

**Experimentelle Untersuchungen zum  
Benetzungsverhalten, Fließverhalten und zur  
Dimensionsstabilität elastomerer Abformmaterialien**

DISSERTATION

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

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Oliver Schäfer  
geboren am 25.07.1986 in Friedrichroda

***Gutachter:***

1. PD Dr. med. dent. habil. Monika Schmidt, Jena
2. Prof. Dr. med. Dr. med. dent. habil. Bernd W. Sigusch, Jena
3. Prof. Dr. med. dent. habil. Bernd Kordaß, Greifswald

***Tag der öffentlichen Verteidigung:***

12.12.2011

Meiner Familie gewidmet

## **Abkürzungsverzeichnis**

IDE	Identium Light und Heavy
EXA	EXA 'tence Light und Heavy
PAN	Panasil Initial Contact Light und Tray Soft Heavy
RSI	R-SI Line Light SH und Heavy MATIC
HYD	Hydrorise Light und Monophase
AQU	Aquasil Ultra LV und Heavy DECA
IMP	Impregum Garant L DuoSoft und Penta H DuoSoft
PDP <sub>10</sub>	Percentage of Deviating Points within 10 µm tolerance ≡ Maß für räumliche Dimensionsstabilität
WCS	Wetting Conditioner Surfactant
STES	Surface Tension Eraser Surfactant
STL	Surface Tessellation Language ≡ Beschreibung von Oberflächen durch Triangulierung
IGES	Initial Graphics Exchange Specification ≡ Beschreibung von Oberflächen durch Polynome
KW	Kruskal-Wallis-Test für unverbundene Stichproben
MWU	Mann-Whitney-U-Test für unverbundene Stichproben
BHS	$\alpha$ -Fehlerkorrektur nach Bonferroni-Holm-Shaffer
WR	Wilcoxon-Rangsummentest für verbundene Stichproben
BH	$\alpha$ -Fehlerkorrektur nach Bonferroni-Holm



## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1. Zusammenfassung .....</b>	<b>1</b>
<b>2. Einleitung.....</b>	<b>3</b>
2.1. Elastomere .....	4
2.1.1. Einteilung.....	7
2.1.1.1. Silikone.....	7
2.1.1.2. Polyether.....	10
2.1.1.3. Hybride.....	11
2.1.2. Charakterisierung.....	13
2.1.2.1. Fließverhalten .....	13
2.1.2.2. Benetzungsverhalten.....	15
2.1.2.3. Dimensionsstabilität.....	21
2.1.3. Verarbeitung.....	23
2.2. Digitalisierung .....	26
<b>3. Ziele der Arbeit .....</b>	<b>29</b>
<b>4. Material und Methode .....</b>	<b>30</b>
4.1. Material.....	30
4.2. Methode .....	32
4.2.1. Fließverhalten.....	32
4.2.2. Benetzungsverhalten .....	34
4.2.2.1. Messung.....	34
4.2.2.2. Auswertung.....	36
4.2.3. Dimensionsstabilität .....	38
4.2.3.1. Messung.....	38
4.2.3.2. Auswertung.....	44
4.2.4. Statistik.....	45
<b>5. Ergebnisse .....</b>	<b>49</b>

---

5.1. Fließverhalten .....	49
5.2. Benetzungsverhalten.....	51
5.2.1. Initiale Hydrophilie .....	58
5.2.2. Kinetik der Hydrophilierung.....	60
5.2.3. Gleichgewicht der Hydrophilierung.....	62
5.3. Dimensionsstabilität.....	64
5.3.1. Qualitativ .....	64
5.3.2. Quantitativ.....	68
5.4. Korrelationen .....	69
<b>6. Diskussion.....</b>	<b>71</b>
6.1. Fließverhalten .....	71
6.2. Benetzungsverhalten.....	73
6.3. Dimensionsstabilität.....	76
6.4. Korrelationen .....	78
<b>7. Schlussfolgerungen .....</b>	<b>79</b>
<b>8. Anhang.....</b>	<b>80</b>
8.1. Fließverhalten .....	80
8.2. Benetzungsverhalten.....	85
8.2.1. Initiale Hydrophilie .....	85
8.2.2. Kinetik der Hydrophilierung.....	90
8.2.3. Gleichgewicht der Hydrophilierung.....	95
8.3. Dimensionsstabilität.....	100
<b>Literatur- und Quellenverzeichnis.....</b>	<b>IV</b>
<b>Danksagung .....</b>	<b>XIII</b>
<b>Ehrenwörtliche Erklärung .....</b>	<b>XIV</b>

## **1. Zusammenfassung**

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist eine korrelative und vergleichende Untersuchung elastomerer Abformwerkstoffe hinsichtlich Fließverhalten, Benetzungsverhalten und Dimensionsstabilität. Es werden sieben marktübliche Elastomere, darunter vier additionsvernetzende Silikone (PAN, RSI, HYD, AQU), ein Polyether (IMP) und zwei Hybridmaterialien (IDE, EXA), ausgewählt. Ihre Untersuchung erfolgt anhand drei verschiedener semiklinischer Versuchsaufbauten (drei Messreihen mit je fünf Wiederholungen bei sieben Elastomeren; variable Anzahl von Einzelmessungen).

Zur Beurteilung des Fließverhaltens dient der Haifischflossentest. Dabei wird ein zylindrischer Probekörper mit eingefrästem Spalt über einem Depot plastischer Abformmasse abgesenkt, die daraufhin in den Spalt fließt und dort in Form einer Haifischflosse abbindet. Die Höhe der entstehenden Flosse gilt als Maß für die Fließfähigkeit unter Druck (70 Messwerte).

Während der intraoralen Präzisionsabformung kommt ein Abformmaterial stets mit feuchten Gewebeoberflächen in Kontakt. Die Simulation der dabei auftretenden Benetzungs- und Entnetzungsvorgänge wird über Kontaktwinkelmessungen am liegenden Flüssigkeitstropfen vorgenommen (84.000 Messwerte).

Im Rahmen dieser Arbeit soll ein Verfahren entwickelt werden, um Dimensionsschwankungen im Abformprozess dreidimensional sichtbar zu machen. Dazu wird ein vollanatomisches Modell des Zahnes 16 in der Doppelmischtechnik abgeformt und die erhaltenen Gipspositive anschließend lichtoptisch digitalisiert. Ihre virtuelle Überlagerung mit der Referenz liefert ein räumliches Abbild der Dimensionsabweichungen, die über den ebenfalls neu entwickelten PDP<sub>10</sub>-Index quantifiziert werden (70.000.000 Messwerte).

Die Ergebnisse des Haifischflossentests verdeutlichen signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Materialien. IDE (18,5 mm; 16,5 mm) bestätigt dabei das bereits in der Literatur beschriebene „vielversprechende Fließvermögen“ der Hybridmaterialien (Balkenhol et al. 2009, Rupp et al. 2005). EXA (12,2 mm; 4,6 mm) hingegen weist Messwerte auf, die mit den konventionellen Silikonen AQU (10,6 mm; 3,5 mm) oder HYD (12,8 mm; 3,1 mm) vergleichbar sind. Ein hybrides Verhalten von EXA kann anhand der vorliegenden Ergebnisse für den Parameter Fließvermögen nicht festgestellt werden. Die Messwerte von IMP (24,2 mm; 19,1 mm) veranschaulichen signifikante Unterschiede zu den Hybriden und Silikonen ( $p < 0,05$ ) und belegen das von MCCABE UND ARIKAWA (1998) formulierte „vorteilhafte Fließverhalten der Polyether mit Snapset“. Alle getesteten Materialien weisen einen Abfall der Flossenhöhen in der Endphase der intraoralen Applikationszeit auf.

Lediglich IDE ( $\Delta h = 2,0$  mm), PAN (1,1 mm) und IMP (5,1 mm) kompensieren diesen Effekt wirkungsvoll. Überlegene Fließeigenschaften der Polyether (Richter et al. 2004) können anhand der Ergebnisse von IDE und PAN (15,6 mm; 14,5 mm) nicht festgestellt werden.

RUPP ET AL. (2005) zeigten, dass signifikante Unterschiede im Benetzungsverhalten existieren, die sich besonders anhand der initialen Kontaktwinkel manifestieren. Die konventionellen Silikone der vorliegenden Studie RSI (115,3°; 118,9°), HYD (103,8°; 121,0°) und AQU (121,7°; 123,4°) sowie der Hybridwerkstoff EXA (114,8°; 117,8°) weisen ein deutlich hydrophobes Verhalten auf, während IDE (34,6°; 37,8°), PAN (40,8°; 28,0°) und IMP (70,1°; 63,6°) hydrophil sind. Die Unterschiede zwischen IDE und PAN sowie den übrigen getesteten Materialien sind signifikant ( $p < 0,01$ ). Im Vergleich zu den konventionellen Silikonen bietet IMP aufgrund seiner chemischen Struktur (Borchers et al. 2005) weiterhin deutliche Vorteile bei der Abformung eines klinisch feuchten Sulcus alveolaris. Moderne Tensidsysteme, wie sie bei IDE und PAN verwendet werden, kompensieren jedoch die fehlende intrinsische Hydrophilie und sind aufgrund ihrer geringen Latenzzeit dem Polyether IMP mittlerweile überlegen.

Die Hybridmaterialien IDE (77,3%) und EXA (61,3%) weisen im Vergleich zu den konventionellen Silikonen (36,9%) und dem Polyether IMP (29,3%) signifikant höhere PDP<sub>10</sub>-Werte auf. PAN (90,7%) reproduziert die okklusale Morphologie in annähernd exakter Übereinstimmung mit der Referenz und erzielt dabei, sowohl absolut als auch innerhalb der Silikongruppe, die signifikant ( $p < 0,05$ ) besten Ergebnisse. RUDOLPH ET AL. (2005) fanden für IMP maximale Dimensionsabweichungen von  $\pm 60$   $\mu\text{m}$ , die anhand farbcodierter Differenzbilder bestätigt und über den PDP<sub>10</sub>-Index präzisiert werden konnten. Es zeigt sich, dass mit IDE und PAN Materialien zur Verfügung stehen, die aufgrund ihres modifizierten chemischen Aufbaus und/oder der zugesetzten Tensidsysteme eine signifikant höhere Dimensionsstabilität als der bisherige „Goldstandard“ Polyether bieten.

Grundsätzlich besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Benetzungsverhalten eines Elastomers, seinem Fließverhalten und der resultierenden Dimensionsstabilität. Je besser ein Abformwerkstoff den Sulcus alveolaris erreicht und dort feuchte Zahnstrukturen benetzt, umso eher lassen sich passfähige und spannungsfreie prothetische Restaurationen auf den erhaltenen Modellen herstellen. Anhand der ermittelten Messwerte kann der Einsatz von IDE und PAN in der klinischen Praxis empfohlen werden, wobei nachfolgende kontrollierte klinische Studien die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die konkrete Patientensituation sichern sollten.

## **2. Einleitung**

Die Langlebigkeit von feststehendem Zahnersatz ist unmittelbar von der marginalen Diskrepanz zwischen dem Zahnstumpf und der eingegliederten Restauration abhängig (Stelzig 2009). Je kleiner sie ausfällt, umso geringer ist die Wahrscheinlichkeit, dass sich Pfeiler und Parodontien infolge einer bakteriellen Überbesiedelung infizieren (Felton et al. 1991). In diesem Zusammenhang gelten 50 µm als klinisch und technisch umsetzbarer Richtwert (Dreyer-Jørgensen 1958, Lehmann et al. 1988, Walther und Heners 1995), dessen Erreichbarkeit jedoch in wesentlichen Teilen von der dentalen Präzisionsabformung abhängt (Klettke et al. 2006).

Die Fähigkeit eines Abformwerkstoffes enge, unregelmäßig geformte und feuchte Spalräume zu erreichen ist Voraussetzung für eine detail- und dimensionsgetreue Abformung (Michalakis et al. 2007). Als Schnittstelle zwischen der klinischen und labortechnologischen Arbeit bildet sie die Grundlage für passfähige prothetische Restaurationen und sollte daher mit äußerster Sorgfalt geplant, durchgeführt und im Ergebnis begutachtet werden. Dies erfordert einen gesicherten wissenschaftlichen Erkenntnisstand, wie er für die einzelne Betrachtung der Parameter

- Fließverhalten
- Benetzungsverhalten
- Dimensionsstabilität

gegeben erscheint. Im Kontrast zur klinischen Erfahrung fehlt jedoch eine messbare Korrelation zwischen diesen Einzelgrößen, die Vorhersagen zum Ergebnis einer Abformung auch unter klinisch schwierigen Bedingungen ermöglichen würde (Balkenhol et al. 2007a).

## 2.1. Elastomere

Elastomere bilden eine heterogene Gruppe irreversibler und dabei elastischer Abformmaterialien. Sie kommen in der klinischen Praxis als Zweikomponentensysteme aus Basis- und Härterpaste vor, welche zu Beginn ihrer Verarbeitung vermischt werden. Dadurch wird eine Vernetzungsreaktion ausgelöst, die in der Folge zum schrittweisen Verlust der plastischen Eigenschaften zugunsten der Gummielastizität führt. Alle Elastomere müssen dabei grundlegende Anforderungen erfüllen, die in der Prüfnorm ISO 4823 festgeschrieben sind:

### **Konsistenz**

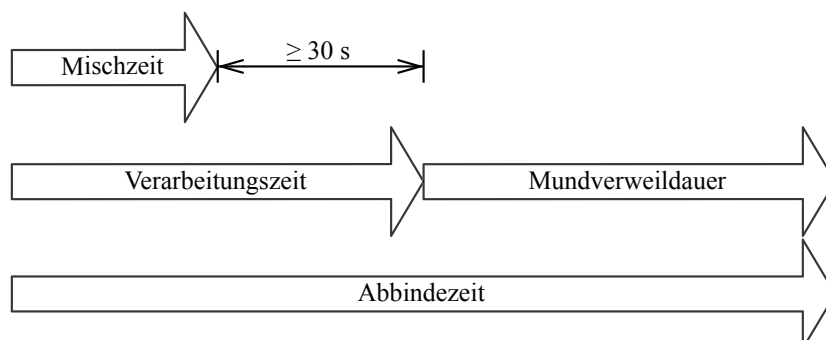
Die Viskosität eines Abformmaterials steigt mit dem Gehalt anorganischer Füllstoffe wie  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{ZnO}$  oder  $\text{Ca}(\text{SO})_4$  (Marxkors und Meiners 2005). Es wird zwischen den in Tabelle 1 gelisteten Konsistenztypen unterschieden.

**Tabelle 1:** Konsistenztypen elastomerer Abformmaterialien (Nach: ISO 4823 (2007))

Konsistenztyp	Beschreibung	
0	knetbar	putty
1	schwerfließend	heavy
2	mittelfließend	medium
3	düninfließend	light

### **Verarbeitungszeit**

Innerhalb der Verarbeitungszeit reichen die plastischen Eigenschaften eines Abformmaterials aus, um die Abformung durchführen zu können. Nach dieser Zeit befindet sich das Material zunächst am Übergang zum elastischen Zustand, den es nach Ablauf der Mundverweildauer nahezu vollständig erreicht hat. Die ab Mischbeginn bis dahin verstrichene Zeit bezeichnet man als Abbindezeit (Abbildung 1).



**Abbildung 1:** Zeitliche Reihenfolge der verschiedenen Verarbeitungsphasen elastomerer Abformmaterialien

### ***Detailwiedergabe***

Im Rahmen einer Präzisionsabformung müssen besonders die präparierten Zähne möglichst detailgetreu im Abformnegativ wiedergegeben werden. Zur Prüfung dieser Materialeigenschaft wird ein Probekörper mit unterschiedlich breit eingefrästen Spalten standardisiert abgeformt. Je nach Konsistenz des dazu eingesetzten Elastomers müssen unterschiedliche Spaltbreiten reproduziert werden (Tabelle 2).

**Tabelle 2:** *Geforderte Detailwiedergabe in Abhängigkeit vom eingesetzten Konsistenztyp (Nach: ISO 4823 (2007))*

<b>Konsistenztyp</b>	<b>Spaltbreite in [<math>\mu\text{m}</math>]</b>
0	75
1	50
2	50
3	20

Um die Verträglichkeit mit Dentalgipsen sicherzustellen, werden die auf diese Weise erzeugten Negativformen nach Ende der Abbindezeit vom Probekörper getrennt und entsprechend der Herstellerangaben mit je einem Hart- und Superhartgips ausgegossen. Die Gipsmodelle müssen sich anschließend eindeutig von der Abformung trennen lassen und die Spalten mit glatter Oberfläche darstellen.

### ***Lineare Dimensionsänderung***

Elastomere schrumpfen polymerisations- und/oder lagerungsbedingt in unterschiedlichem Ausmaß (Marxkors und Meiners 2005). Bezogen auf die tatsächlich abgeformten Abmessungen darf die stattfindende Dimensionsänderung maximal 1,5% linear betragen.

### ***Rückstellung nach Verformung***

Deformationen, wie sie bei der Entnahme einer Abformung über die Unterschnitte der Zahnreihe auftreten, können aufgrund der Gummielastizität in gewissen Grenzen kompensiert werden. Zur Einhaltung des Standards muss ein Prüfkörper, der für 5 s auf 70% seiner Ausgangshöhe gestaucht wurde, nach 2 min mindestens 96,5% seiner ursprünglichen Höhe zurückgewonnen haben.

Um irreversible Formveränderungen zu vermeiden, sollte ein Elastomer um nicht mehr als 30% deformiert werden. Dies ist gewährleistet, wenn die Schichtdicke zwischen Zahnreihe und Löffelwand mindestens das Doppelte der maximalen Unterschnittstiefe beträgt (Marxkors und Meiners 2005). Unter klinischen Bedingungen gelten dabei 3 mm als Richtwert (Biffar und Bittner 1989, Bomberg et al. 1985, Schwickerath 1980, Valderhaug und Floystrand 1984).

### ***Verformung unter Druck***

Nach Herstellung eines Probekörpers wird dieser innerhalb von 10 s mit einer schrittweise steigenden Kraft bis auf 12,25 N belastet. Die Grenzwerte der dabei tolerierten Verformung zeigt Tabelle 3.

