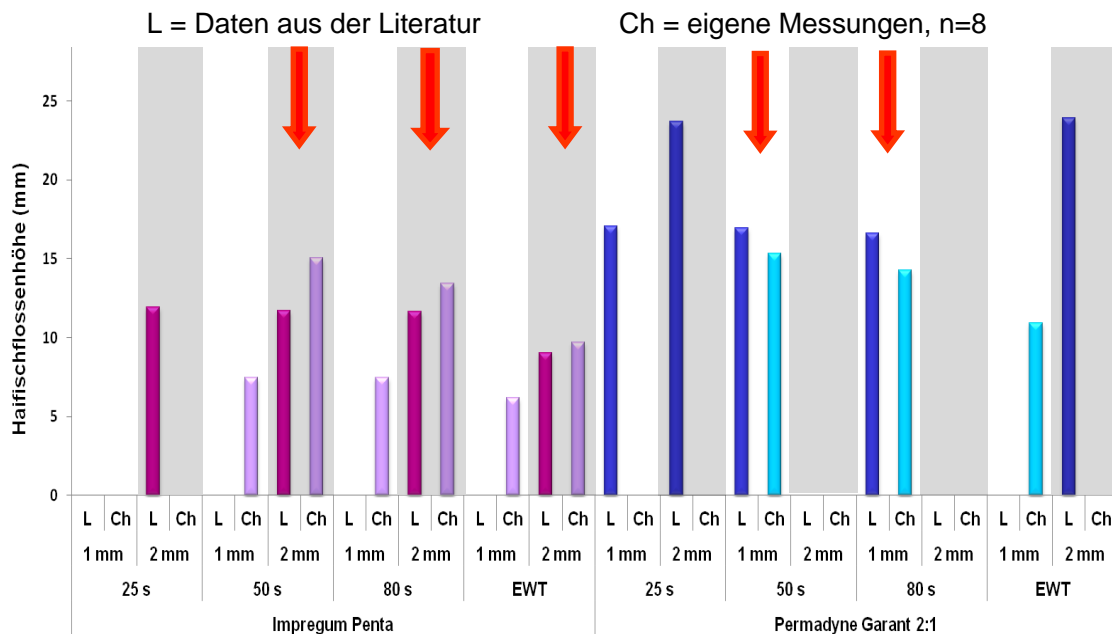


Abbildung 44: Vergleich der Flossenhöhen (eigene Ergebnisse und Literaturdaten): Das Diagramm zeigt den Vergleich zwischen den Literaturwerten (dunkellila), und eigenen gemessenen Werten (helllila) für Impregum Penta, bzw. (dunkelblau) die Werte der Literatur, und (hellblau) eigene Werte für Permadyne Garant. Der Vergleich war nur bedingt möglich, da nur wenige Einzelwerte zu den untersuchten Materialien publiziert worden sind (rote Pfeile).

Bei **Identium Heavy** und **Identium Light** ist ein Vergleich mit Literaturdaten nicht möglich, da für Identium Heavy bis jetzt keine publizierten Werte vorhanden sind und die einzigen publizierten Werte für Identium Light unter anderen Messbedingungen ermittelt worden sind. In der vorliegenden Studie wurde mit 1 mm Spalt gemessen, bei [32] mit einem 2 mm Spalt.

Zur Veranschaulichung eigener Messungen von Identium Heavy und Identium Light zu den Messungen von *Samad-Zahed et al.* [32], wurde eine graphische Darstellung gewählt (siehe Abbildung 45).