**Tabelle 3:** Grenzwerte der tolerierten Verformung unter Druck (Nach: ISO 4823 (2007))

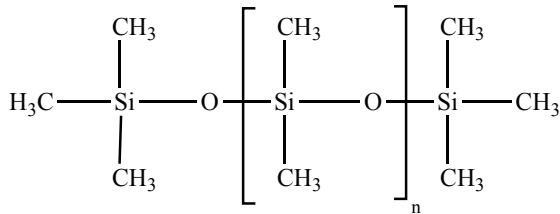
Konsistenztyp	Verformung unter Druck in [%]	
	minimal	maximal
0	0,8	20,0
1	0,8	20,0
2	2,0	20,0
3	2,0	20,0



## 2.1.1. Einteilung

### 2.1.1.1. Silikone

Dentale Silikone sind organische Verbindungen des Siliziums, deren Atome über Sauerstoffbrücken miteinander vernetzt sind. Freie Valenzen tragen organische Radikale, zumeist Methylreste (Abbildung 2).



**Abbildung 2:** Strukturformel der dentalen Silikone

Ungeachtet dieser identischen Grundstruktur unterscheidet man die Silikone nach der ihnen zugrundeliegenden Vernetzungsreaktion in zwei Gruppen:

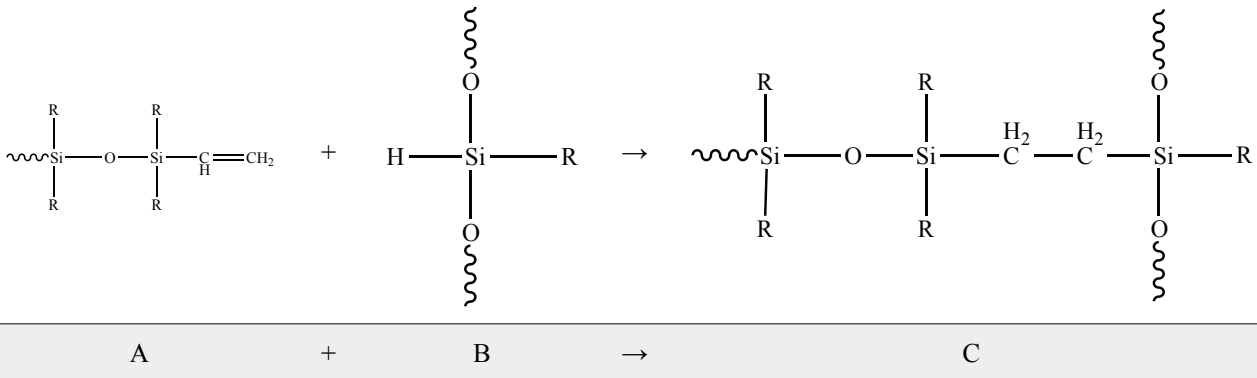
### *Additionsvernetzende Silikone*

Additionsvernetzende Silikone sind Siliziumverbindungen, die aus einer Polyaddition von Basis- und Härterpaste hervorgehen. Ihre Hauptbestandteile zeigt Tabelle 4 (Borchers et al. 2005).

**Tabelle 4:** Hauptbestandteile von Basis- und Härterpaste additionsvernetzender Silikone

Basispaste	Härterpaste
Polyvinylsiloxan <i>Endständige Vinylgruppe</i>	Organohydrogensiloxan <i>Gebundenes Wasserstoffatom</i>
Tensidsysteme <i>Nonylphenoxyethoxylate</i>	
Platinkatalysator <i>Hexachlorplatinsäure</i>	
Farb- und Füllstoffe	

Unter Anwesenheit des organischen Platinkatalysators reagiert die endständige Vinylgruppe des Polyvinylsiloxans mit dem gebundenen Wasserstoffatom des Organohydrogensiloxans. Dabei bilden sich Polymere, die über Ethylbrücken miteinander vernetzt sind (Abbildung 3).



**Abbildung 3:** Reaktionsmechanismus der additionsvernetzenden Silikone ( $R = CH_3$ )

Dieser Reaktionsmechanismus kann durch den Kontakt mit bestimmten Stoffgruppen teilweise oder ganz inhibiert werden. KIMOTO ET AL. (2005) zeigten, dass Schwefelgruppen in Latexhandschuhen die Funktionsfähigkeit des Platinkatalysators einschränken und somit ein Abbinden des Werkstoffes verlangsamen oder verhindern. Die oft geäußerte Hypothese, dass Eisen- oder Aluminiumsulfate einen ähnlichen Effekt hervorrufen würden, konnten DE CAMARGO ET AL. (1993) jedoch nicht bestätigen.

Additionsvernetzende Silikone sind aufgrund ihrer chemischen Struktur zunächst hydrophob (Mandikos 1998). Um dennoch unter feuchten Bedingungen stabile Abformresultate zu erzielen, sind die heute üblichen Materialien mit Tensidsystemen versehen (McCormick et al. 1989). Bei einem Tensid handelt es sich um einen amphiphilen Stoffzusatz, der sowohl apolare als auch polare Anteile im gleichen Molekül vereint (Tabelle 5). Versetzt man einen initial apolaren Stoff mit einem Tensid, so richten sich die polaren Teile des Tensids an der Oberfläche aus und kapseln damit den apolaren, hydrophoben Teil ab (Schwuger und Findenegg 1996).

**Tabelle 5:** Einteilung, schematische Struktur und ausgewählte Kopfgruppen von Tensiden (Nach: EICHHORN (2009))

Tensidtyp	Struktur	Kopfgruppe
Nichtionisch		-OH, -O-
Kationisch		(NR <sub>4</sub> ) <sup>+</sup>
Anionisch		-(COO) <sup>-</sup> , -(SO <sub>3</sub> ) <sup>-</sup> , -(SO <sub>4</sub> ) <sup>2-</sup>
Amphoter		-(COO) <sup>-</sup> und (NR <sub>4</sub> ) <sup>+</sup>

Für A-Silikone ist die Hydrophilierung mit nichtionischen Tensiden typisch. Chemisch handelt es sich dabei meist um Homologe des Nonylphenoxyethanols (Craig et al. 2006):

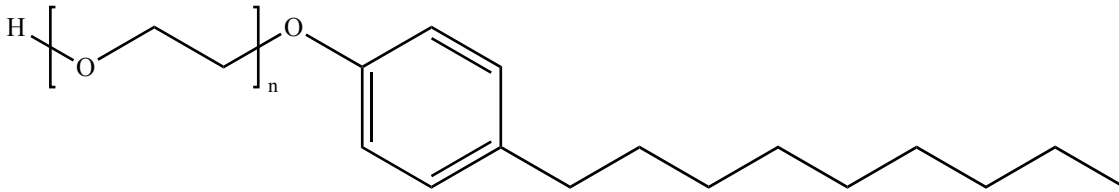


Abbildung 4: Strukturformel der Nonylphenoxyethoxylate zur Hydrophilierung von Silikonen

### Kondensationsvernetzende Silikone

Kondensationsvernetzende Silikone sind Siliziumverbindungen, die aus einer Polykondensation von Basis- und Härterpaste hervorgehen. Ihre Hauptbestandteile zeigt Tabelle 6 (Borchers et al. 2005).

Tabelle 6: Hauptbestandteile von Basis- und Härterpaste kondensationsvernetzender Silikone

Basispaste	Härterpaste
Polydimethylsilanol <i>Endständige Hydroxylgruppen</i>	Äthylsilikat <i>Gebundene Äthylgruppe</i>
	Katalysator <i>Dibutyldizinnlaurat</i>
Farb- und Füllstoffe	

Die endständigen Hydroxylgruppen des Polydimethylsilanols reagieren, katalysiert durch eine organische Zinnverbindung, mit der gebundenen Äthylgruppe des tetrafunktionellen Äthylsilikats. Dabei kommt es neben der eigentlichen Vernetzungsreaktion auch zur Abspaltung von Ethylalkohol als zusätzlichem Kondensationsprodukt (Abbildung 5).

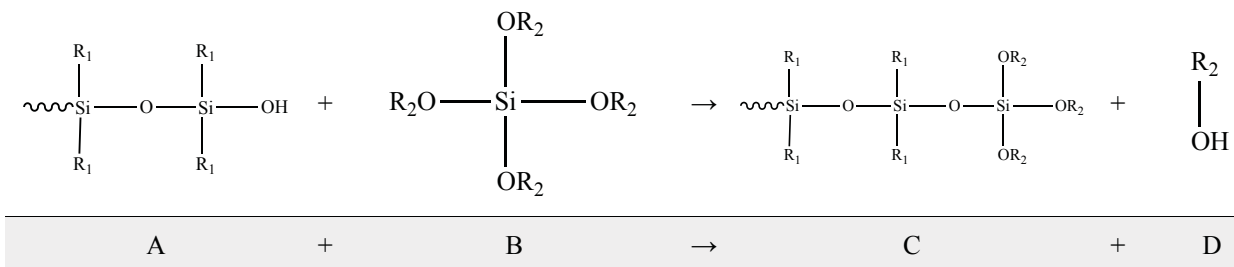
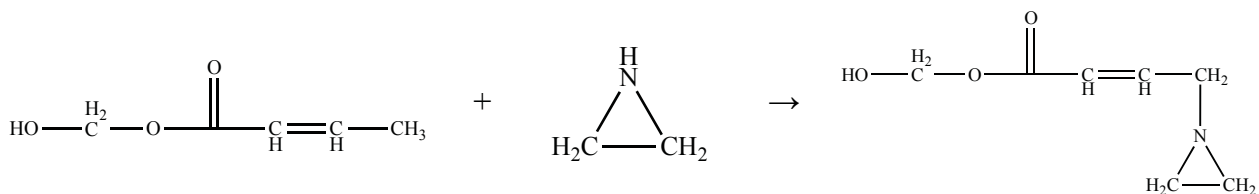


Abbildung 5: Reaktionsmechanismus der kondensationsvernetzenden Silikone ( $R_1 = \text{CH}_3$ ,  $R_2 = \text{C}_2\text{H}_5$ )

Die Verdunstung des Ethanol führt zu einer materialtypischen Kontraktion, die eine ungenügende Dimensionsstabilität der kondensationsvernetzenden Silikone bedingt (Handschuck 2007, Marxkors und Meiners 2005). Im weiteren Verlauf dieser Arbeit sollen daher aus der Gruppe der Silikone lediglich die additionsvernetzenden betrachtet werden.

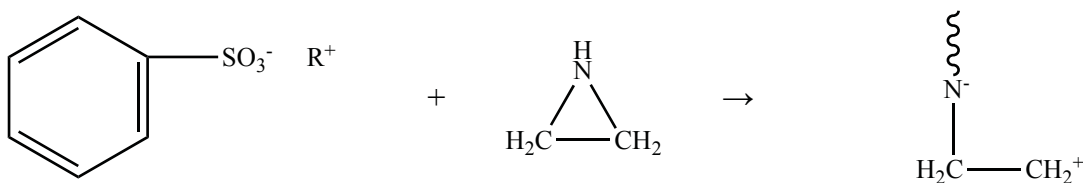
### 2.1.1.2. Polyether

Lineare Makromoleküle, die aus der einer heterozyklischen Additionsreaktion von Äthylenoxid und Tetrahydrofuran hervorgehen, bilden die chemische Grundlage der Polyethermaterialien. Sie werden an ihren endständigen Hydroxylgruppen mit einer ungesättigten Säure verestert, die ihrerseits mit Äthlenimin zu endständigen Aziridingruppen reagiert (Abbildung 6).



**Abbildung 6:** Reaktionsmechanismus der Polyether I

Diese, bereits in der Basispaste vorhandenen Polymere, werden in Gegenwart von Säuren als kationischem Starter zur Polyaddition veranlasst (Borchers et al. 2005). Es kommt zur Aufspaltung des Aziridinrings, der dabei seinerseits zum Kation wird und weitere Ringe im Sinne einer Kettenverlängerung öffnet (Abbildung 7).



**Abbildung 7:** Reaktionsmechanismus der Polyether II

Aufgrund enormer intramolekularer Ladungsunterschiede zwischen Alkylresten und alternierenden Sauerstoffketten weisen Polyether eine intrinsische Hydrophilie ohne Notwendigkeit von Tensidsystemen auf (siehe 2.1.2.2.). Diese steht bereits zu Beginn der Verarbeitungszeit zur Verfügung und ist nach GERMAN ET AL. (2008) damit wichtiger Einflussfaktor für die hohe Zeichnungsschärfe unter klinischen Bedingungen.

2.1.1.3. Hybride

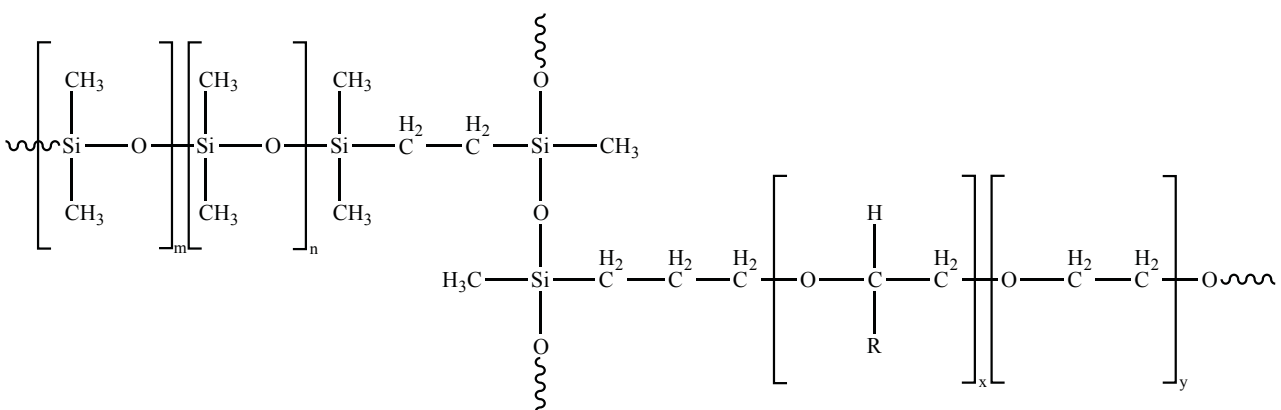
**Identium**

Bei Identium handelt es sich um ein elastomeres Abformmaterial, welches auf der Kombination von Silikon- und Polyetherstrukturen basiert. Dieser so genannte *Vinylsiloxanether* enthält die in Tabelle 7 aufgeführten Komponenten (Stober et al. 2010).

**Tabelle 7:** Hauptbestandteile von Basis- und Härterpaste des Hybridmaterials Identium

Basispaste	Härterpaste
α, ω-Divinylpolydimethylsiloxan <i>Endständige Vinylgruppen</i>	Organodihydrogensiloxan <i>Gebundene Wasserstoffatome</i>
α, ω-Divinylpolyether <i>Endständige Vinylgruppen</i>	
Katalysator <i>Organische Platinverbindung</i>	
Tensidsystem <i>Polyol, STES, WCS</i>	
Farb- und Füllstoffe	

Mit Hilfe eines organischen Platinkatalysators werden die endständigen Vinylgruppen des Polydimethylsiloxans und des Polyethers durch eine Additionsreaktion miteinander verknüpft. Dabei dienen die gebundenen Wasserstoffatome des Organodihydrogensiloxans als Crosslinker zum Aufbau von Ethyl- und Propylbrücken (Abbildung 8).



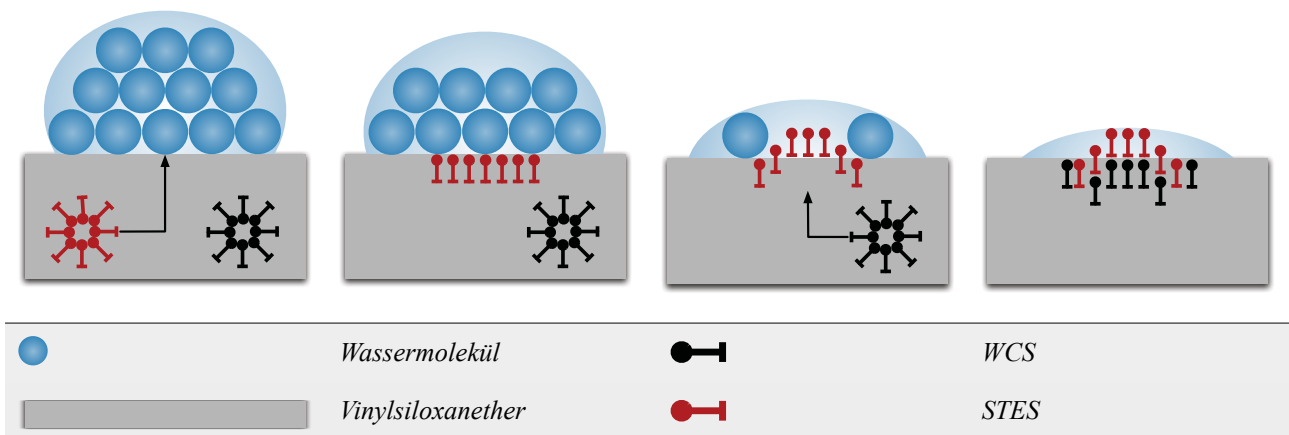
**Abbildung 8:** Vernetzter Vinylsiloxanether des Hybridmaterials Identium

Die Benetzungseigenschaften ergeben sich gemäß Herstellerangaben aus einem synergistischen Zusammenwirken der in Tabelle 8 aufgeführten Bestandteile.

**Tabelle 8:** Bestandteile des synergistischen Hydrophiliekonzepts von Identium gemäß Herstellerangaben

Bestandteil	Beschreibung
Divinylpolyether	Polymer
Polyol	Emulgator
WCS	Wetting Conditioner
STES	Surface Tension Eraser

STES wird bei Wasserkontakt zunächst an der Materialoberfläche angereichert. Entsprechend der dabei auftretenden Ladungsverteilung richten sich hydrophile Kopfgruppen zum Wasser hin aus, bevor ganze STES Moleküle in die Wasserphase übertreten. Dies induziert die Bewegung des WCS aus dem Materialinneren an die Phasengrenze, wo Interaktionen zwischen WCS und STES die Grenzflächenspannung stark absenken und so eine annähernd vollständige Benetzung bewirken (Abbildung 9).



**Abbildung 9:** Schema des synergistischen Hydrophiliekonzepts von Identium gemäß Herstellerangaben

**EXA'lence**

Der Hybridwerkstoff *EXA'lence* stellt eine Kombination aus Silikon- und Polyetherverbindungen dar. Zum gegenwärtigen Zeitpunkt sind jedoch keine näheren Informationen zum genauen chemischen Aufbau dieses Materials verfügbar. Es ist lediglich bekannt, dass funktionalisierte Polyethermoleküle in die konventionelle Raumstruktur eines Vinylpolysiloxans eingeflochten wurden, um so eine intrinsische Hydrophilie zu erreichen und dabei die positiven Eigenschaften der Silikone, wie eine hohe Weiterreißfestigkeit, zu bewahren (Kamohara 2003). Der Hersteller bezeichnet die so entstandene Stoffgruppe als *Vinylpolyethersilikon*.