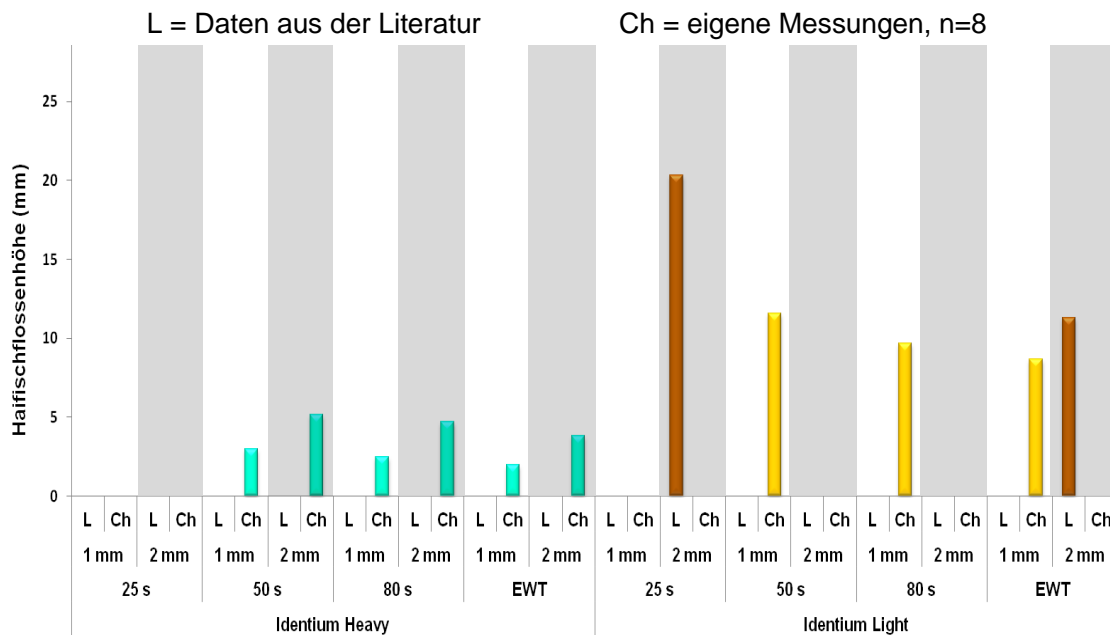


Abbildung 45: Flossenhöhen (eigener Ergebnisse, und der Literatur): Das Diagramm zeigt die in der vorliegenden Studie gemessenen Werte für Identium Heavy (grün) und für Identium Light (gelb) sowie von Samad- Zahed et al. für Identium Light (braun) [32].

7.3 Schlussfolgerung

Mit der angewandten Methodik (shark-fin-Test) wurden bisher Materialien einer einzigen Konsistenzklasse auf ihr Fließverhalten hin untersucht. Mit der vorliegenden Studie wurden erstmalig Elastomere eines Systems verschiedener Konsistenzen – analog zur klinisch so genannten „Doppelmischabformung“ – im shark-fin-Test untersucht.

Während mit dem herkömmlichen experimentellen set-up des Haifischflossen-Tests nur die einzelnen Konsistenzen der Abformmaterialien getrennt vermessen wurden, war es mit dem in dieser Studie neu entwickelten set-up möglich, Erkenntnisse über das Fließverhalten der Abformmaterialien in ihrer gemeinsamen Anwendung zu gewinnen.

Der shark-fin-Test ist ein geeignetes Instrument zur Beurteilung der Fließfähigkeit elastomerer Abformmaterialien nach Anmischen und vor vollständiger Polymerisation.

Es lassen sich Veränderungen in der Fließfähigkeit der Abformmaterialien über die benötigte Applikationszeit bzw. Verarbeitungszeit abschätzen. Generell verschlechtern sich die Fließeigenschaften mit zunehmender Verarbeitungszeit.

In wieweit aus dem shark-fin-Test abgeleitete „schlechtere“ Fließfähigkeiten auch unzureichende Ergebnisse bei klinischen Abformungen (z.B. subgingivale Präparationsgrenzen) in der Doppelmischabformung zeigen, sollte in weiterführenden Untersuchungen geklärt werden.

8. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, zwei etablierte dentale Abformmaterialien auf ihre Fließfähigkeit auch in kombinierter Anwendung (analog zur Doppelmischabformung) mit Hilfe des bekannten shark-fin-Test der Firma 3M ESPE (2006) zu vergleichen [12].

Es wurden vier Abformmaterialien, zwei Polyether (Impregum Penta & Permadyne Garant) und zwei Hybridmaterialien - sogenannte „Vinylsiloxanether“ (Identium Heavy & Identium Light) untersucht.

Die Untersuchung wurde bei 23 °C zeitlich gestaffelt nach Mischbeginn (50, 80, und 120 s) sowohl mit einzelnen Komponenten als auch in Doppelmischform mit zwei unterschiedlichen Mischverhältnissen (1:1 und 3:1 schwer- oder mittelfließend und leichtfließend) durchgeführt.

Die Übertragung der Doppelmischtechnik auf den shark-fin-Test konnte durch eine geringe Modifizierung des Testes erfolgreich durchgeführt und somit die klinische Anwendung simuliert werden. Der shark-fin-Test erlaubt somit eine Aussage über die Fließfähigkeit von Elastomeren in Doppelmischform unter Druck in Abhängigkeit von der Verarbeitungszeit.

Bei allen Materialien konnte eine signifikante Verringerung der Flossenhöhen mit zunehmender Verarbeitungszeit festgestellt werden.

Die Werte von Polyether-Materialien und Vinylsiloxanethern unterschieden sich zu den 3 Untersuchungszeitpunkten allein sowie in Doppelmischform statistisch signifikant ($p > 0,05$) sowie auf einem 25 % Niveau relevant voneinander. Dabei erreichte der Polyether jeweils eine größere Flossenhöhe als der Vinylsiloxanether.