### 2.1.2. **Charakterisierung**

Neben den laut ISO Norm 4823 (2007) vorgegebenen Prüfmethoden (siehe 2.1.) haben sich in der Literatur weitere Testverfahren zur Bewertung von Abformwerkstoffen etabliert. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden drei solche Verfahren angewendet.

#### 2.1.2.1. Fließverhalten

Die exakte und verzerrungsfreie Darstellung der Präparationsgrenzen ist eine zentrale Anforderung im Rahmen der dentalen Präzisionsabformung (Marxkors und Meiners 2005). Aus retentiven sowie ästhetischen Gründen befinden sich diese jedoch zumeist in infragingivalen Bereichen. Dies erfordert ein Abformmaterial, welches in enge und unregelmäßig geformte Spalträume um und unterhalb des Präparationsrandes einfließt. Zur Untersuchung dieser als *Fließverhalten unter Druck* bezeichneten Materialeigenschaft eignet sich der *Haifischflossentest* (Klettke et al. 2005, Wirz und Schmidli 2004).

Dabei wird ein zylindrischer Probekörper mit eingefrästem Spalt kontrolliert über einem Depot plastischer Abformmasse abgesenkt. Es kommt zum Einsinken des Probekörpers in das Abformmaterial, welches dadurch in den gefrästen Spaltraum fließt. Dies simuliert das Aufsetzen eines Abformlöffels auf die Zahnreihe gefolgt vom Eindringen der Abformmasse in den Sulcus alveolaris (Pastau 2007).

Nach Ende der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit kann der Probekörper vom erhärteten Elastomer getrennt werden. Dieses hat aufgrund der Spaltform die Gestalt einer Haifischflosse angenommen. Die Höhe dieser Flosse dient als Maß für das Fließverhalten eines Abformmaterials unter Druck. Je weiter ein Abformwerkstoff in den Spaltraum eindringt, umso eher lassen sich mit ihm subgingivale Bezirke klinisch zufriedenstellend darstellen (Stipho et al. 2006).

Die gegenwärtig in der Literatur vorhandenen Publikationen zum Haifischflossentest untersuchen den Einfluss der in Tabelle 9 aufgelisteten Parameter auf die Flossenhöhe.

**Tabelle 9:** Übersicht ausgewählter Literaturstellen zu variablen Parametern des Haifischflossentests

Autor	Jahr	Parameter
ABOUSHALA ET AL.	2004	Abformmaterial - Chemie
BENCHIMOL ET AL.	2005a,c	Messzeitpunkt
BENCHIMOL ET AL.	2005b,c	Spaltbreite
BROOME ET AL.	2006	Abformmaterial - Abbindezeit
CHAPMAN ET AL.	2005	Abformmaterial - Konsistenz

Je später ein Abformwerkstoff in den Sulcus alveolaris eingebracht wird, umso unvorteilhafter sind seine Fließeigenschaften. Dies begründet sich im bereits fortgeschrittenen Vernetzungsprozess, welcher zwangsläufig eine Viskositätssteigerung zur Folge hat. Je visköser ein Abformmaterial ist, umso höher ist auch der nötige Stempeldruck, um den Werkstoff in enge Spalten zu forcieren. Dabei zeigen Polyethermaterialien unabhängig von der vorliegenden Spaltbreite höhere Haifischflossen als Silikone. Ferner weisen die Polyether auch einen geringeren Abfall der Messergebnisse über die gesamte Verarbeitungszeit hinweg auf. Besonders beim Vorliegen mehrerer Präparationen je Kiefer und den oftmals damit verbundenen zeitlichen Verzögerungen im Abformprozess ist dies als klinischer Vorteil zu werten.

Um das manuelle Vermessen der Prüfkörper als Fehlerquelle auszuschließen, entwickelte VON PASTAU (2007) ein rechnergestütztes Auswertungssystem zum Haifischflossentest. Dieses erweitert die bekannte Apparatur um ein laserbasiertes Wegmessgerät zur hochgenauen Aufzeichnung des Stempelweges während der Applikationsphase (gemessen alle 30 s, zwischen 30 s und 180 s). Erneut zeigen dabei Polyether im Vergleich zu additionsvernetzenden Silikonen vorteilhaftere Fließeigenschaften sowie einen sprunghaften Übergang vom plastischen in den elastischen Zustand (sogenanntes *Snapset-Verhalten*).



### 2.1.2.2. Benetzungsverhalten

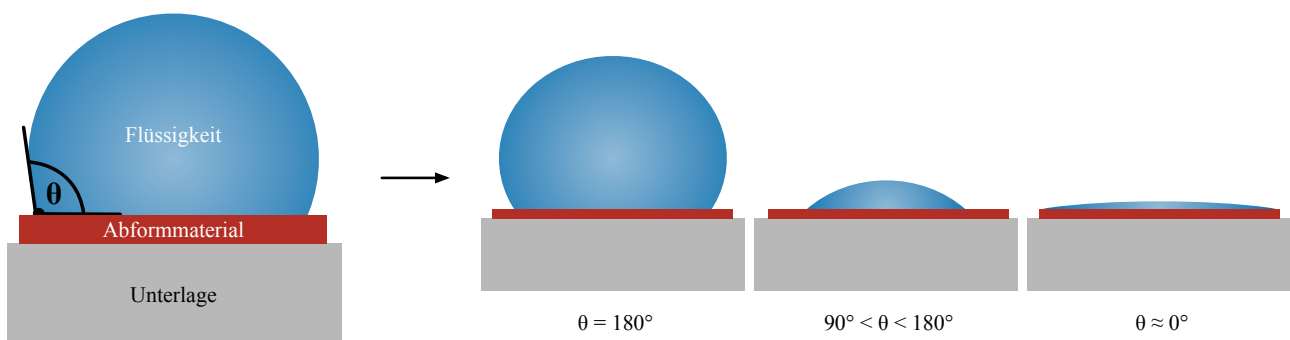
Im Sulkusbereich kommt ein Abformmaterial stets mit feuchten Gewebeoberflächen in Kontakt (Vassilakos und Fernandes 1993). Dies führt als Folge chemischer und physikalischer Wechselwirkungen zu einem unterschiedlich stark ausgeprägten Benetzungsverhalten (Eichhorn 2008). Formal handelt es sich dabei um die auftretende Affinität zwischen einem Abformwerkstoff und Wasser als integralem Bestandteil oraler Fluide (O'Brien 1997). Seine Beschreibung erfolgt mit Hilfe spezieller Modellvorstellungen:

#### ***Qualitatives Modell***

Ein Wassermolekül besitzt aufgrund temporärer intramolekularer Ladungsverschiebungen positive und negative Partialladungen. Bei Anwesenheit eines zweiten, ebenfalls polaren Stoffes richten sich die Wassermoleküle entsprechend ihrer Ladungsverteilung aus und bilden eine Hydrathülle. Die Fähigkeit eines Stoffes eine solche Ausrichtung zu induzieren und sich damit in Wasser zu lösen, bezeichnet man als Hydrophilie. Sie ermöglicht qualitative Aussagen zum Benetzungsverhalten eines Stoffes bei Kenntnis seiner chemischen Struktur (Zeeck 2010).

#### ***Quantitatives Modell***

Unter Einwirkung der Grenzflächenspannung ist eine Flüssigkeit bestrebt die Anzahl der Moleküle an ihrer Oberfläche möglichst gering zu halten. Geometrisch resultiert daher auf fester Unterlage eine Kugelform, da so bei größtmöglichem Volumen die kleinste Oberfläche exponiert wird (Hering et al. 2007). Den Winkel zwischen einer gedachten Tangente an die Kugelrundung und der Unterlage bezeichnet man als Kontaktwinkel  $\theta$  (Abbildung 10). Er dient als quantitatives Maß für die Benetzung eines Festkörpers durch die aufliegende Flüssigkeit (Mandikos 1998).



**Abbildung 10:** Ausbildung eines Kontaktwinkels zwischen Abformmaterial und Flüssigkeitstropfen

Der Kontaktwinkel hängt von den Grenzflächenspannungen zwischen den beteiligten Einzelphasen, gemäß der Fundamentalgleichung nach YOUNG, ab (Craig et al. 2006, Pocius 2002):

$$\theta = \arccos\left(\frac{\sigma_S - \sigma_{LS}}{\sigma_L}\right)$$

$\theta$	Kontaktwinkel an der Phasengrenze	$\sigma_{AB}$	Grenzflächenspannung zwischen Phase A und B
----------	-----------------------------------	---------------	---

**Gleichung 1:** Mathematischer Zusammenhang zwischen Grenzflächenspannung und Kontaktwinkel nach YOUNG

Seine Messung erfolgt wahlweise nach der Methode von WILHELMY (Lepe et al. 2002, Todo et al. 2006) oder am liegenden Flüssigkeitstropfen (Gribi 1992, Bader und Setz 1991):

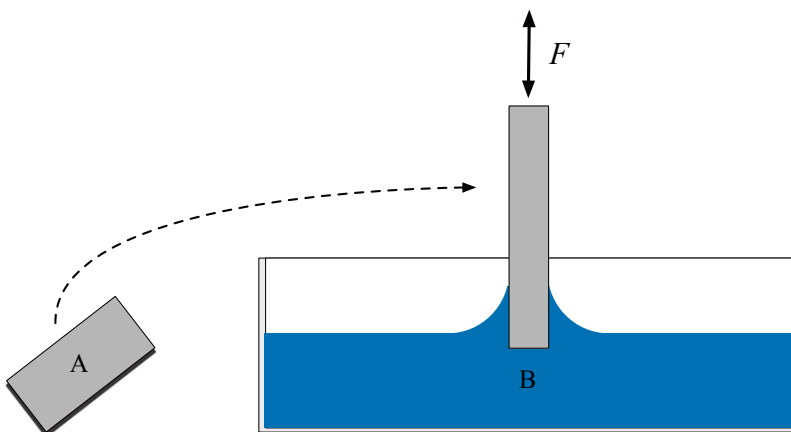
**Methode nach WILHELMY**

Zur Bestimmung des Kontaktwinkels nach WILHELMY wird ein rechteckiger Probekörper in eine Flüssigkeit mit bekannter Oberflächenspannung eingetaucht. An der Phasengrenze steigt dabei eine dünne Flüssigkeitslamelle nach oben. Durch Messung der Kraft, welche dabei auf den Probekörper wirkt, kann mit der Gleichung von WILHELMY der Kontaktwinkel errechnet werden:

$$\theta = \arccos\left(\frac{F}{u \cdot \sigma}\right)$$

$\theta$	Kontaktwinkel an der Phasengrenze	F	Kraft auf Probekörper
u	Benetzter Anteil des Probekörpers	$\sigma$	Oberflächenspannung der Flüssigkeit

**Gleichung 2:** Bestimmung des Kontaktwinkels nach WILHELMY

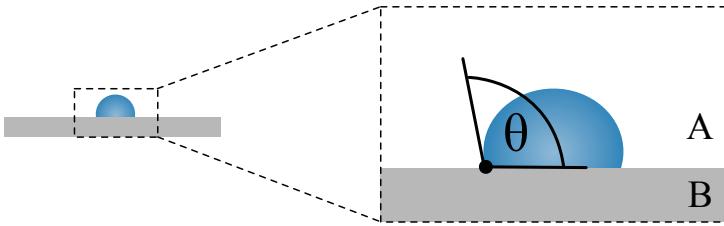


A	Probekörper	B	Flüssigkeit
---	-------------	---	-------------

**Abbildung 11:** Schematische Darstellung der Kontaktwinkelmessung nach WILHELMY

### **Methode am liegenden Flüssigkeitstropfen**

Bei der Kontaktwinkelmessung am liegenden Tropfen wird ein Flüssigkeitstropfen mit definiertem Volumen auf einen Probekörper aufgebracht (Abbildung 12).



A	Flüssigkeitstropfen	B	Probekörper
---	---------------------	---	-------------

**Abbildung 12:** Schematische Darstellung der Kontaktwinkelmessung am liegenden Flüssigkeitstropfen

Man unterscheidet dabei grundsätzlich zwischen dynamischem und statischem Vorgehen. Bei der dynamischen Messmethodik wird das Volumen des Tropfens über den Messzeitraum hinweg verändert. Die gemessenen Winkel geben somit Aufschluss über Vorgänge der Benetzung und Entnetzung an den Phasengrenzen. Im Gegensatz dazu wird bei der statischen Methode mittels Pipettiereinheit vor der Messung ein Tropfen von genau definiertem Volumen erzeugt und über den Messzeitraum hinweg beobachtet (Eichhorn 2008).

Dabei auftretende Änderungen der Kontaktwinkel führte EICHHORN (2008) auf folgende Faktoren zurück:

- Verdampfen der Tropenflüssigkeit
- Wandern von im Tropfen gelösten Stoffen an die Grenzfläche
- Migration oberflächenaktiver Stoffe von der Festkörperoberfläche in die Flüssigkeit
- chemische Reaktionen zwischen Festkörper und Flüssigkeit
- Anlösen und Anquellen des Festkörpers durch die Flüssigkeit

In der Literatur existieren zahlreiche Veröffentlichungen zu statischen Kontaktwinkelmessungen an bereits abgebundenen Abformmaterialien:

### ***Einfluss auf die Abformqualität***

Der Einfluss der Hydrophilierung von Silikonen auf das Abformergebnis wird kontrovers diskutiert. Während PEUTZFELD UND ASMUSSEN (1988) eine negative Korrelation zwischen Kontaktwinkel und Abformqualität für Kontaktwinkel kleiner als 70° beschrieben, konnten BOENING ET AL. (1998) dies unter klinischen Bedingungen nicht bestätigen. TAKAHASHI ET AL. (2010) zeigten im Rahmen einer klinischen Studie, dass konventionelle und hydrophilierte Silikone feuchte Zahnstrukturen mit gleichem Ergebnis abformen.

### ***Einfluss auf die Modellqualität***

Mit steigenden Kontaktwinkeln nimmt auch die Anzahl von Fehlstellen im Gipsmodell signifikant zu. Hydrophilierte Silikone bieten in diesem Fall einen Vorteil gegenüber den konventionellen Zusammensetzungen (Chong et al. 1990, Craig 1988, Lorren et al. 1976). Unabhängig vom Grad der intrinsischen Hydrophilie wird jedoch der Einsatz extrinsischer Oberflächenentspanner direkt vor Anfertigung zahntechnischer Modelle empfohlen (Kess et al. 2000, Millar et al. 1995, Millar et al. 1997, Robinson et al. 1994).

RUPP ET AL. (2000) gelang es erstmals die Kontaktwinkel elastomerer Abformmaterialien während ihrer Applikationsphase zu bestimmen. Die Verwendung einer automatischen Messvorrichtung (*Drop Shape Analyzer 10, Krüss GmbH Hamburg*) ermöglichte es, angemischte Materialien im plastischen Zustand zu beobachten. Die Kontaktwinkel wurden mit einer Auflösung von 1/s über einen Zeitraum von 210 s erfasst, in ein kartesisches Koordinatensystem übertragen und mit Hilfe einer nichtlinearen Regressionsanalyse ausgewertet. Diese lieferte eine Näherung der Form:

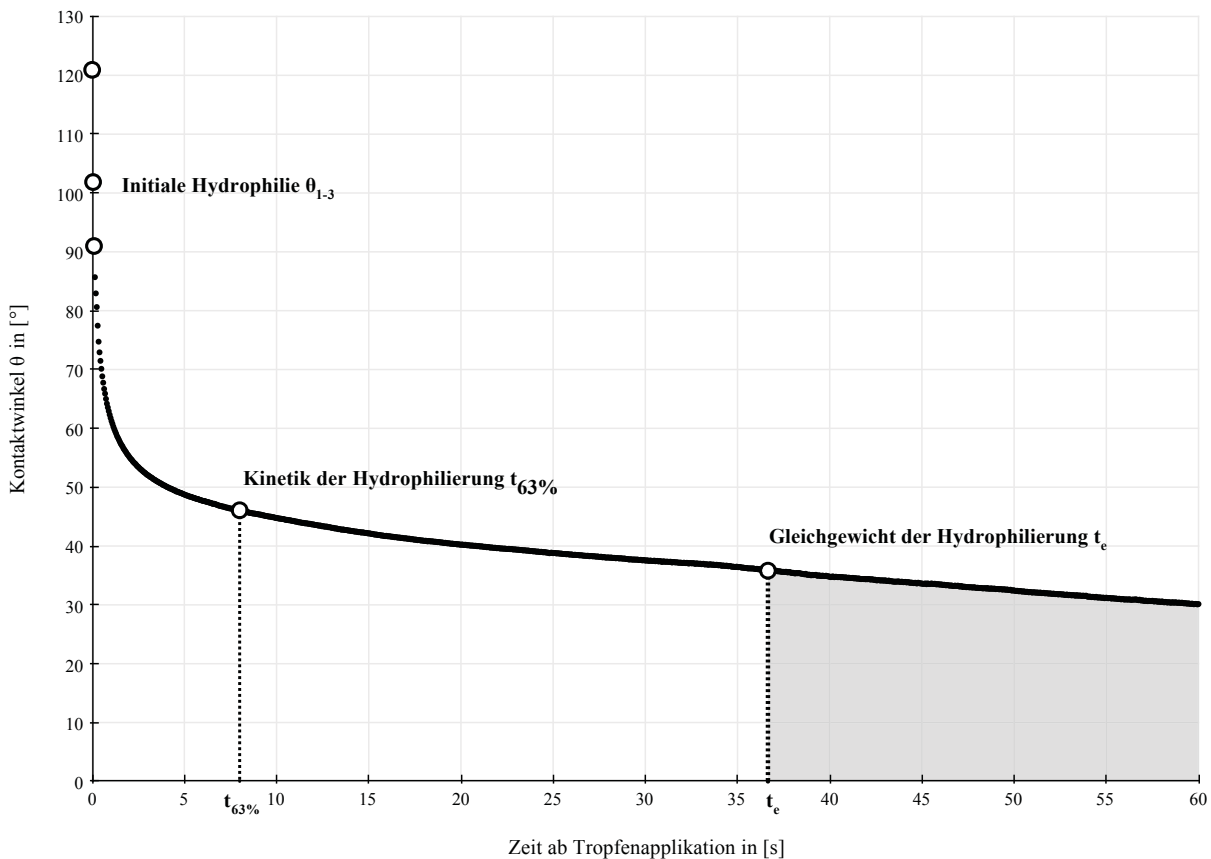
$$\theta(t) = a + b \cdot e^{-c \cdot t} + d \cdot t$$

$\theta$	Kontaktwinkel an der Phasengrenze	t	Zeit ab Messbeginn
a, b, c, d	Regressionskoeffizienten		

**Gleichung 3:** Darstellung des Kontaktwinkels als Funktion der Zeit (Nach: RUPP ET AL. (2005))

Um die Veränderung der Benetzungseigenschaften im Laufe der Verarbeitungszeit einschätzen zu können, erfolgten Tropfenapplikation, Messung und Auswertung zudem in unterschiedlichen Zeitabständen nach Mischbeginn (alle 30 s, im Intervall von 30 s bis 180 s).