Auffällig war, dass Polyether in Doppelmischform zu allen drei Zeitpunkten größere Flossenhöhen erzielten als die jeweiligen Einzelkomponenten und dieser Effekt bei dem Vinylsiloxanether nicht zu beobachten war.

9. Literaturverzeichnis

1. Anusavice, K.J., *Science of Dental Materials*. 10th ed. 1996, Philadelphia: W. B. Saunders.
2. Balkenhol, M., P. Ferger, and B. Wöstmann, *Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity*. Int J Prosthodont, 2007. 20(6): p. 573-5.
3. Balkenhol, M., B. Wöstmann, M. Kanehira, and W.J. Finger, *Shark fin test and impression quality: a correlation analysis*. J Dent, 2007. 35(5): p. 409-15.
4. Benchimol, J., R. Perry, G. Kugel, and M. Hallas, *Flow of Eight Impression Materials with 2 mm Slit after 25 sec*, in *IADR General Session 2005* : Baltimore, USA.
5. Benchimol, J., R. Perry, G. Kugel, and M. Hoffmann, *Impression Materials Flow with 1 mm Slit at End -Working-Time*, in *IADR General Session 2005*: Baltimore, USA.
6. Berger, H.J., R. Marxkors, and H. Meiners, *Abformgenauigkeit bei ringlosen Abdrücken*. Dtsch Zahnärztl Z 1973. 28: p. 1051-1054.
7. Bonci, G., E. Coccia, G. Massaria, and G. Rappelli, *Flow properties of 12 impression materials using shark-fin test*, in *IADR 2010*: Barcelona, Spain.
8. Coccia, E., G. Rappelli, L. Scalise, L. Pallotto, and A. Putignano, *Comparison of Impression Materials Using Shark-Fin Test*, in *IADR CED 2006*: Dublin, Ireland.
9. Durack, J.L., C. Hudson, B. Kuppermann, and T. Klettke, *Flow of Impression Materials During Working Time*, in *IADR 2008*: Toronto.
10. Eichner, K., *Abdruck und Abformung von präparierten Zähnen*. DDZ, 1972. 27: p. 589-592.
11. Eichner, K. and H.F. Kappert, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 6. Auflage ed. 1996, Heidelberg: Hüthig.
12. ESPE, M., *Haifischflossentest macht Fließfähigkeit von Abformmaterial erstmals sichtbar*. 2006.
13. Groten, M., F. Rupp, and W. Hartmann, *Präparationsabformung mit Impregum DuoSoft*. Quintessenz 2002. 53(9).
14. Hadley, A., N.C. Lawson, J.O. Burgess, and L. Ramp, *Flow of Fast and Regular Set Elastomeric Impression Materials*, in *IADR/AADR/CADR 85th General Session and Exhibition 2007*: New Orleans, LA, USA.

15. Klettke, T., B. Kuppermann, D. Ranftl, and J. Zech, *Flow of Dental Impression Materials*, in *IADR 2009*: München.
16. Kratzenstein, J.H.,(2012) *Werkstoffkundliche Untersuchung zur bleibenden Deformation nach Dehnung von Typ-3 Abformwerkstoffen*. Fachbereichs Medizin, Justus-Liebig-Universität Gießen.
17. Lawson, N.C., D. Cakir, L. Ramp, and J.O. Burgess, *Flow profile of regular and fast-setting elastomeric impression materials using a shark fin testing device*. *J Esthet Restor Dent*, 2011. 23(3): p. 171-6.
18. Lehner, C. and R. Schärer, *Abformmaterialien in der Kronen – Brücken – Prothetik*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1991. 5: p. 629-635.
19. Leßmann, V.,(1999) *Abformgenauigkeit hydrophilisierter und konventioneller Elastomere im trockenen und feuchten Milieu*. Justus-Liebig-Universität Gießen.
20. Ludwig, P. and W. Niedermeier, *Prothetik*. 2002, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
21. Martin, A.M.,(2008) *Vergleichende Untersuchungen zum Einfluss von Tensiden auf die Benetzungskinetik von hydrophilierten A-Silikon*. Medizinische Fakultät, Universität Tübingen, Eberhard Karls Universität.
22. Marxkors, R. and H. Meiners, *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 2001, Hanser Köln München: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV.
23. Marxkors, R., H. Meiners, and J. Geis-Gerstorfer, *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: Vom Defekt zur Restauration*. 2008: Deutscher Ärzteverlag. 350.
24. Meiners, H., *Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien*. Vol. München Wien. 1977: Carl Hanser Verlag.
25. Meiners, H., *Eigenschaft und Genauigkeit von elastomeren Abformmaterialien*. *ZWR*, 1978. 87(9): p. 426-430.
26. Meiners, H. and K.M. Lehmann, *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. 1998, Carl Hanser Verlag: München Wien.
27. Powers, J.M., *Physical and Mechanical Properties of Elastomeric Impression Materials*, in *IADR 2010*: Washington DC, USA.
28. Reusch, B. and B. Weber, *Materialkunde*, in *Die Präzisionsabformung. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis*, M. ESPE, Editor. 2002, 3M ESPE.
29. Rupp, F., H.R. Lee, D. Axmann, M. Groten, and J. Geis-Gerstorfer, *Quantifizierung der Benetzungseigenschaften von hydrophilierten A-Silikon* und Polyethern während der Applikationsphase. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 2005. 60: p. 587-592.

30. Saker, O.,(2008) *Flow properties of dental impression materials by means of a modified sharkfin test at clinically relevant times after mixing*. Medizinische Fakultät, Universität Tübingen, Eberhard Karls Universität.
31. Samad-Zahed, A., C. Defuria, R. Perry, and G. Kugel, *Comparison of Flow Behaviour of Four Impression Materials*, in *AADR Annual Meeting 2009*: Washington DC, USA.
32. Samad-Zahed, A., R.D. Defuria, R. Perry, and G. Kugel, *Comparison of Flow Behaviour of Four Impression Materials*, in *IADR 2010*: Washington DC, USA.
33. Scheafer, O.,(2011) *Experimentelle Untersuchungen zum Benetzungsverhalten, Fließverhalten und zur Dimensionsstabilität elastomerer Abformmaterialien*. Medizinische Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena, Friedrich-Schiller-Universität Jena.
34. Seelbach, P., C. Brueckel, and B. Wöstmann, *Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow*. Clinical Oral Investigations, 2012.
35. Shillingburg, H.T., S. Hobo, and L.D. Whitsett, *Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik*. 1977, Berlin: Quintessenz Verlag.
36. Stelzig, J.,(2009) *Shark Fin Test und rheologische Eigenschaften von elastomeren Abformmaterialien: Eine Korrelationsanalyse*. Fachbereichs Humanmedizin, Justus-Liebig-Universität.
37. Stipho, S., C. Maiolo, R. Perry, and G. Kugel, *Flow of Impression Materials Using Different Slit Sizes During Working-Time*, in *IADR General Session 2006*: Orlando, USA.
38. Tsunooka, M., S. Fukushima, H. Kamohara, T. Sakuma, and S. Akahane, *The flowability and viscoelasticity of medium-bodied elastomeric impression materials*, in *IADR 2009*: München, Germany.
39. Viohl, J., *Abformwerkstoffe*, in *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1 Grundlagen und Verarbeitung.*, K. Eichner and H.F. Kappert, Editors. 1996, Hüthig Verlag: Heidelberg. p. 274-296.
40. Von Pastau, M.,(2006) *Fließigenschaften von A-Silikon und Polyether während der Applikationsphase*. Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik, University of Tübingen.
41. von Pastau, M., F. Rupp, and J. Geis-Gerstorfer, *Fliesseigenschaften von A-Silikon und Polyether im sharkfin test*. Abstract-Nr. 61, in *DGZPW 2007*.
42. Welker, D. and M. Mehner, *Additionsvernetzte Silikone-Abformwerkstoffe*. Stomatol DDR, 1979. 29: p. 391-400.

43. Welker, D., M. Mehner, G. Otto, and K. Wustelt, *Werkstoffkundlich vergleichende Untersuchungen von additions- und kondensationsvernetzten Silikone-Abformwerkstoffen*. Prot Stomatol (Warszawa), 1981. XXXI(6): p. 383-392.
44. Wirz, J., K. Jäger, and F. Schmidli, *Abformung in der zahnärztlichen Praxis*. 1993, Stuttgart Gustav Fischer Verlag.
45. Wirz, J. and F. Schmidli, *Moderne Werkstoffe zur Abformung und Bissregistrierung*. ZWR, 2004. 113: p. 126-136.
46. Wöstmann, B., *Abformmaterialien: gestern - heute - morgen*. Zahnarzt Wirtschaft Praxis, 1999. 9: p. 129-136.
47. Wöstmann, B., *Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde*. Habilitationsschrift. 1998, Berlin Quintessenz Verlags GmbH.
48. Wöstmann, B. and J.M. Powers, *Abformkompendium*, 2009, 3M ESPE.