Der Verlauf eines zugehörigen Graphen (Abbildung 13) zeigt jeweils drei für einen Abformwerkstoff charakteristische Anteile:



**Abbildung 13:** Kontaktwinkelmessung während der Applikationsphase, Diagramm Daten aus eigener Messung

### **Initiale Hydrophilie**

Die initiale Hydrophilie eines Abformmaterials wird über den Mittelwert der ersten drei gemessenen Kontaktwinkel ab Tropfenapplikation  $\theta_{1-3}$  beschrieben.

### **Kinetik der Hydrophilierung**

Durch die Wirksamkeit der Tensidsysteme sinkt der Kontaktwinkel in der Folge rasch ab. Die Geschwindigkeit dieses Abfalls wird durch den Koeffizienten  $c$  in der Regressionsgleichung ausgedrückt. Zum Zeitpunkt  $t_{63\%}$ , für den gilt  $t_{63\%} = 1/c$ , ist der Kontaktwinkel um  $b \cdot e^{-(c/60)} = b \cdot e^{-1} \approx 0,37 \cdot b$  abgefallen und die Hydrophilierung damit zu etwa  $1 - 0,37 = 0,63 \equiv 63\%$  erfolgt.

### ***Gleichgewicht der Hydrophilierung***

Auf den erzeugten Flüssigkeitstropfen wirken daraufhin konkurrierende Kräfte. Zum einen versucht sich die Flüssigkeit unter Wirkung der Grenzflächenspannung bestmöglich gegenüber ihrer Unterlage abzukugeln, während zum anderen die Hydrophilie der Unterlage auf der der Tropfen ruht, weiter ansteigt und damit ein Spreiten induziert. Sind beide Kräfte betragsgleich, befindet sich der Tropfen im Gleichgewicht und ändert seine Kontaktwinkel nur noch marginal. Gemäß Definition wird dieser Zustand erstmals zum Zeitpunkt  $t_e$  erreicht, wenn die Differenz zweier aufeinanderfolgender Kontaktwinkel kleiner als  $0,2^\circ$  ist. Der Abstand zwischen dem rechnerisch bestimmten ersten Kontaktwinkel nach Applikation des Tropfens  $\theta_1$  und dem Kontaktwinkel im Gleichgewicht  $\theta_e$  bestimmt den Grad der Hydrophilierung  $\theta_{\text{hyd}}$ .

Das Tripel ( $\theta_{1-3}$ ,  $t_{63\%}$ ,  $\theta_{\text{hyd}}$ ) beschreibt die Hydrophilierungseigenschaften eines elastomeren Abformmaterials hinreichend. Die Ergebnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen (Rupp et al. 2005):

- Während der gesamten Verarbeitungszeit weisen Polyether gegenüber Silikonen kleinere initiale Kontaktwinkel auf.
- Die Hydrophilie der Silikone steigt nach Applikation rasch an und erreicht im Gleichgewicht höhere Werte als die der Polyether. MONDON UND ZIEGLER (2003) führten dies auf die Freisetzung oberflächenaktiver tensidähnlicher Substanzen zurück.

KUGEL ET AL. (2007) haben Kontaktwinkel zu verschiedenen Zeitpunkten (45 s, 120 s und 45 h) während und nach der Applikationsphase gemessen. Sie veränderten dabei schrittweise das Tropfenvolumen (5  $\mu\text{l}$ , 7  $\mu\text{l}$  und 9  $\mu\text{l}$ ) sowie die Schichtdicke des Abformmaterials (70  $\mu\text{m}$ , 140  $\mu\text{m}$ , 170  $\mu\text{m}$ , 240  $\mu\text{m}$  und 280  $\mu\text{m}$ ). Obwohl beide Parameter einen Einfluss auf die absoluten Werte der Kontaktwinkel hatten, fanden sich keine statistisch signifikanten Unterschiede.

RUPP ET AL. (2008) modifizierten den beschriebenen Versuchsaufbau um den Einfluss der relativen Luftfeuchtigkeit auf die gemessenen Winkel zu untersuchen. Sie konnten zeigen, dass die initiale Hydrophilie von Silikonen mit steigender relativer Luftfeuchte zunimmt und an die Werte der Polyethermaterialien heranreicht.

BALKENHOL ET AL. (2009) verglichen erstmals Silikone, Polyether und Hybridmaterialien bezüglich ihrer initialen Kontaktwinkel. Wiederum zeigten die Silikone dabei die höchsten absoluten Werte, während die Hybride und Polyether als deutlich hydrophiler eingestuft wurden.

### 2.1.2.3. Dimensionsstabilität

Die Dimensionsstabilität elastomerer Abformwerkstoffe ist Gegenstand zahlreicher Publikationen mit dem gemeinsamen Ziel klinisch relevante Einflussgrößen zu identifizieren (Tabelle 10). Dazu wird ein Abformnegativ mit einer normierten Ausgangssituation verglichen, wobei verschiedene Auswerteverfahren zum Einsatz kommen.

**Tabelle 10:** *Übersicht ausgewählter Literaturstellen zu variablen Einflussgrößen der Dimensionsstabilität*

<b>Autor</b>	<b>Jahr</b>	<b>Parameter</b>
BALKENHOL ET AL.	2007a	Abformlöffel Viskosität des Abformmaterials
BALKENHOL ET AL.	2007b	Fließverhalten des Abformmaterials
CARROTTE ET AL.	1998	Abformlöffel
CEYHAN ET AL.	2003	Abformlöffel Viskosität des Abformmaterials Modellherstellung
GERMAN ET AL.	2008	Fließverhalten des Abformmaterials
JAGGER ET AL.	2007	Desinfektion
JOHNSON ET AL.	1998	Desinfektion
JOHNSON ET AL.	2003	Oberflächenfeuchte
KOTSIOMITI ET AL.	2008	Desinfektion
LEPE ET AL.	1997	Desinfektion
LUTHARDT ET AL.	2008	Abformtechnik Sulkusblutung Lage der Präparationsgrenze
MARTIN ET AL.	2007	Desinfektion
PETRIE ET AL.	2003	Oberflächenfeuchte
WADHWANI ET AL.	2005	Desinfektion
WÖSTMANN ET AL.	2009	Abformlöffel

### **Zweidimensionale Verfahren**

Zweidimensionale Verfahren vermessen vordefinierte Strecken, die sich wahlweise aus dem Abstand morphologischer Strukturen ergeben (Stamm 2000) oder über speziell angebrachte Messmarken festgelegt sind (Hofmeister 2008). Als Prüfkörper eignen sich sowohl Gipsduplikate die nach Abformung des Urmodells hergestellt wurden, als auch die Abformnegative selbst (Lehmann und Zacke 1983). Dabei limitieren die Resilienz des eingesetzten Elastomers und die Zugänglichkeit okklusaler Bereiche jedoch die erreichbare Messgenauigkeit (Stamm 2000).

### **Dreidimensionale Verfahren**

Dreidimensionale Verfahren erfassen die Oberflächen von Ur- und Prüfmodellen als Menge von Einzelpunkten, sodass Abstandsmessungen in alle Richtungen des Raumes möglich werden. Dimensionsschwankungen können somit räumlich kodiert und in Abhängigkeit der zugrunde liegenden Oberflächenmorphologie dargestellt werden.

LUTHARDT ET AL. (2003) nutzten eine optische Koordinatenmessmaschine (*ODKM 97, IVB, Jena*) um die Dimensionsstabilität von dentalen Gipsen zu bestimmen. Dazu wurde ein Modell eines präparierten oberen Eckzahnes abgeformt und mit einem kunststoffstabilisierten Superhartgips (*esthetic-rock, Dentona, Dortmund*) ausgegossen. Die so erhaltenen Prüfkörper wurden lichtoptisch digitalisiert (siehe 2.2.) und anschließend mit dem virtuellen Modell der Urform dreidimensional verglichen.

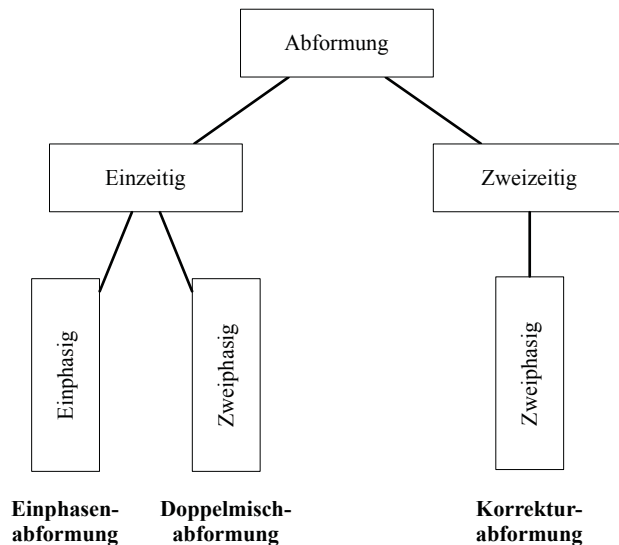
CAYOUEE ET AL. (2003) untersuchten den Einfluss verschiedenartiger Abformlöffel auf die Genauigkeit der resultierenden Gipsmodelle. Es wurden insgesamt 32 Messpunkte auf den Prüfmodellen digital erfasst und bezüglich ihrer räumlichen Lage mit der Referenz verglichen.

Unabhängig von der untersuchten Einflussgröße sind dreidimensionale Verfahren dazu geeignet, räumliche Dimensionsschwankungen dentaler Werkstoffe zeit-, material- und methodenabhängig zu bestimmen (Luthardt et al. 2003).



### 2.1.3. Verarbeitung

Die Verarbeitung elastomerer Abformwerkstoffe erfolgt in unterschiedlichen Techniken, die je nach Anzahl der benötigten Arbeitsschritte und Materialien gemäß Abbildung 14 klassifiziert werden.



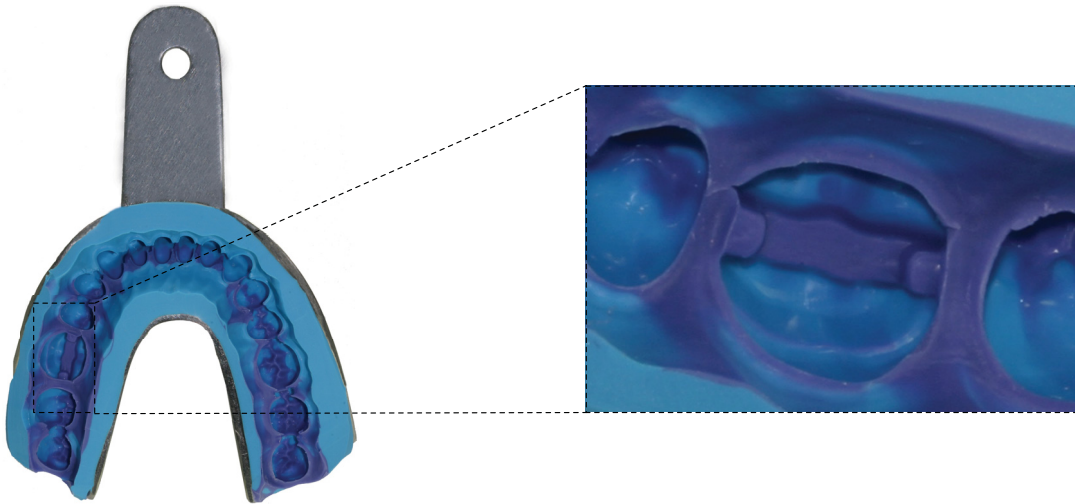
**Abbildung 14:** Einteilung der Abformmethoden nach Anzahl der benötigten Materialien und Arbeitsschritte

#### ***Einphasenabformung***

Im Rahmen der Einphasenabformung wird der gesamte Kiefer inklusive Präparationen mit einem Material mittlerer Konsistenz (ISO 4823 Typ 2) in einem einzelnen Arbeitsschritt abgeformt. Dabei eingesetzte Elastomere müssen standfest sein, um einen ausreichenden Stempeldruck zu erzeugen unter dessen Wirkung sie auch infragingival gelegene Präparationsgrenzen erreichen (Stoll 2001). Um gerade dort eine genügende Rückstellung nach Deformation zu erzielen, sollte stets auf einen genügenden Abstand zwischen Löffelwand und Zahnreihe geachtet werden. MARXKORS (1978) und FRANZ (1975) empfehlen in diesem Zusammenhang den Einsatz individueller Abformlöffel.

#### ***Doppelmischabformung***

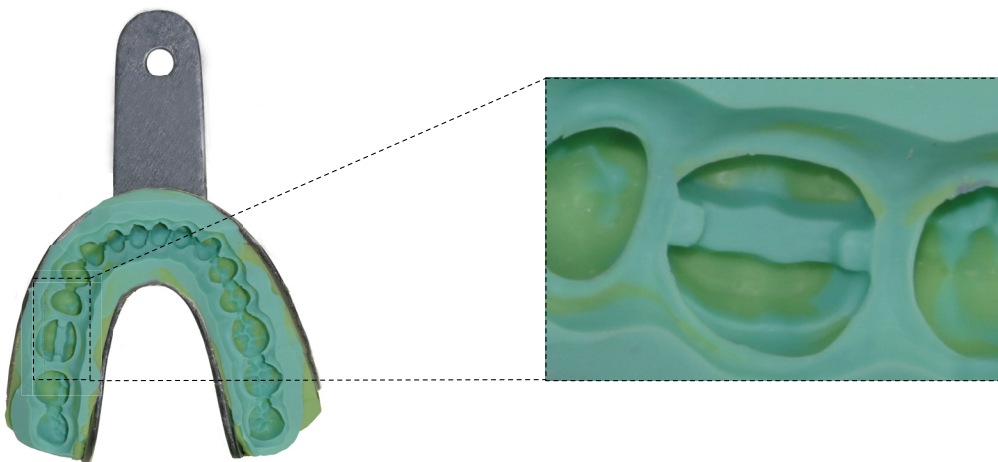
Die Doppelmischabformung erfolgt einzeitig mit zwei Elastomeren unterschiedlicher Konsistenz. Ein leichtfließendes Material (ISO 4823 Typ 3) wird zunächst in den, über Retraktionsfäden eröffneten und getrockneten, Sulcus eingebracht bevor die präparierten Stümpfe und die restlichen Zähne beschickt werden. Zeitgleich wird der Abformlöffel mit einem Material hoher Viskosität (ISO 4823 Typ 0 oder Typ 1) befüllt und nach Ende der intraoralen Applikation drucklos platziert. Leicht- und schwerfließende Phase verbinden sich während der Mundverweildauer und werden anschließend gemeinsam entnommen (Marxkors und Meiners 2005).



**Abbildung 15:** Doppelmischabformung, Material IDE

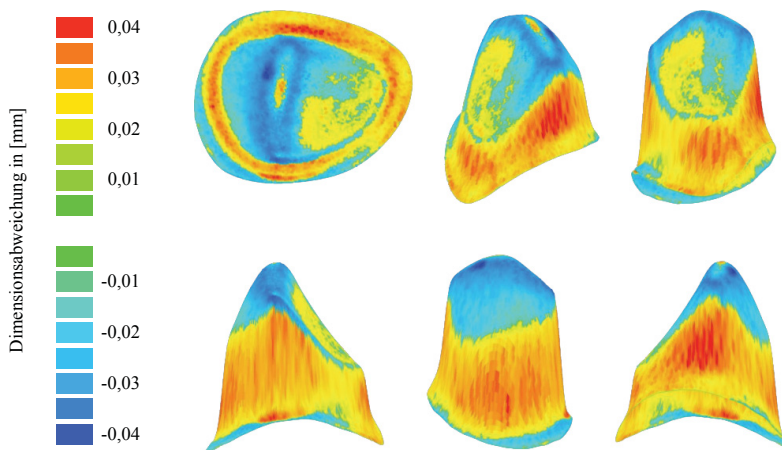
### **Korrekturabformung**

Bei diesem zweizeitigen und zweiphasigen Verfahren wird zunächst eine Vorabformung mit einem knetbaren Material (ISO 4823 Typ 0) durchgeführt. Um diese später exakt reponieren zu können, werden alle untersichgehenden Bezirke, Interdentalsepten und tiefe Fissuren entfernt sowie zusätzlich bukkale und orale Abflussrillen angelegt. Nach einer Einprobe am Patienten erfolgt die Korrektur des beschnittenen Negativs mit Hilfe einer leichtfließenden Phase (ISO 4823 Typ 3). Die Erstabformung wirkt dabei wie ein Stempel, der das dünnfließende Material in die Zahnfleischfurche presst. Daher wird die Korrekturabformung vor allem zur Darstellung tiefer subgingivaler Präparationsgrenzen empfohlen (Marxkors und Meiners 2005, Stelzig 2009, Stoll 2001). Aufgrund der elastischen Deformation des Erstmaterials sind dabei jedoch deutlich engere Kronenlumina als bei den übrigen Verfahren zu erwarten (Berger et al. 1973, Hofmann 1965, Schwindling 1966, Stelzig 2009, Wichmann et al. 1990).



**Abbildung 16:** Korrekturabformung, Material PAN

Die Forderung nach höchster Präzision bei der Wiedergabe oraler Strukturen macht die Abformung zu einem zeit- und methodensensitiven Prozedere, dessen Genauigkeit entscheidend von der eingesetzten Abformtechnik abhängt (Bergmann und Korber 1966, Hofmann und Ludwig 1968). Dieser Zusammenhang wurde von der Arbeitsgruppe um LUTHARDT erstmals mit Methoden der computergestützten Qualitätsinspektion untersucht (Luthardt 2002, Quaas et al. 2006b, Rudolph et al. 2005). Dazu wurden Prüfkörper nach verschiedenen Abformtechniken hergestellt, lichtoptisch digitalisiert (siehe 2.2.) und mit einem virtuellen Modell der Urform verglichen. Die qualitative Analyse erfolgte anhand farbcodierter Differenzbilder.



**Abbildung 17:** Farbcodierte Differenzbilder zur Analyse von Dimensionsabweichungen (Aus: RUDOLPH ET AL. (2005))

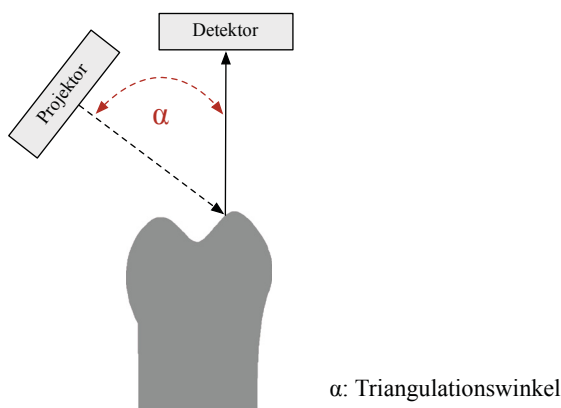
Die Doppelmischtechnik zeigt dabei die kleinsten Abweichungen von der Referenz, mit geringfügig zu breiten Stümpfen und relativ zu kleiner Wiedergabe im Bereich der Höckerspitzen und stark gekrümmter Kurvaturen (Abbildung 17). Duplikate, die nach Korrekturabformung hergestellt wurden, weisen einen zu kleinen Durchmesser bei insgesamt verlängerter Stumpfhöhe auf, während Materialien zur Einphasenabformung die Dimensionen generell zu groß reproduzieren.

## 2.2. Digitalisierung

Aus geometrischer Sicht handelt es sich bei dentalen Oberflächenstrukturen um komplexe Freiformen, deren extraorale dreidimensionale Erfassung mit berührungsfreien optischen oder taktilen mechanischen Verfahren möglich ist.

### Verfahren

Optische Verfahren arbeiten stets mit einer Projektor- und Detektoreinheit, die in einem bekannten Winkel zueinander montiert sind (Abbildung 18). Grundsätzlich unterscheidet man dabei nach der Art der ausgesandten Strahlung in laser- und lichtbasierte Systeme (Breuckmann 1993, Mehl et al. 1997a, Mehl et al. 1997b).

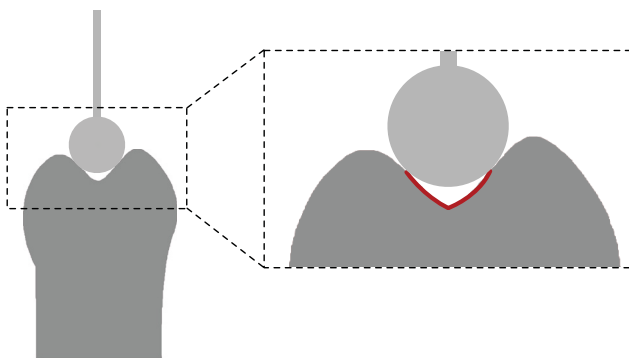


**Abbildung 18:** Geometrischer Aufbau extraoraler Digitalisierungssysteme (Nach: RUDOLPH und QUAAS (2009))

Laserbasierte Systeme projizieren einen gebündelten Laserstrahl über Spiegelsysteme auf die zu digitalisierende Oberfläche. Diese reflektiert einen diffusen Laserstrahl, der durch eine Linse gebündelt wird und schließlich über einen beweglichen Spiegel auf den Sensor trifft (Rudolph und Quaas 2009). Je nach Beschaffenheit der zu scannenden Oberfläche ist die Abbildung auf dem Sensor unterschiedlich groß, sodass anhand dieser Daten ein dreidimensionales Abbild erzeugt werden kann (Sporbeck 2008). Der Sensor selbst fungiert dabei als ladungsgekoppelter Halbleiter, auf dem in Abhängigkeit von der einfallenden Lichtintensität ein zweidimensionales Bild entsteht. Aus der Geometrie der Messanordnung und dem Winkel zwischen Projektions- und Detektionseinheit kann daraufhin die Raumstruktur der betrachteten Oberfläche errechnet werden (Mehl et al. 1997a).

Lichtbasierte Systeme projizieren ein periodisches Muster von Lichtstreifen (strukturiertes Weiß- oder Blaulicht) auf das zu vermessende Objekt, welches vom Detektor kontinuierlich erfasst wird. Dabei treten Verzerrungen des Streifenmusters in Abhängigkeit von der Objektoberfläche auf, die bei Kenntnis des Triangulationswinkels eine Berechnung von räumlichen Koordinaten ermöglichen. Um dabei die vom Projektor ausgesandten Streifen mit den vom Detektor registrierten Streifen abzugleichen, wird das Streifenbild zeitlich gestaffelt als Binärmuster projiziert und anhand seines Helligkeitsprofils, als sogenannter *Grey-Code*, kodiert (Schreiber et al. 1996). Je mehr Linien ausgesandt werden und je dichter diese zusammen liegen, umso höher ist die erreichbare Genauigkeit der Messung. Die maximale Auflösung des Sensors limitiert jedoch die Anzahl an projizierbaren Linien und stellt damit eine systembedingte Beschränkung dar, die mit Hilfe der MOIRE-Technik umgangen wird (Loos 2008). Dabei wird ein Referenzgitter so vor den Sensor montiert, dass optische Überlagerungen zwischen den reflektierten verzerrten Linien und dem Gitter selbst entstehen. Diese sogenannten MOIRE-Linien erhöhen die technisch realisierbare Liniendichte um einen Faktor von zehn (Breuckmann 1993, Loos 2008).

Bei der taktilen Digitalisierung wird die zu vermessende Objektoberfläche mit einem Taster vollautomatisch erfasst (Quaas et al. 2007). Die Tastkugel bewegt sich dabei zeilenweise oder umrissgeführt von Messpunkt zu Messpunkt (Klein und Weck 2000), wobei jeweils der Kugelmittelpunkt sowie die momentane Auslenkung der Maschinenachsen registriert werden (Klein und Weck 2000). Die Form und die Größe des Tasters sowie die Abtastgeschwindigkeit beeinflussen das Messergebnis entscheidend (Hewlett et al. 1992, Palin und Burke 2005, Persson et al. 1995). Besonders der Kugeldurchmesser sollte stets so klein wie möglich gehalten werden, um eine mechanische Filterwirkung zu vermeiden (Abbildung 19).



**Abbildung 19:** Mechanische Filterwirkung der Tastkugel (Nach: LOOS (2008))  
Rot abgebildete Bezirke der Okklusalfäche werden aufgrund der Tastergeometrie nicht erfasst

Die Genauigkeiten der verschiedenen Digitalisierverfahren (Tabelle 11) liegen deutlich unter der von KLEIN und WECK (2000) geforderten klinisch relevanten Auflösungsgröße von 20  $\mu\text{m}$ .

**Tabelle 11:** Übersicht ausgewählter Literaturstellen zur Genauigkeit extraoraler Digitalisiersysteme

System	Autor	Jahr	Genauigkeit [ $\mu\text{m}$ ]
Laseroptisch	KIMURA ET AL.	1989	10
Lichtoptisch	QUAAS ET AL.	2003	-5 / +5
Mechanisch	RUDOLPH und QUAAS	2009	3

### Auswertung

Das Ergebnis der Digitalisierverfahren sind Datensätze der betrachteten Oberflächen. Sie bestehen aus einzelnen Messpunkten, die in einem gemeinsamen Koordinatensystem dargestellt, sogenannte *Punktewolken* beschreiben. Aus mathematischer Sicht handelt es sich bei diesen um ungeordnete Messwerte, die zunächst in zusammenhängende Flächen überführt werden müssen. Dabei wird zwischen triangulierenden und polynominalen Verfahren unterschieden.

Eine Triangulierung von Messwerten fasst je drei benachbarte Punkte zu Dreiecken zusammen, die gemeinsam ein Oberflächennetz beschreiben. Um dieses Netz glatt und konsistent zu halten, werden benachbarte Messpunkte zunächst sortiert, indem das DELAUNEY Kriterium angewendet wird (Rudolph und Quaas 2009). Dieses prüft, ob ein konstruierter Kreis um ein Dreieck von der Spitze eines benachbarten Dreiecks geschnitten wird. In diesem Fall werden die gemeinsamen Kanten zwischen den benachbarten Dreiecken ausgetauscht, sodass keine Spitzen in die Umgebung ragen. Die Speicherung eines derart sortierten und geglätteten Netzes erfolgt im *STL-Format*.

Polynomiale Verfahren überführen die Punktewolke in sogenannte *Spline-Flächen*. Diese bestehen aus parametrisierten Teilpolynomen, die zusammengenommen das Oberflächennetz beschreiben. Die Kanten dieses Netzes verlaufen nicht notwendigerweise durch die zugrunde liegenden Knotenpunkte und erlauben damit die Abbildung besonders glatter Strukturen (Hahmann und Bonneau 2003, Joy 1999). Aufbereitete Daten werden im *IGES-Format* gespeichert.

### 3. Ziele der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, elastomere, dentale Abformwerkstoffe hinsichtlich der Materialeigenschaften:

- Fließverhalten
- Benetzungsverhalten
- Dimensionsstabilität

zu vergleichen, zu bewerten und nach korrelativer Analyse eine Empfehlung für den Einsatz in der klinischen Praxis abzuleiten. Dazu werden modifizierte und eigens entwickelte Auswerteverfahren genutzt, die als werkstoffwissenschaftliche Kenngrößen im vorliegenden Rahmen beschrieben werden.

Die Hybridmaterialien *Identium* und *EXA'lence* stellen eine signifikante Neuentwicklung auf dem Gebiet der elastomeren Abformwerkstoffe dar. Sie kombinieren dabei gemäß Herstellerangaben die vorteilhaften Eigenschaften der Silikone mit denen der Polyether und damit „*das Beste aus zwei Welten*“. Die Haltbarkeit dieser Hypothese wird in semiklinischen Laborversuchen geprüft, um so Hybride als eigenständige Materialgruppe zu charakterisieren oder sie eher den Silikonem oder Polyethern zuzuordnen.

## 4. Material und Methode

### 4.1. Material

Es werden sieben marktübliche Abformmaterialien, darunter zwei Hybride, vier Silikone und ein Polyether für die vergleichende Untersuchung ausgewählt (Tabellen 12 bis 14).

**Tabelle 12:** *Übersicht der eingesetzten Abformwerkstoffe*

Abkürzung	Name	Phase		Chemie	Hersteller
		Leichtfließend	Schwerfließend		
IDE	Identium	Light	Heavy	Vinylsiloxanether	Kettenbach
EXA	EXA'lence	Light	Heavy	Vinylpolyethersilikon	GC
PAN	Panasil	Initial Contact Light	Tray Soft Heavy	Silikon	Kettenbach
RSI	R-SI Line	Light SH	Heavy MATIC	Silikon	R-Dental
HYD	Hydrorise	Light	Monophase	Silikon	Zhermack
AQU	Aquasil Ultra	Light LV	Heavy DECA	Silikon	Dentsply Detrey
IMP	Impregum	Garant L DuoSoft	Penta H DuoSoft	Polyether	3M Espe

**Tabelle 13:** *Grundlegende Werkstoffeigenschaften der eingesetzten leichtfließenden Materialien*

Abkürzung	Verarbeitungszeit in [s]	Mundverweildauer in [s]	Änderung der Dimension in [%]	Rückstellung nach Verformung in [%]	Verformung unter Druck in [%]
IDE	80	210	-0,2	99,0	3,8
EXA	120	180	-10,0	99,1	3,7
PAN	60	150	-0,2	99,2	3,5
RSI	135	180	0,1	99,6	4,9
HYD	90	150	0,2	99,5	4,0
AQU	70	150	0,5	98	3,5
IMP	120	210	-0,3	98,9	3,3

**Tabelle 14:** *Grundlegende Werkstoffeigenschaften der eingesetzten schwerfließenden Materialien*

Abkürzung	Verarbeitungszeit in [s]	Mundverweildauer in [s]	Änderung der Dimension in [%]	Rückstellung nach Verformung in [%]	Verformung unter Druck in [%]
IDE	120	210	-0,2	99,0	3,8
EXA	120	180	-10,0	99,1	3,7
PAN	60	150	-0,2	99,2	3,5
RSI	135	180	0,1	99,6	4,9
HYD	90	150	0,2	99,5	4,0
AQU	70	150	0,5	98	3,5
IMP	150	210	-0,2	98,9	3,3

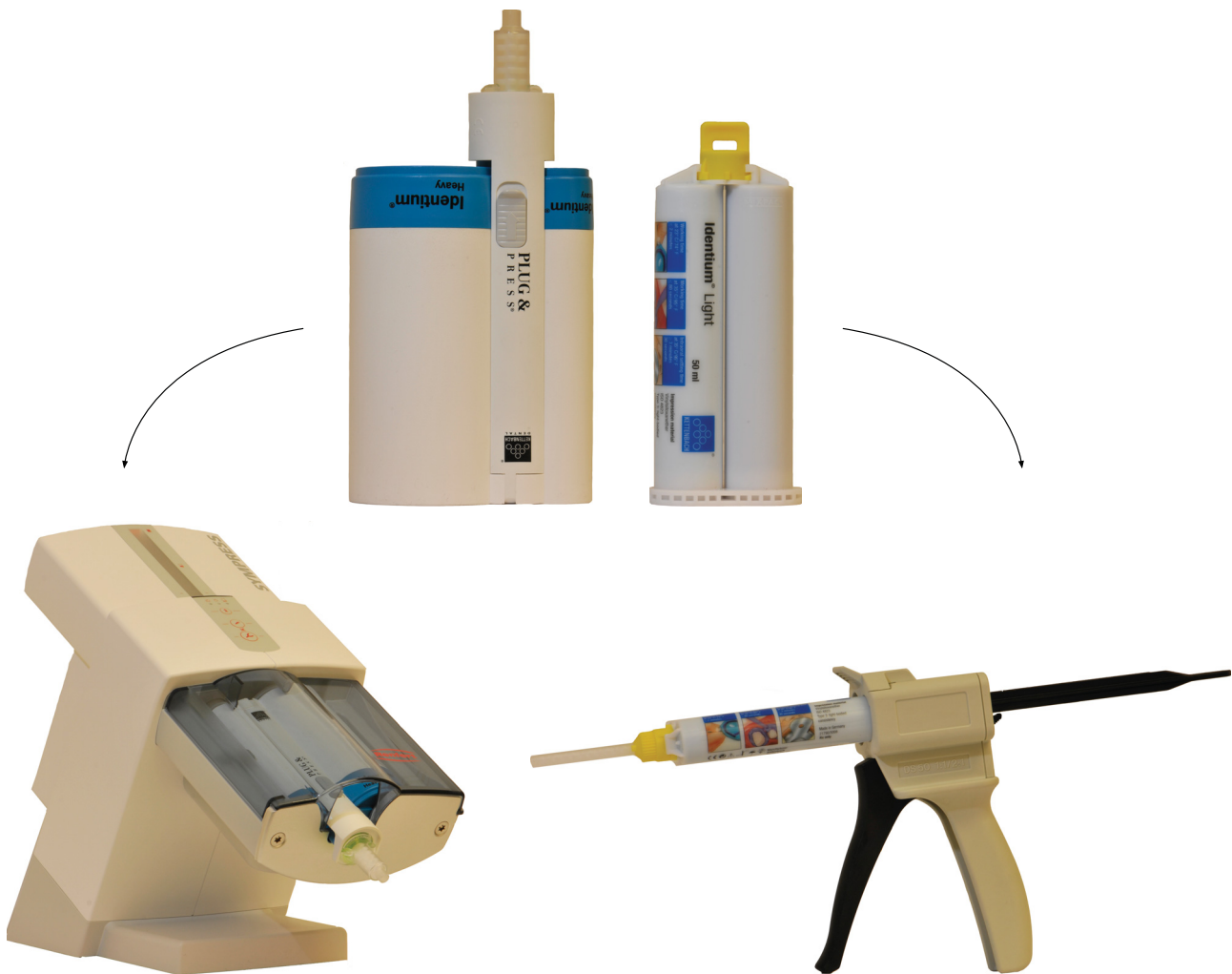


Zu jedem der eingesetzten Materialien zählt eine leicht- sowie eine schwerfließende Phase, die gemäß Herstellerangaben verarbeitet werden. Um dabei den Standard sicherzustellen, erfolgt das Anmischen automatisiert (Tabelle 15).

**Tabelle 15:** Eingesetzte Mischsysteme für leicht- und schwerfließende Materialien

Konsistenztyp	Mischverhältnis	Applikationssystem
1 <i>Schwerfließend</i>	5 : 1 <i>Schlauchbeutel</i>	Automatisches Mischsystem <i>Sympress 6000, Renfert, Hilzingen</i>
3 <i>Leichtfließend</i>	1 : 1 <i>Kartusche</i>	Handdispenser <i>Applyfix 4, Kettenbach, Eschenburg</i>

Die eingesetzten automatischen und halbautomatischen Mischsysteme (Abbildung 20) garantieren eine blasenfreie, homogene und jederzeit reproduzierbare Materialqualität, sodass Verarbeitungs- und Anmischfehler weitgehend ausgeschlossen werden können (Pospiech und Rammelsberg 1994).

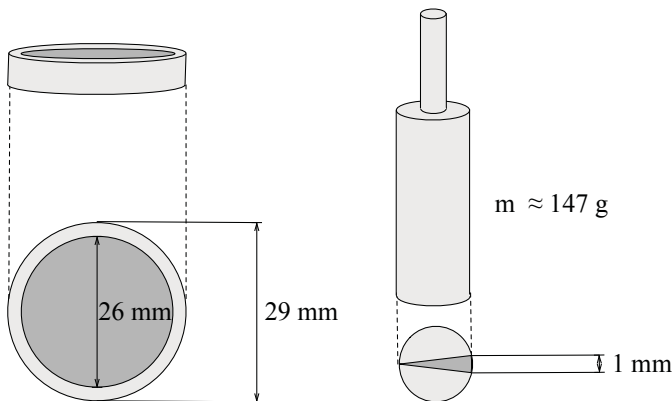


**Abbildung 20:** Verwendete automatische und halbautomatische Mischsysteme in Kartuschen- und Schlauchbeuteln, Material IDE

## 4.2. Methode

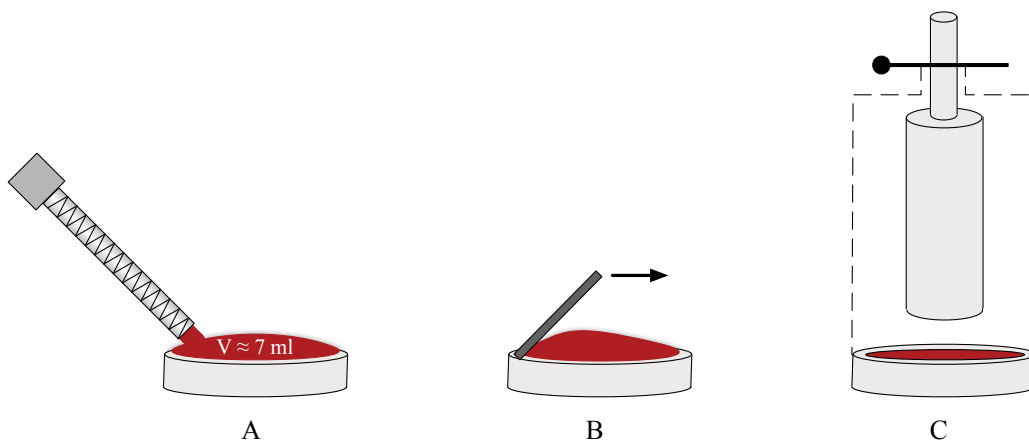
### 4.2.1. Fließverhalten

Die Messung des Fließverhaltens unter Druck erfolgt mit der Apparatur zum Haifischflossentest (Abbildung 21). Diese besteht aus einem Metallzylinder zur Aufnahme der Abformmasse und einem senkrecht darüber arretierbaren Kolben, der an seiner Unterseite einen 1 mm breiten Spalteinsatz zur Erzeugung der Prüfkörper aufweist.