10. Anhang

Abkürzungen & Variablen

Variablen und Hilfsvariablen:

Tstart	Beginn des „shark-fin“ Tests im Versuchsaufbau
Tstop	Zeitpunkt des Stempelstillstands beim „shark-fin“-Test
T0	Anfang der Materialmischung vor Einbringen in den Messaufbau
Tmax	Zeitspanne von T0 bis Tstop
VSXE	Vinylsiloxanether
PE	Polyether
PVS	Polyvinylsiloxane
EWT	End of Working Time
H:L	Heavy:Light
M:L	Medium:Light
IdL	Identium Light
IdH	Identium Heavy
Imp	Impregum
Per	Permadyne

Messwerte der Messreihen für (VSXE & PE)

Identium® Heavy (50s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M1B_50_1	3,15	76,13	12,26
M1B_50_2	2,98	70,61	12
M1B_50_3	2,94	71,11	12,01
M1B_50_4	2,96	72,05	12,25
M1B_50_5	2,89	61,02	12,05
M1B_50_6	2,85	77,52	12,14
M1B_50_7	3,01	73,59	12,15
M1B_50_8	3,12	75,12	12,27
Mittelwert	2,99	72,14	12,14
Standard Abweichung	0,10	5,11	0,11

Identium® Heavy (80s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M1B_80_1	2,47	63,11	11,98
M1B_80_2	2,62	54,09	11,98
M1B_80_3	2,44	63,11	11,97
M1B_80_4	2,53	56,55	11,96
M1B_80_5	2,51	50,03	11,86
M1B_80_6	2,35	57,53	11,81
M1B_80_7	2,51	61,02	11,79
M1B_80_8	2,53	50,52	11,89
Mittelwert	2,50	57,00	11,91
Standard Abweichung	0,08	5,21	0,08

Identium® Heavy (120s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M1B_120_1	1,81	40,09	11,76
M1B_120_2	2,01	57,1	11,8
M1B_120_3	2,02	45,02	11,77
M1B_120_4	2,01	49,53	11,76
M1B_120_5	1,99	43,03	12,16
M1B_120_6	1,96	45,53	11,55
M1B_120_7	1,98	44,52	11,74
M1B_120_8	2,03	49,53	11,77
Mittelwert	1,98	46,79	11,79
Standard Abweichung	0,07	5,21	0,17

Identium® Heavy (50s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M1_50_1	4,98	80,13	12,12
M1_50_2	5,21	76,11	12,24
M1_50_3	5,13	77,04	12,48
M1_50_4	5,21	71,53	11,91
M1_50_5	5,09	79,03	12,18
M1_50_6	5,11	96,55	12,12
M1_50_7	5,09	79,54	12,12
M1_50_8	5,19	75,53	12,08
Mittelwert	5,13	79,43	12,16
Standard Abweichung	0,08	7,45	0,16

Identium® Heavy (80s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M1_80_1	4,42	70,64	12,08
M1_80_2	4,57	62,08	12,06
M1_80_3	4,72	49,03	12,18
M1_80_4	4,90	59,54	11,94
M1_80_5	4,67	57,03	12,23
M1_80_6	4,64	61,05	12,46
M1_80_7	4,78	59,02	12,33
M1_80_8	4,90	60,02	12,48
Mittelwert	4,70	59,80	12,22
Standard Abweichung	0,16	5,96	0,19

Identium® Heavy (120s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M1_120_1	3,92	72,23	11,82
M1_120_2	4,20	72,11	12,16
M1_120_3	3,66	79,02	11,98
M1_120_4	3,89	65,02	11,13
M1_120_5	3,81	68,03	11,65
M1_120_6	3,98	72,53	11,79
M1_120_7	3,45	67,02	11,58
M1_120_8	3,52	67,03	11,8
Mittelwert	3,80	70,37	11,74
Standard Abweichung	0,25	4,51	0,31

Identium® Light (50s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M2_50_1	11,75	95,14	21,96
M2_50_2	11,74	105,65	21,64
M2_50_3	10,87	100,03	21,40
M2_50_4	11,08	113,52	21,15
M2_50_5	11,80	90,03	21,72
M2_50_6	11,64	78,02	22,09
M2_50_7	11,98	93,52	21,84
M2_50_8	11,66	83,03	21,84
Mittelwert	11,57	94,87	21,71
Standard Abweichung	0,38	11,59	0,31

Identium® Light (80s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M2_80_1	9,28	53,59	18,43
M2_80_2	8,39	58,58	18,84
M2_80_3	10,83	64,53	20,33
M2_80_4	10,18	59,02	20,13
M2_80_5	9,39	69,52	19,31
M2_80_6	9,62	86,03	20,05
M2_80_7	9,82	74,53	20,26
M2_80_8	9,79	70,03	19,53
Mittelwert	9,66	66,98	19,61
Standard Abweichung	0,71	10,38	0,71