**Abbildung 21:** Bestandteile der Vorrichtung zum Haifischflossentest, Erläuterungen im Text

Zur Messvorbereitung wird die gesamte Konstruktion zunächst im Thermoschrank (*Incubat 80, Melag, Berlin*) auf eine Temperatur von 35 °C erwärmt. Anschließend werden Kolben und Metallzylinder voneinander getrennt und letzterer mit etwa 7 ml plastischer Abformmasse (ISO 4823 Typ 3) befüllt. Um eine glatte und gleichmäßige Materialoberfläche zu erhalten, werden dabei auftretende Überschüsse mit einem Elastomerspatel verstrichen, bevor der Kolben auf den Zylinder zurückgesetzt wird (Abbildung 22).



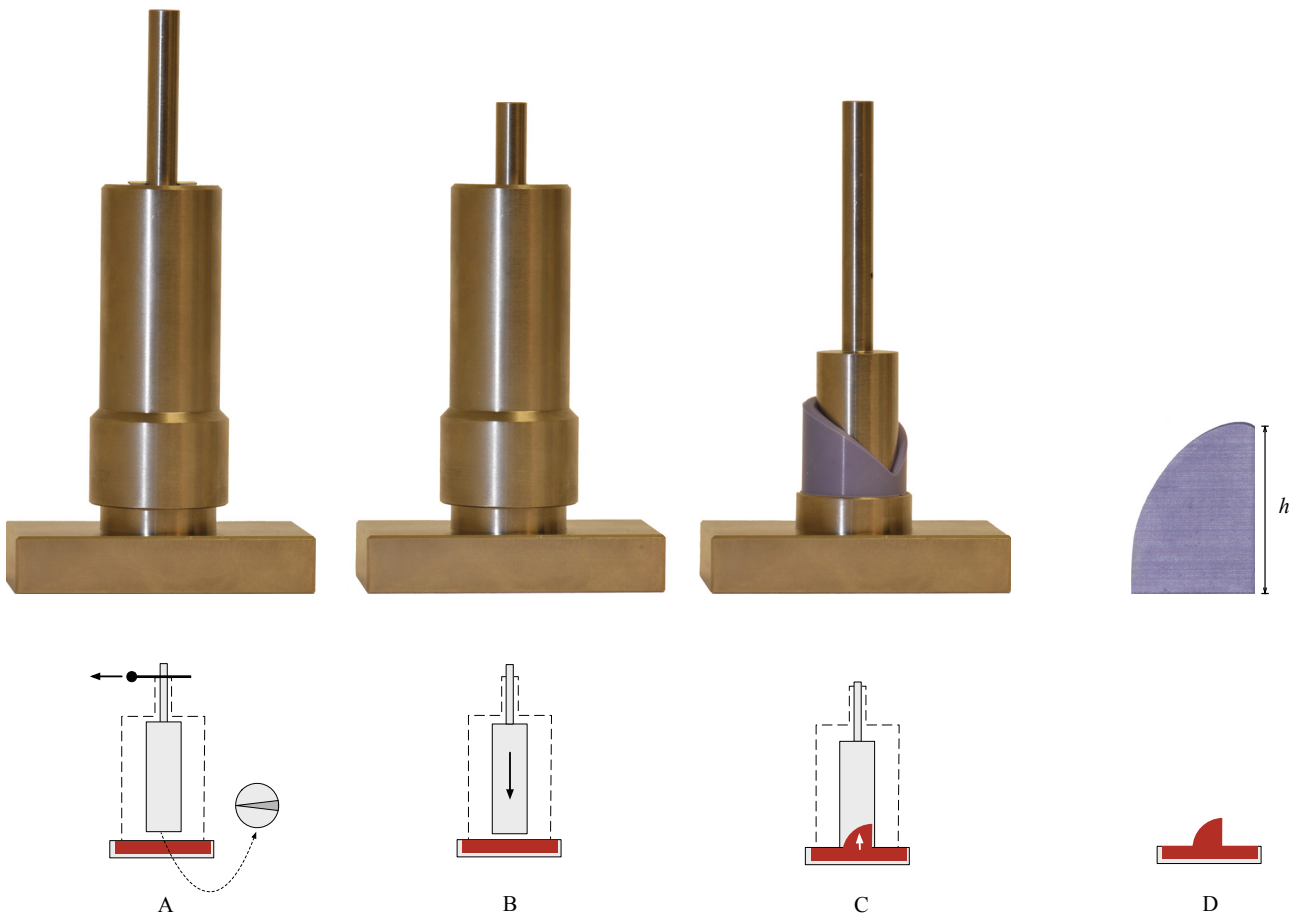
A	Zylinder mit Abformmasse befüllen	B	Überschüsse glattstreichen
C	Kolben über Zylinder arretieren		

**Abbildung 22:** Füllung des Abformmassendepots in Vorbereitung eines Haifischflossentests

Zu den definierten Zeitpunkten:

- $t_1 = 35$  s nach Mischbeginn
- $t_2 =$  Ende der vom Hersteller angegebenen Verarbeitungszeit (siehe Tabellen 13 und 14)

wird die Arretierung des Kolbens gelöst, sodass sich dieser aufgrund seines Eigengewichtes auf das Abformmaterial zubewegt und schließlich in den Zylinder eintaucht ( $n = 5$ ). Die darin befindliche Abformmasse fließt in den Spaltraum der Apparatur ein und bindet dort in Form einer Haifischflosse ab (Abbildung 23).



A	Verriegelungssplint lösen	B	Kolben taucht in Depot ein
C	Abformmasse steigt in Spaltraum auf	D	Höhe der Flosse wird vermessen

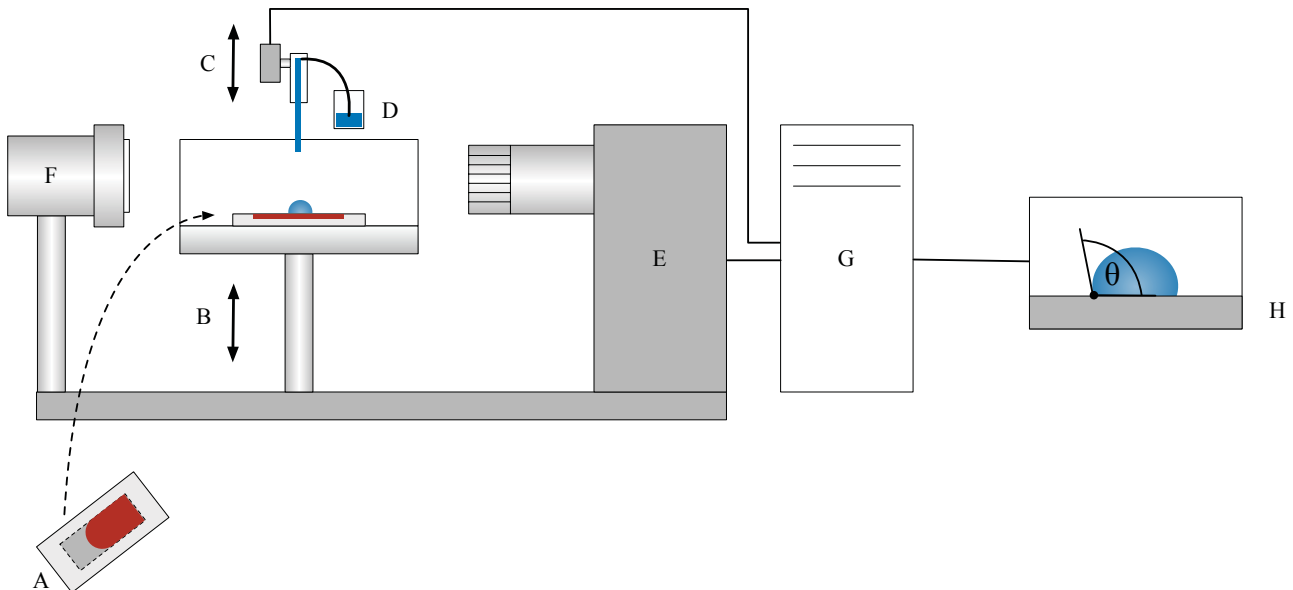
**Abbildung 23:** Schematische Darstellung der Vorgehensweise beim Haifischflossentest

Nach Beendigung der materialspezifischen Abbindezeit wird der Kolben erneut vom Zylinder getrennt und der Prüfkörper entnommen. Die Höhe der entstandenen Flosse wird über eine digitale Schieblehre (*Digimatic 551, Mitutoyo, Neuss*) registriert.

## 4.2.2. Benetzungsverhalten

### 4.2.2.1. Messung

Die Messung von Kontaktwinkeln während der Applikationsphase erfolgt unter Verwendung des automatischen Messsystems *Drop Shape Analyzer 100*, Krüss, Hamburg. Es besteht aus einer hochauflösenden Videokamera mit Beleuchtungseinheit, einem Probentisch mit umgebender Temperierkammer sowie einem rechnergestützten Dosiersystem zum Erzeugen und Absetzen eines Flüssigkeitstropfens (Abbildung 24).



A	Probekörper mit Abformmasse	B	Probentisch mit Temperierkammer
C	Dosiersystem	D	Flüssigkeitsbehälter
E	Kameraoptik	F	Beleuchtung
G	Computer	H	Monitor

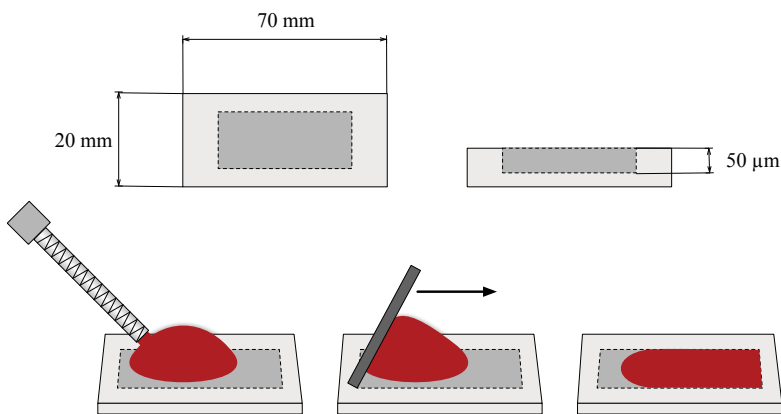
**Abbildung 24:** Darstellung der Kontaktwinkelmessung am liegenden Tropfen (Modifiziert nach: RUPP ET AL. (2005))

Der Probentisch befindet sich in einer Ebene zwischen Beleuchtungseinheit und Videokamera. Er ist allseitig von einer Temperierkammer umgeben, welche die Einstellung von Temperatur und relativer Luftfeuchte über ein Peltierelement ermöglicht. Die Temperierkammer enthält zusätzlich eine Öffnung zum Anheben und Absenken der Dosiernadel.

Das Dosiersystem besteht aus einer Nadel, die über den Kolben einer Spritze mit einem Flüssigkeitsreservoir verbunden ist, und einem zweidimensionalen Positionierungssystem zur Bewegung der Nadel in horizontaler und vertikaler Raumrichtung.

Um einen Tropfen zu erzeugen, wird ein definiertes Volumen aus dem Flüssigkeitsreservoir an die Nadelspitze geleitet und anschließend über das Positionierungssystem auf dem Probenstisch abgesetzt. Die Nadel bewegt sich auf den Probenstisch zu, bis der anhängende Tropfen diesen gerade berührt und schließlich von der Nadelspitze abreißt. Das gezielte Absetzen minimiert die Verformung der Tropfenkontur beim Kontakt mit der Probenoberfläche (Eichhorn 2008).

Plastische Abformmasse (ISO 4823 Typ 3) wird im Überschuss auf einen rechteckigen Probekörper (Abbildung 25) appliziert und anschließend zur Erzielung einer ebenmäßigen Materialoberfläche mit einem Elastomerspatel ausgestrichen. Eine 50 µm tief eingefräste Mulde sichert dabei eine gleichmäßige Schichtdicke des Abformmaterials ohne die Messwerte zu verfälschen (Kugel et al. 2007).



**Abbildung 25:** Probekörper zur Kontaktwinkelmessung und dessen Präparation vor Messbeginn

Nach Einbringen des Probekörpers in die Temperierkammer (23 °C, 50% relative Luftfeuchte) wird die Dosiernadel abgesenkt und arretiert. Zu den definierten Zeitpunkten:

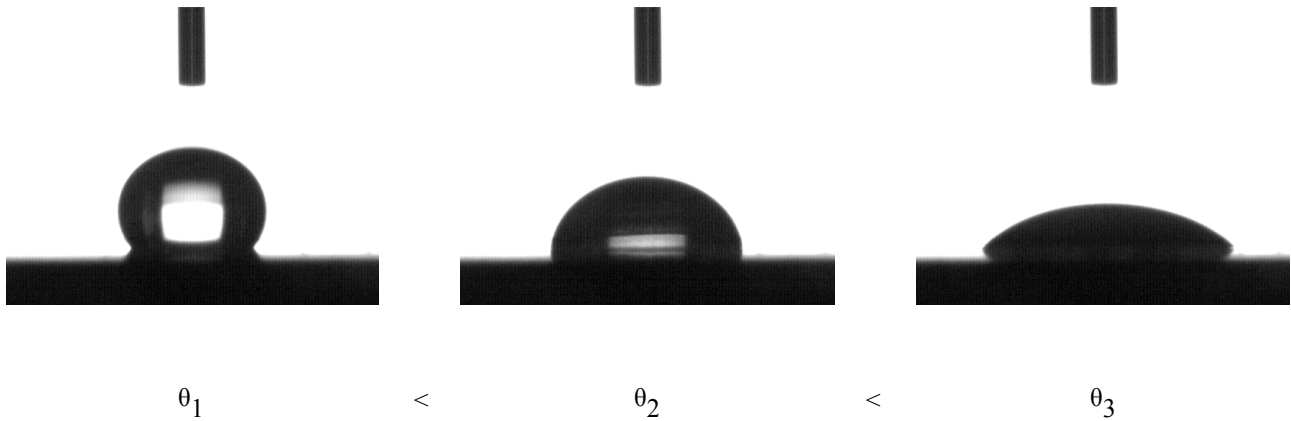
- $t_1 = 35$  s nach Mischbeginn
- $t_2 =$  Ende der vom Hersteller angegebenen Verarbeitungszeit (siehe Tabellen 13 und 14)

startet die Messung mit dem Absetzen eines Flüssigkeitstropfens aus 8 µl destilliertem Wasser ( $n = 5$ ). Die hochauflösende Kameraoptik in der Ebene des Tropfens registriert in der Folge 60 s lang die Verformung der Tropfenkontur mit einer Bildrate von 20/s<sup>1</sup> und übergibt diese zur Auswertung an das Computerprogramm *Drop Shape Analysis, Version 3*.

<sup>1</sup> Die Materialien IDE und PAN wurden aufgrund ihrer besonders ausgeprägten Kinetik (Gleichgewicht erreicht in unter 0,5 s) über einen Zeitraum von 3 s mit einer Auflösung von 200/s vermessen.

#### 4.2.2.2. Auswertung

Der Computer ermittelt zunächst die tatsächliche Form des Tropfens über Graustufenanalysen jedes Bildpunktes und nähert die so gefundene Tropfenkontur iterativ einer Kreissegmentfunktion an. Aus der Steigung einer Tangente an die Näherungsfunktion ergibt sich der zeitabhängige Kontaktwinkel (Thomsen 2008).



**Abbildung 26:** Zeitabhängige Änderung der Tropfenkontur; Abbildungen aus der Software Drop Shape Analysis 3

Das von RUPP ET AL. (2005) formulierte Tripel *Initiale Hydrophilie, Kinetik der Hydrophilierung* und *Gleichgewicht der Hydrophilierung* dient im Rahmen der vorliegenden Arbeit zur Charakterisierung des Benetzungsverhaltens. Abweichend von der unter 2.1.2.2. beschriebenen Systematik werden die Parameter wie folgt errechnet:

#### **Initiale Hydrophilie**

Die initiale Hydrophilie  $\theta_{1-3}$  wird über das arithmetische Mittel der ersten drei Messwerte nach Tropfenapplikation nach 0, 0,05 und 0,1 s beschrieben (für IDE und PAN nach 0, 0,005 und 0,01 s). Dies korrigiert die methodisch bedingte Schwankung des ersten messbaren Kontaktwinkels und die damit verbundenen höheren Standardabweichungen (Rupp et al. 2005).

#### **Gleichgewicht der Hydrophilierung**

Das Gleichgewicht der Hydrophilierung wird zum Zeitpunkt  $t_e$  erreicht, wenn für die Differenz zwischen zwei Kontaktwinkeln gilt:

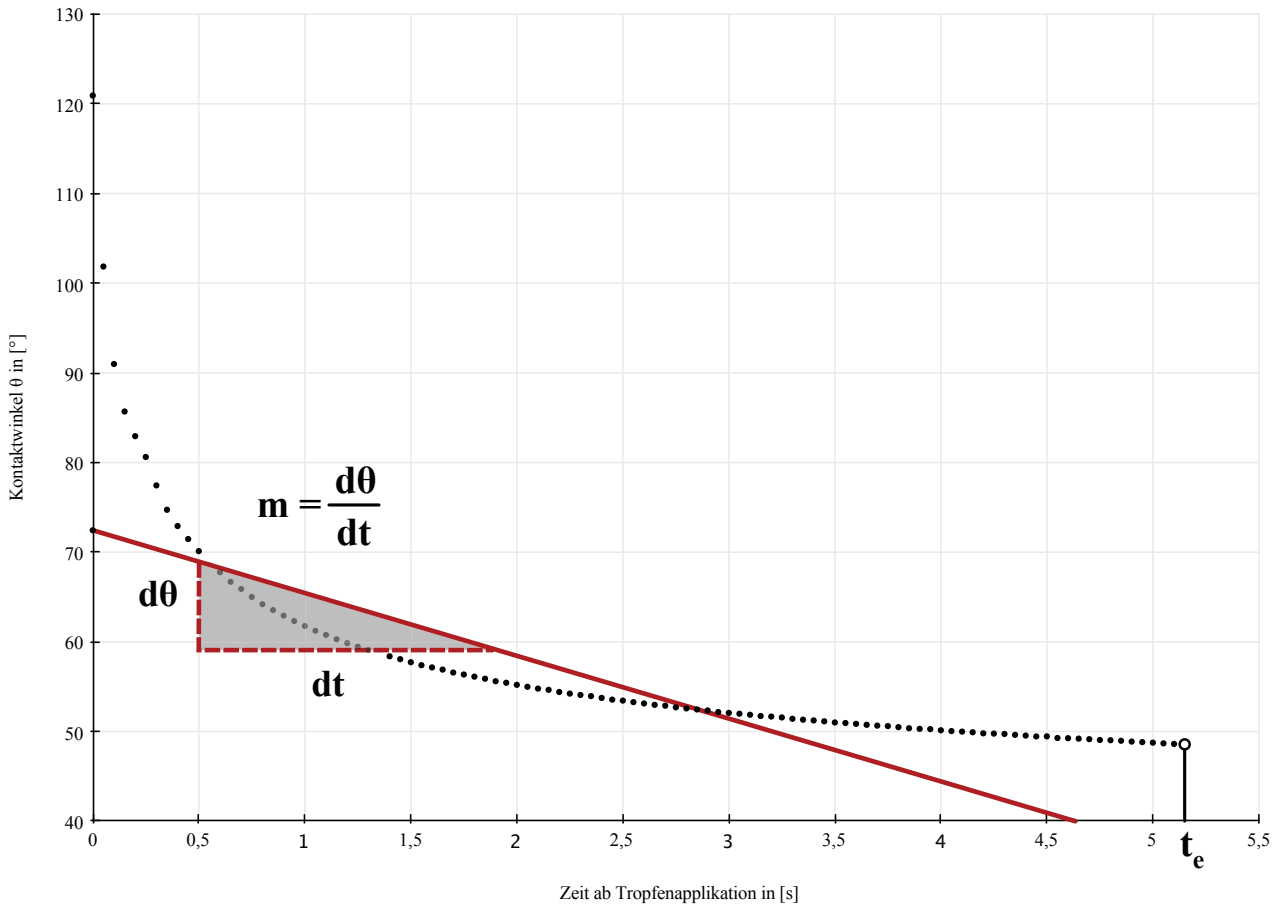
$$\theta(t_e) - \theta(t_e + 1 \text{ s}) < 1^\circ$$

$\theta(t_e)$	Kontaktwinkel zum Zeitpunkt $t_e$	$\theta(t_e + 1 \text{ s})$	Kontaktwinkel zum Zeitpunkt $t_e + 1 \text{ s}$
---------------	-----------------------------------	-----------------------------	---

**Gleichung 4:** Gleichung zur Ermittlung des Gleichgewichtszeitpunktes  $t_e$

**Kinetik der Hydrophilierung**

Zur abschließenden Bestimmung der Hydrophilierungskinetik wird die Messwertkurve anteilig bis zum rechnerisch bestimmten Zeitpunkt  $t_e$  betrachtet (Abbildung 27).



**Abbildung 27:** Grafischer Zusammenhang zwischen Kontaktwinkel, Zeit und Hydrophilierungsgeschwindigkeit

Mit Hilfe einer linearen Regressionsanalyse wird eine Gerade der Form

$$\theta(t) = m \cdot t + n$$

$\theta$	Kontaktwinkel	$t$	Zeit ab Tropfenapplikation
$m$	Regressionskoeffizient, Winkelgeschwindigkeit	$n$	Regressionskoeffizient

**Gleichung 5:** Lineare Regressionsgleichung zur Bestimmung der Hydrophilierungskinetik

beschrieben, welche die betrachteten Messwerte im Bereich bis  $t_e$  bestmöglich annähert. Der Anstieg dieser Geraden gibt die mittlere Winkelgeschwindigkeit wieder, mit der die Hydrophilierung erfolgt. Die Maßeinheit ist gemäß Definition Grad pro Sekunde.

**4.2.3. Dimensionsstabilität**

4.2.3.1. Messung

Zur Bestimmung der räumlichen Dimensionsstabilität dienen Methoden der computergestützten Qualitätsinspektion. Dabei wird nach dem Schema in Abbildung 28 verfahren.

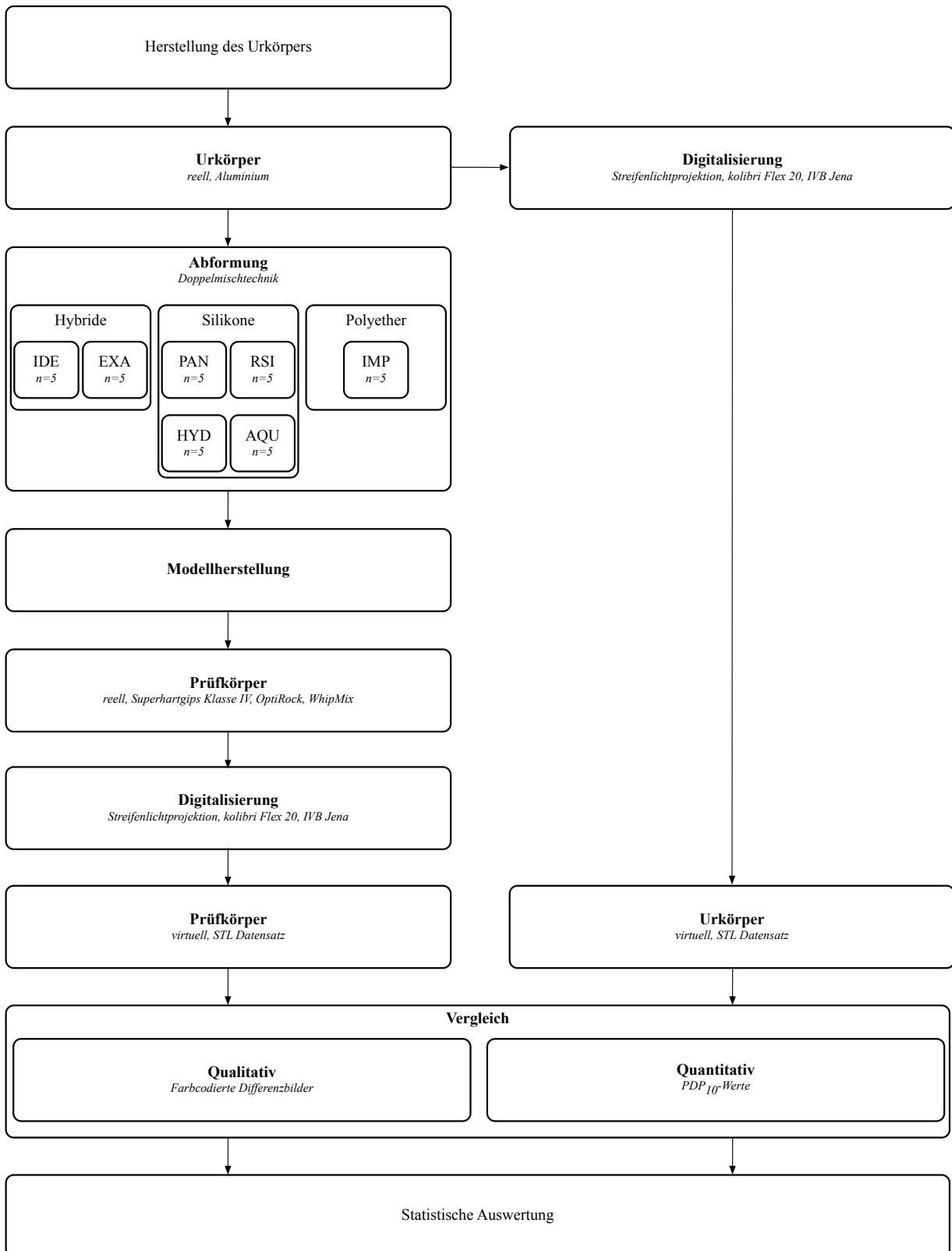
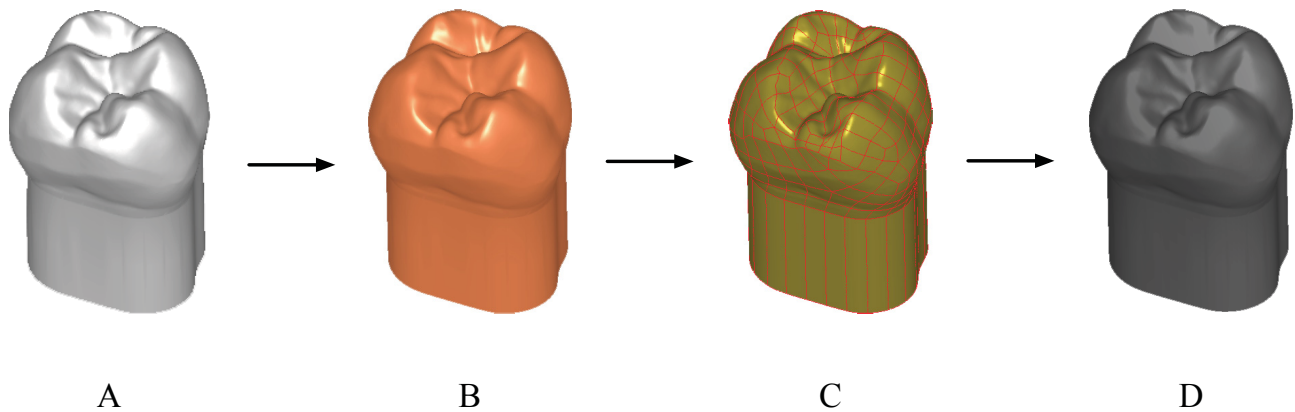


Abbildung 28: Schematische Darstellung der Vorgehensweise zur Bestimmung des Dimensionsverhalten



### Erstellung des Urkörpers

Als Vorlage für die computergestützte Fertigung des Urkörpers auf einer CNC Fräsmaschine (*Dynamic, DEPO, Kahla*) dient ein vollanatomisches Modell des ersten oberen Molaren (*KaVo EWL, Leutkirch*).



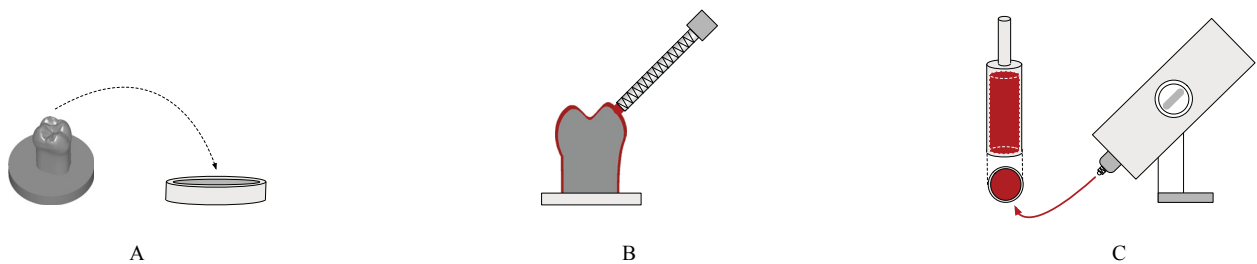
A	Modellzahn aus Kunststoff	B	Duplikat aus Superhartgips Klasse IV
C	Virtueller Urkörper im STL Format	D	Reeller Urkörper aus Aluminium

**Abbildung 29:** Vorgehensweise zur Herstellung des reellen und virtuellen Urkörpers

Der Modellzahn wird mit einem konfektionierten Löffel in der Doppelmischtechnik mit PAN abgeformt und das erhaltene Negativ mit Superhartgips der Klasse IV (*OptiRock, WhipMix, Dortmund*) ausgegossen. Das Gipsduplikat wird anschließend lichtoptisch digitalisiert (*kolibri Flex 20, IVB, Jena*) und im Rahmen einer Flächenrückführung aus dem Punkteraster in einen STL Datensatz übertragen. Dieser wird aus Aluminium gefräst und im Anschluss nochmals digitalisiert, um eine exakte Übereinstimmung zwischen virtuellem und realem Abbild des Urkörpers zu erreichen (Abbildung 29).

**Erstellung der Prüfkörper**

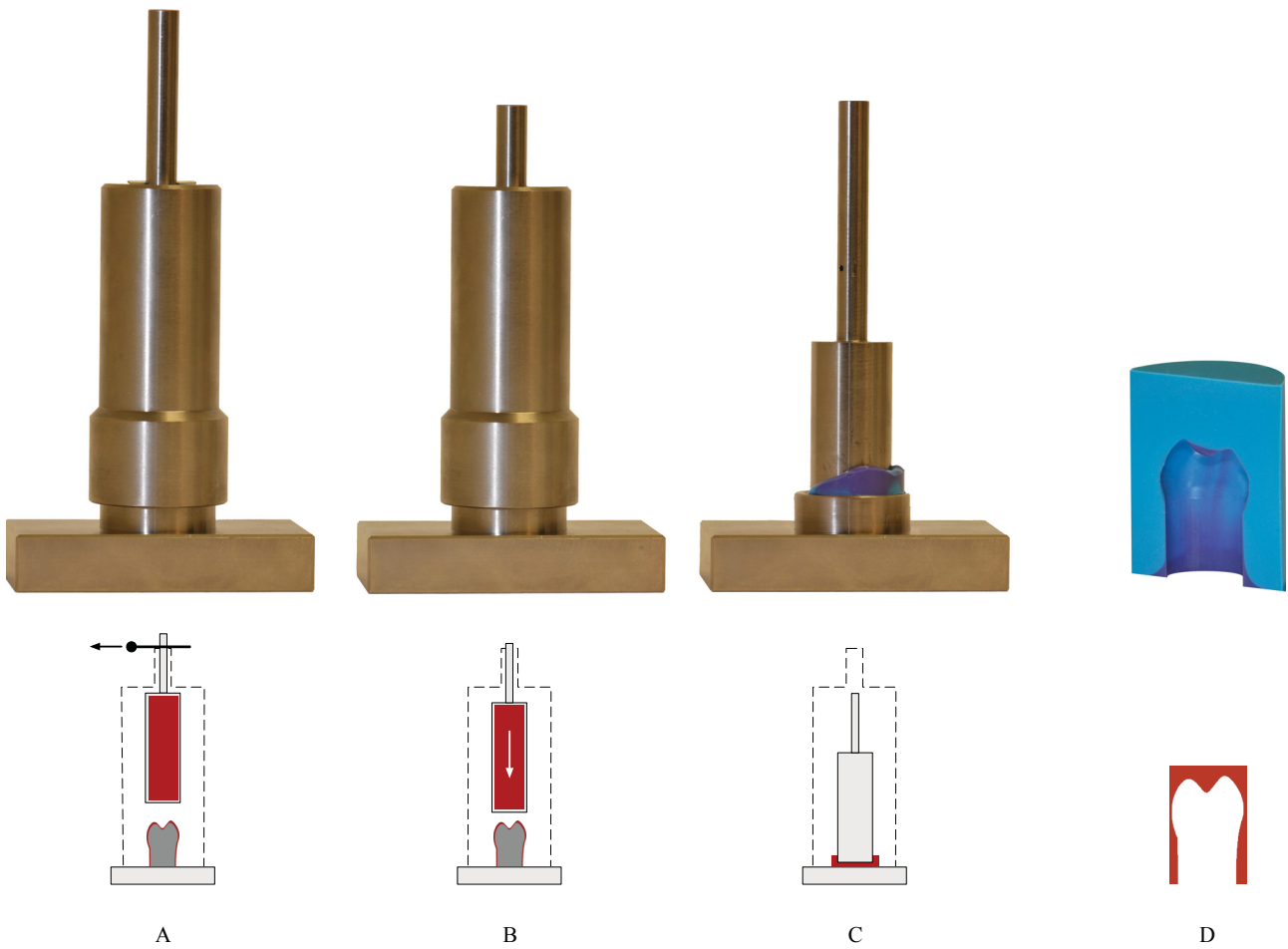
Zur standardisierten Abformung des Urkörpers dient die Vorrichtung zum Haifischflossentest (siehe 4.2.1.) in modifizierter Form. Der Urkörper selbst ist auf einen zylindrischen Sockel montiert, welcher spaltfrei in den Hohlraum des Metallzylinders passt. Der Einsatz zur Erzeugung der Haifischflosse wird aus dem Kolben entfernt (Abbildung 30).



A	Urkörper in Metallzylinder einpassen	B	Modellzahn aus Handdispenser umspritzen
C	Kolben aus Mischgerät befüllen		

**Abbildung 30:** Vorgehensweise zur Vorbereitung einer Abformung im Rahmen der Prüfkörperherstellung

Die Abformung des Modellzahnes ( $n = 5$ ) erfolgt in der zweizeitigen Doppelmischtechnik, wobei zunächst der leere Kolben mit dem schwerfließenden Material aus dem automatischen Mischgerät befüllt und zeitgleich der Modellzahn mit einer dünnfließenden Phase aus dem Handdispenser umspritzt wird. Zur blasenfreien Darstellung der Fissuren wird letztere mit Druckluft für 3 s zu einer gleichmäßigen Schicht verblasen, bevor der Kolben auf den Zahn aufgesetzt und die Verriegelung gelöst wird (Abbildung 31).