Identium® Light (120s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M2_120_1	8,25	63,12	19,37
M2_120_2	8,86	62,6	19,49
M2_120_3	8,97	65,03	19,44
M2_120_4	8,56	73,03	19,5
M2_120_5	8,87	60,03	18,93
M2_120_6	9,28	63,52	19,45
M2_120_7	8,33	68,03	18,93
M2_120_8	8,17	64,53	18,97
Mittelwert	8,66	64,99	19,26
Standard Abweichung	0,39	3,97	0,27

Identium® Heavy & Identium® Light (4ml:4ml; 50s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M3_50_1	11,51	110,69	17,27
M3_50_2	11,11	93,62	17,25
M3_50_3	11,85	95,02	18,08
M3_50_4	12,24	92,03	17,55
M3_50_5	11,12	78,52	17,79
M3_50_6	11,23	95,03	17,77
M3_50_7	11,44	87,02	17,7
M3_50_8	11,01	94,53	17,6
Mittelwert	11,44	93,31	17,63
Standard Abweichung	0,42	9,02	0,28

Identium® Heavy & Identium® Light (4ml:4ml; 80s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M3_80_1	10,76	75,14	17,52
M3_80_2	9,71	66,61	17,55
M3_80_3	9,34	53,02	16,65
M3_80_4	10,03	73,03	17,11
M3_80_5	10,02	63,52	17,13
M3_80_6	10,82	77,02	17,56
M3_80_7	10,63	82,55	16,83
M3_80_8	10,24	72,03	17,57
Mittelwert	10,19	70,37	17,24
Standard Abweichung	0,52	9,16	0,36

Identium® Heavy & Identium® Light (4ml:4ml; 120s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M3_120_1	6,35	47,6	15,82
M3_120_2	7,82	52,59	16,27
M3_120_3	6,27	50,02	15,47
M3_120_4	7,61	41,03	16,11
M3_120_5	7,19	47,53	15,79
M3_120_6	6,86	61,03	15,73
M3_120_7	7,21	46,52	15,55
M3_120_8	7,88	46,02	16,15
Mittelwert	7,15	49,04	15,86
Standard Abweichung	0,62	5,87	0,29

Identium® Heavy & Identium® Light (6ml:2ml; 50s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M4_50_1	11,02	98,16	15,63
M4_50_2	10,69	106,14	15,06
M4_50_3	10,87	94,02	15,24
M4_50_4	10,08	87,03	15,06
M4_50_5	10,41	97,03	14,92
M4_50_6	10,89	86,53	14,91
M4_50_7	10,02	68,03	15,07
M4_50_8	10,01	77,03	15,22
Mittelwert	10,50	89,25	15,14
Standard Abweichung	0,42	12,30	0,23

Identium® Heavy & Identium® Light (6ml:2ml; 80s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M4_80_1	8,69	62,12	14,74
M4_80_2	8,89	61,6	14,78
M4_80_3	9,45	61,55	14,99
M4_80_4	8,01	61,52	14,69
M4_80_5	8,25	59,52	14,58
M4_80_6	8,02	55,53	14
M4_80_7	8,03	50,53	14,28
M4_80_8	8,37	59,03	14,39
Mittelwert	8,46	58,93	14,56
Standard Abweichung	0,51	4,02	0,32

Identium® Heavy & Identium® Light (6ml:2ml; 120s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M4_120_1	7,81	73,64	13,68
M4_120_2	6,56	59,1	13,33
M4_120_3	6,56	46,03	13,03
M4_120_4	7,22	48,02	13,52
M4_120_5	6,08	54,52	13,84
M4_120_6	7,29	50,52	13,65
M4_120_7	5,75	57,03	12,6
M4_120_8	5,95	40,03	13,29
Mittelwert	6,65	53,61	13,37
Standard Abweichung	0,73	10,19	0,40

Impregum™ Penta™ (50s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M5B_50_1	7,12	110,19	16,62
M5B_50_2	7,14	112,56	16,69
M5B_50_3	7,17	116,53	16,63
M5B_50_4	7,34	112,54	16,57
M5B_50_5	7,26	114,19	16,65
M5B_50_6	8,14	112,04	16,87
M5B_50_7	8,02	102,54	16,94
M5B_50_8	7,55	102,52	16,83
Mittelwert	7,47	110,39	16,73
Standard Abweichung	0,40	5,18	0,14

Impregum™ Penta™ (80s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M5B_80_1	7,62	110,69	16,98
M5B_80_2	7,46	100,61	16,82
M5B_80_3	7,64	97,54	16,81
M5B_80_4	7,52	95,53	16,92
M5B_80_5	7,23	90,52	16,84
M5B_80_6	7,11	98,62	16,91
M5B_80_7	7,62	93,02	16,84
M5B_80_8	7,66	90,04	16,98
Mittelwert	7,48	97,07	16,89
Standard Abweichung	0,21	6,67	0,07

Impregum™ Penta™ (120s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M5B_120_1	6,21	85,67	16,50
M5B_120_2	6,23	80,66	16,46
M5B_120_3	6,31	73,03	16,36
M5B_120_4	6,32	69,52	16,29
M5B_120_5	6,06	61,03	16,02
M5B_120_6	6,31	70,52	16,08
M5B_120_7	6,06	60,52	15,98
M5B_120_8	5,91	59,03	15,87
Mittelwert	6,18	70,00	16,20
Standard Abweichung	0,15	9,71	0,24

Impregum™ Penta™ (50s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M5_50_1	15,31	174,77	18,78
M5_50_2	15,38	159,69	18,97
M5_50_3	15,33	148,24	18,69
M5_50_4	15,11	157,65	19,21
M5_50_5	15,05	148,53	18,68
M5_50_6	15,03	140,53	18,96
M5_50_7	14,20	135,06	17,99
M5_50_8	14,80	123,53	18,59
Mittelwert	15,03	148,50	18,73
Standard Abweichung	0,39	15,89	0,36

Impregum™ Penta™ (80s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M5_80_1	13,71	104,66	18,82
M5_80_2	12,52	99,63	18,26
M5_80_3	13,69	106,04	17,85
M5_80_4	13,86	108,52	18,99
M5_80_5	13,12	108,53	17,46
M5_80_6	13,64	109,03	17,94
M5_80_7	13,43	109,54	17,86
M5_80_8	13,57	133,02	17,73
Mittelwert	13,44	109,87	18,11
Standard Abweichung	0,43	9,91	0,54

Impregum™ Penta™ (120s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M5_120_1	9,77	89,16	15,54
M5_120_2	10,74	99,14	16,13
M5_120_3	10,50	92,93	15,93
M5_120_4	10,03	84,93	16,25
M5_120_5	9,97	83,53	15,99
M5_120_6	9,09	93,56	15,56
M5_120_7	8,34	72,53	15,02
M5_120_8	9,30	78,53	15,92
Mittelwert	9,72	86,79	15,79
Standard Abweichung	0,78	8,68	0,40

Permadyne™ Garant™ (50s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M6_50_1	15,78	70,12	23,71
M6_50_2	15,65	70,6	23,72
M6_50_3	14,83	72,03	23,69
M6_50_4	15,43	95,53	23,74
M6_50_5	15,05	92,53	23,79
M6_50_6	15,22	108,53	23,85
M6_50_7	15,08	96,52	23,93
M6_50_8	15,58	89,02	23,76
Mittelwert	15,33	86,86	23,77
Standard Abweichung	0,33	14,34	0,08

Permadyne™ Garant™ (80s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M6_80_1	14,08	91,66	23,62
M6_80_2	14,82	123,65	23,67
M6_80_3	14,86	105,53	23,69
M6_80_4	14,01	89,53	23,29
M6_80_5	14,04	106,53	23,59
M6_80_6	14,08	90,56	23,65
M6_80_7	14,37	97,53	23,69
M6_80_8	13,97	100,52	23,67
Mittelwert	14,28	100,69	23,61
Standard Abweichung	0,37	11,36	0,13

Permadyne™ Garant™ (120s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M6_120_1	11,33	100,68	22,93
M6_120_2	11,17	87,65	22,87
M6_120_3	10,5	91,52	21,89
M6_120_4	10,72	87,02	22,39
M6_120_5	10,98	87,03	22,66
M6_120_6	10,14	84,53	22,3
M6_120_7	11,97	86,03	22,99
M6_120_8	10,54	84,05	22,31
Mittelwert	10,92	88,56	22,54
Standard Abweichung	0,57	5,40	0,38

Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™ (4ml:4ml, 50s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M7_50_1	18,22	126,7	22,96
M7_50_2	17,34	110,12	22,81
M7_50_3	17,35	104,52	22,98
M7_50_4	17,7	105,53	22,97
M7_50_5	17,02	121,53	22,64
M7_50_6	16,96	110,03	22,6
M7_50_7	16,82	99,02	22,39
M7_50_8	16,92	99,52	22,39
Mittelwert	17,29	109,62	22,72
Standard Abweichung	0,47	9,94	0,25

Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™ (4ml:4ml, 80s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M7_80_1	15,76	87,03	22,66
M7_80_2	14,9	92,11	22,44
M7_80_3	14,92	92,02	22,12
M7_80_4	14,61	83,53	22,05
M7_80_5	14,98	90,52	22,44
M7_80_6	15,43	96,03	22,38
M7_80_7	14,71	90,04	22,07
M7_80_8	15,32	93,53	22,7
Mittelwert	15,08	90,60	22,36
Standard Abweichung	0,39	3,88	0,26

Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™ (4ml:4ml, 120s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M7_120_1	11,83	86,65	20,82
M7_120_2	11,36	81,63	20,62
M7_120_3	11,91	77,53	20,83
M7_120_4	11,8	69,03	20,49
M7_120_5	11,68	68,53	20,04
M7_120_6	11,52	64,53	19,85
M7_120_7	11,69	65,03	19,62
M7_120_8	11,2	56,53	19,63
Mittelwert	11,62	71,18	20,24
Standard Abweichung	0,25	9,98	0,51

Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™ (6ml:2ml, 50s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M8_50_1	16,69	132,71	21,07
M8_50_2	16,23	119,16	21,52
M8_50_3	16,14	110,03	21,54
M8_50_4	16,01	113,03	20,88
M8_50_5	15,8	103,04	20,67
M8_50_6	16,18	105,53	21,77
M8_50_7	15,89	114,02	20,96
M8_50_8	16,66	110,53	21,34
Mittelwert	16,20	113,51	21,22
Standard Abweichung	0,33	9,22	0,38

Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™ (6ml:2ml, 80s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M8_80_1	14	91,64	19,75
M8_80_2	13,93	89,14	20,35
M8_80_3	13,52	81,63	20,29
M8_80_4	14,05	87,53	19,83
M8_80_5	14,54	96,04	19,78
M8_80_6	14,02	98,05	20,14
M8_80_7	14,52	91,54	20,17
M8_80_8	14,08	94,05	20,48
Mittelwert	14,08	91,20	20,10
Standard Abweichung	0,33	5,18	0,28

Impregum™ Penta™ & Permadyne™ Garant™ (6ml:2ml, 120s)			
Probekörper	Flossenhöhe (mm)	Stempelstillstand (s)	Stempelhöhe (mm)
M8_120_1	10,29	71,61	17,85
M8_120_2	11,23	75,12	18,18
M8_120_3	11,27	62,52	17,8
M8_120_4	11,48	64,52	17,94
M8_120_5	11,3	60,52	17,77
M8_120_6	10,02	64,02	17,81
M8_120_7	10,25	56,03	17,31
M8_120_8	10,01	51,53	17,21
Mittelwert	10,73	63,23	17,73
Standard Abweichung	0,64	7,66	0,32

11. Danksagung

Herrn Professor Dr. Jürgen Geis-Gerstorfer danke ich für die Überlassung dieses Themas, die Bereitstellung und Nutzungsmöglichkeit der Einrichtungen der Sektion Medizinische Werkstoffkunde & Technologie, sowie die freundliche Betreuung dieser Arbeit.

Bei Herrn Dr. Frank Rupp bedanke ich mich für die sehr geduldige und umfassende Unterstützung, sowie wertvolle Anregungen zu dieser Arbeit. Bei Herrn OA Dr. Hüttig bedanke ich mich für seine stets sehr gute Betreuung sowie die zeitliche Flexibilität.

Großer Dank gebührt meiner lieben Familie. Ohne meine Frau und ihre Geduld, wäre die Durchführung dieser Arbeit wohl nicht möglich gewesen.

Ich bedanke mich ebenfalls bei allen Mitarbeitern und Mitarbeiterinnen der Sektion Medizinische Werkstoffkunde & Technologie für die Unterstützung beim Aufbau der Versuchseinrichtungen, bei der Durchführung der Untersuchungen und besonders für das angenehme Arbeitsklima.

12. Lebenslauf

- ❖ Geboren am 05.01.1974.
- ❖ Grundschule in Syrien/Damaskus.
- ❖ Gymnasium in Bonn/arabische Schule, Abitur 1991 Prüfung (Note 2).
- ❖ Praktikum in einem zahntechnischen Labor in Köln 1992 – 1993.
- ❖ Studienkolleg an der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald 1993 – 1994 Prüfung (Note 1,3).
- ❖ Studium der Zahnmedizin vom WS 1995 – WS 2003 an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen mit der zahnärztlichen Prüfung (Note 2).
- ❖ Approbationsurkunde Regierungspräsidium Stuttgart vom 17.11.2003.
- ❖ Tätigkeit als Zahnarzt an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde Tübingen, Sektion Medizinische Werkstoffkunde & Technologie vom 03.2004 – heute.
- ❖ Promotionsarbeit an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde Tübingen, Sektion Medizinische Werkstoffkunde & Technologie vom 08.2012 – heute.