A	Verriegelungssplint lösen	B	Kolben sinkt langsam auf Zahn herab
C	Abformung „in situ“	D	Halbiertes Abformnegativ nach Entnahme aus Abformträger „Kolben“

**Abbildung 31:** Vorgehensweise bei der Durchführung einer Abformung im Rahmen der Prüfkörperherstellung

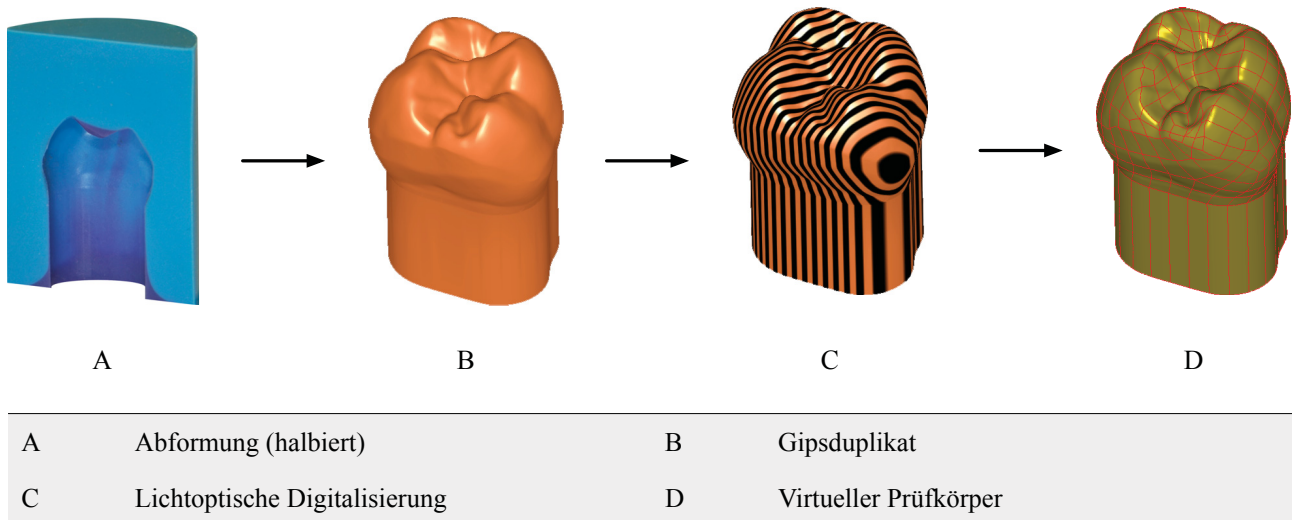
Nach Ende der materialspezifischen Abbindezeit wird der Modellzahn vom Kolben getrennt und die Abformung unter Lupenkontrolle (*starVision SV 1, starMed, München*) auf eventuelle Fehlstellen inspiziert.

Nach 30 min erfolgt die Modellherstellung standardisiert nach Herstellervorgaben. Es werden je 100 g abgewogenes Gipspulver mit 20 ml destilliertem Wasser vermengt und anschließend für 45 s unter Vakuum (*WAMIX-2MS, Wassermann, Hamburg*) gemischt. Der Gipsbrei wird in kleinen Portionen auf einem Rüttler (*KV16, Wassermann, Hamburg*) in das Abformnegativ eingefüllt, nachdem dieses zuvor mit einem Oberflächenspanner (*Debubblizer Surfactant, Almore, Portland*) behandelt wurde (nur notwendig bei Silikon). Der verwendete Gips (*OptiRock, WhipMix, Dortmund*) ist bezüglich Farbe und Reflektionsvermögen speziell auf die Anforderungen der lichtoptischen Digitalisierung abgestimmt.

Nach weiteren 45 min werden die Gipsmodelle aus den Abformnegativen entformt und erneut auf eine blasenfreie Oberfläche kontrolliert. Das Trimmen ihrer Unterseiten am Trockenschleifer (5826, *KaVo EWL, Leutkirch*) gewährleistet einen sicheren Stand während der Digitalisierung.

### Digitalisierung

Die Gipsprüfkörper werden im Verfahren der Streifenlichtprojektion berührungslos digitalisiert (*kolibri Flex 20, IVB, Jena*) und im STL Format gespeichert (Abbildung 32). Dieses verbindet je drei aufgenommene Messpunkte zu Dreiecken und bildet damit ein dreidimensionales räumliches Objekt eindeutig ab.

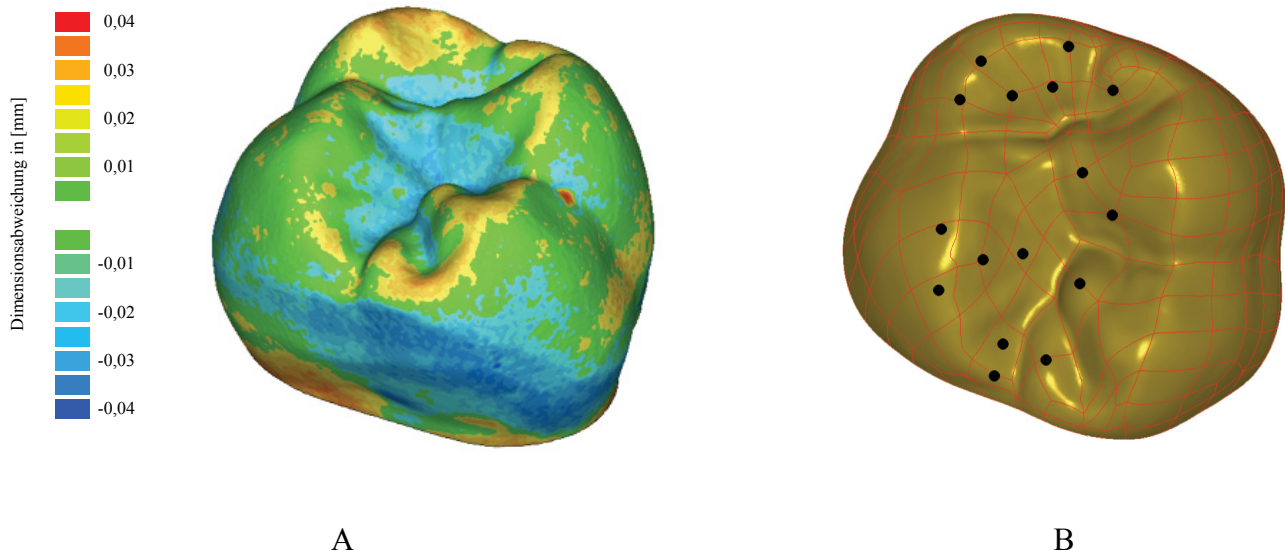


**Abbildung 32:** Vorgehensweise bei der Digitalisierung im Rahmen der Prüfkörperherstellung

Mit Hilfe einer Software zur computergestützten Qualitätsinspektion (*Qualify II, Geomagic, Durham*) werden die STL Daten der Prüfkörper mit denen des Urkörpers verglichen. Der Computer errechnet dabei zunächst die optimale Ausrichtung der zu vergleichenden Datensätze, sodass eine möglichst vollständige Durchdringung erzielt wird (sogenanntes *Best-Fit-Verfahren*). Anschließend wird für jeden Messpunkt ( $\approx 2.000.000$  Messpunkte/Zahn) das Lot von der Prüfkörperoberfläche auf den Urkörper gefällt und die Länge der entstehenden Strecke zwischen beiden vermessen.

#### 4.2.3.2. Auswertung

Die qualitative Auswertung der Vergleichsdaten erfolgt in farbcodierten Differenzbildern. Diese fassen Bereiche mit gleicher räumlicher Abweichung zusammen und stellen ihre Ausdehnung auf dem Prüfkörper farbig dar. Insgesamt enthält ein solches Differenzbild 19 Farbsegmente, wobei gelbe bis rote Farben auf eine zu große Wiedergabe und blaue Segmente auf eine zu kleine Wiedergabe der ursprünglichen Dimensionen hinweisen (Abbildung 33).



A	Farbcodiertes Differenzbild	B	Urkörper mit statischen Kontaktpunkten
---	-----------------------------	---	--

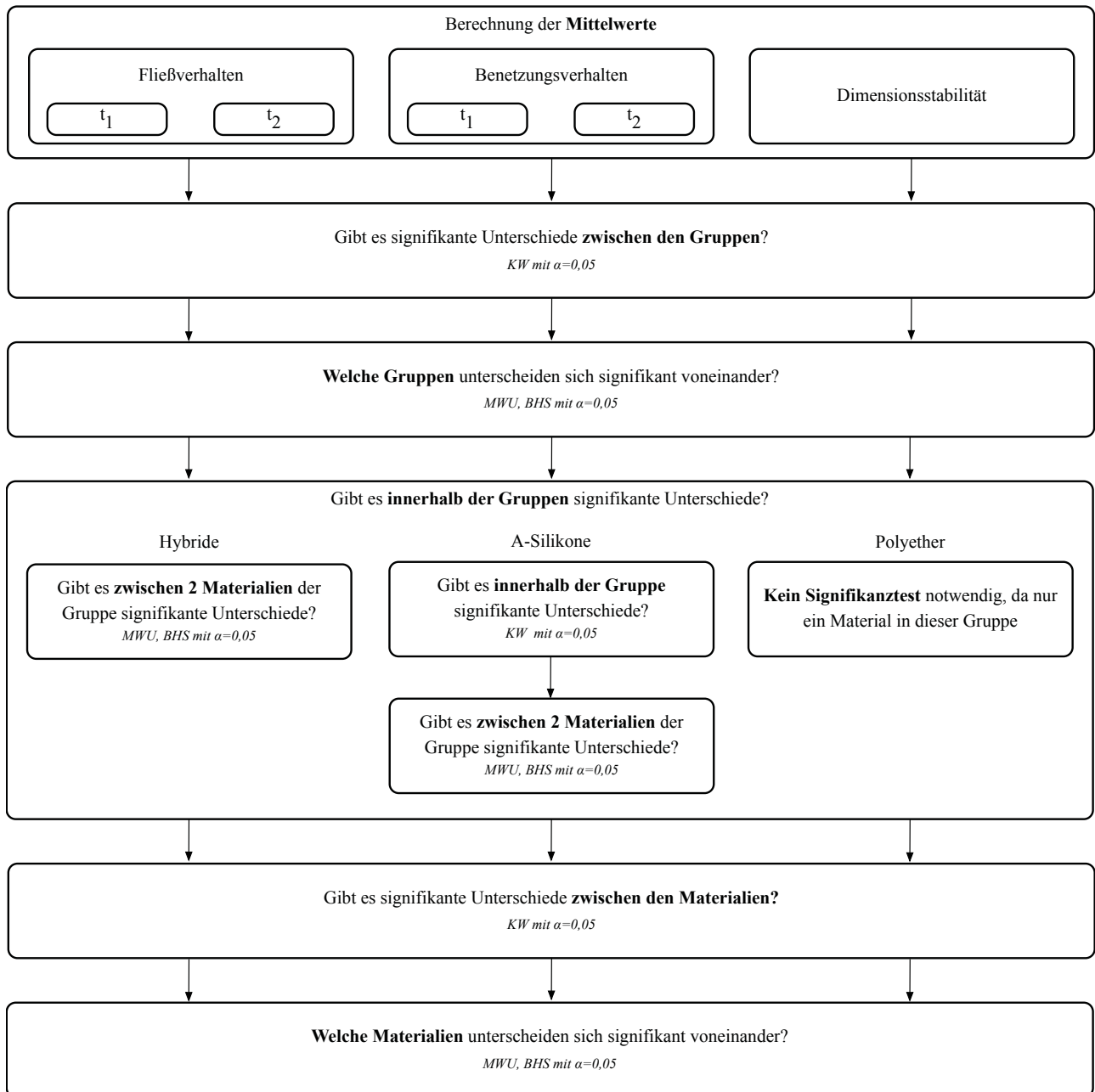
**Abbildung 33:** Qualitative und quantitative Auswertung der Dimensionsabweichung (Nach: SCHÄFER ET AL. (2010))

Die quantitative Beurteilung der Messdaten erfolgt mit Hilfe des PDP<sub>10</sub>-Index (Schäfer et al. 2010). Zu seiner Berechnung wird das virtuelle Urmodell auf der Okklusalfäche um 15 statische Kontaktpunkte gemäß der Aufwachstechnik von PAYNE und LUNDEEN (1966) erweitert. Der anschließende Vergleich von Ur- und Prüfkörper wird selektiv für diese 15 Punkte durchgeführt, wobei die Zahlenwerte der Abweichungen für jeden Messpunkt registriert werden. Die Prozentzahl der Punkte, welche innerhalb einer Abweichungstoleranz von 10 µm liegen, dient als Maß für das räumliche Dimensionsverhalten (PDP<sub>10</sub> = *Percentage of Deviating Points within 10 µm tolerance*). Hohe PDP<sub>10</sub>-Werte charakterisieren damit eine korrekt wiedergegebene Okklusalfäche im Bereich der idealisierten statischen Kontaktpunkte.

#### 4.2.4. Statistik

Die Darstellung der Messergebnisse erfolgt in Tabellen und Balkendiagrammen unter Angabe der Einzelmessungen, Mittelwerte und Standardabweichungen. Zeitabhängige Kontaktwinkelverläufe sind als Liniendiagramme für jede Messreihe aufgeführt. Die anhand der Graphen errechneten Zahlenwerte sind zusätzlich im Text angegeben. Farbcodierte Differenzbilder dienen der qualitativen Analyse der Dimensionsstabilität und werden über die  $PDP_{10}$ -Indizes quantifiziert.

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgt nach dem Prinzip des multiplen Testens (Horn und Vollandt 1995) mit den Programmen *Microsoft Excel 2008*, *Microsoft, Redmond* und *PASW Statistics 18*, *SPSS, Chicago*. Da zumindest die Variablen *Initiale Hydrophilie* und  $PDP_{10}$  gegen einen definierten Nullpunkt streben, werden nach einer Empfehlung von BIFFAR (1991) verteilungsfreie Signifikanztests angewandt (Abbildung 34), deren Einzelergebnisse im Anhang dargestellt sind.



- t<sub>1</sub> 35 Sekunden nach Mischbeginn
- t<sub>2</sub> Ende der Verarbeitungszeit
- KW Kruskal-Wallis-Test für unverbundene Stichproben
- MWU Mann-Whitney-U-Test für unverbundene Stichproben
- BHS  $\alpha$ -Fehlerkorrektur nach Bonferroni-Holm-Shaffer

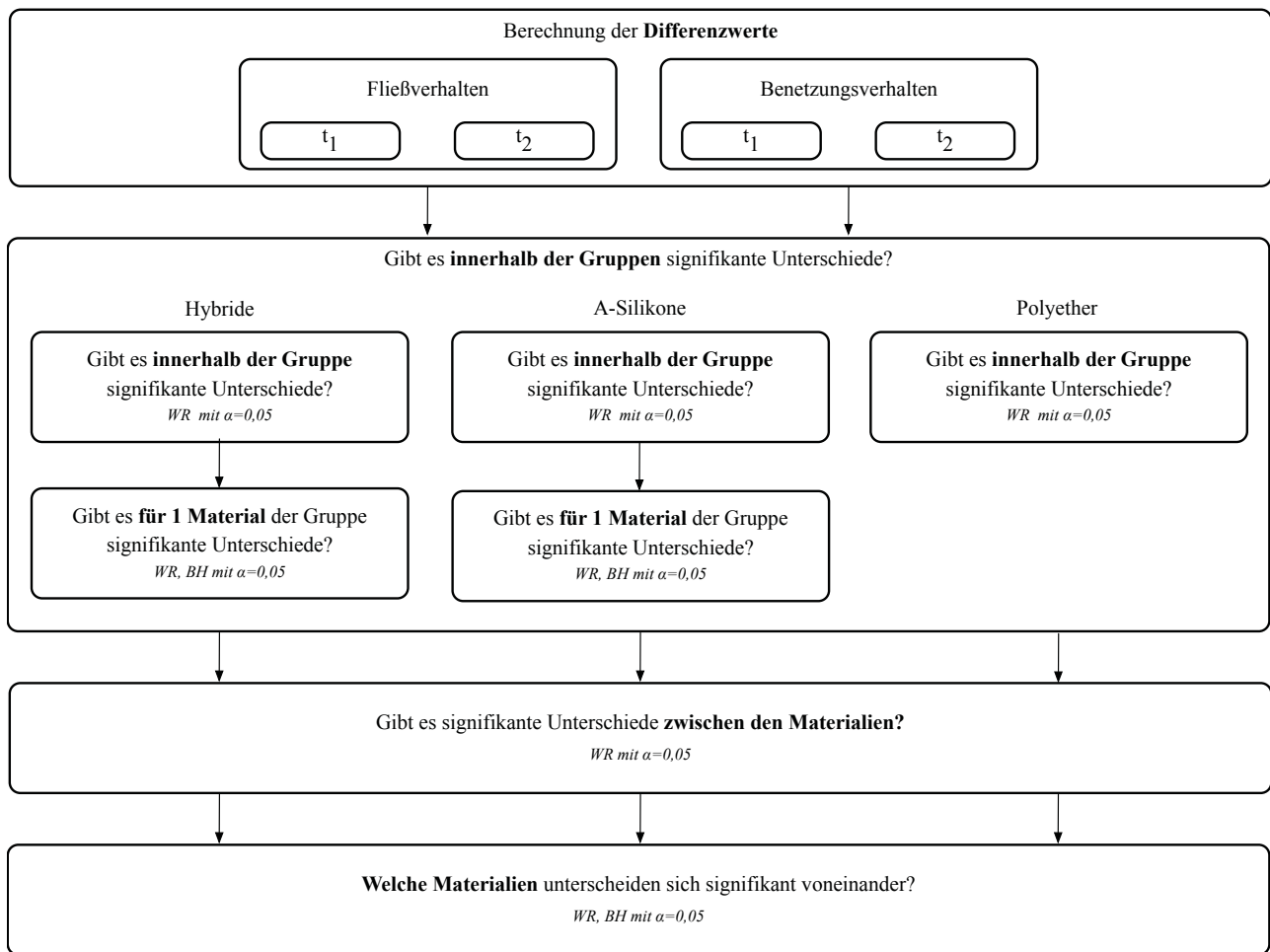
Abbildung 34: Schematische Darstellung zur Vorgehensweise bei der Signifikanzanalyse I



Die Messungen des Fließ- und Benetzungsverhaltens erfolgen jeweils zu den Zeitpunkten

- $t_1 = 35$  s nach Mischbeginn
- $t_2 =$  Ende der vom Hersteller angegebenen Verarbeitungszeit (siehe Tabellen 13 und 14)

Daher werden die Differenzen zwischen  $t_1$  und  $t_2$  zusätzlich mit verteilungsfreien Signifikanztests für verbundene Stichproben analysiert (Abbildung 35) und wesentliche Resultate im Text beschrieben. Die Tabellen mit den im Einzelnen ermittelten p-Werten befinden sich im Anhang.



$t_1$  35 Sekunden nach Mischbeginn

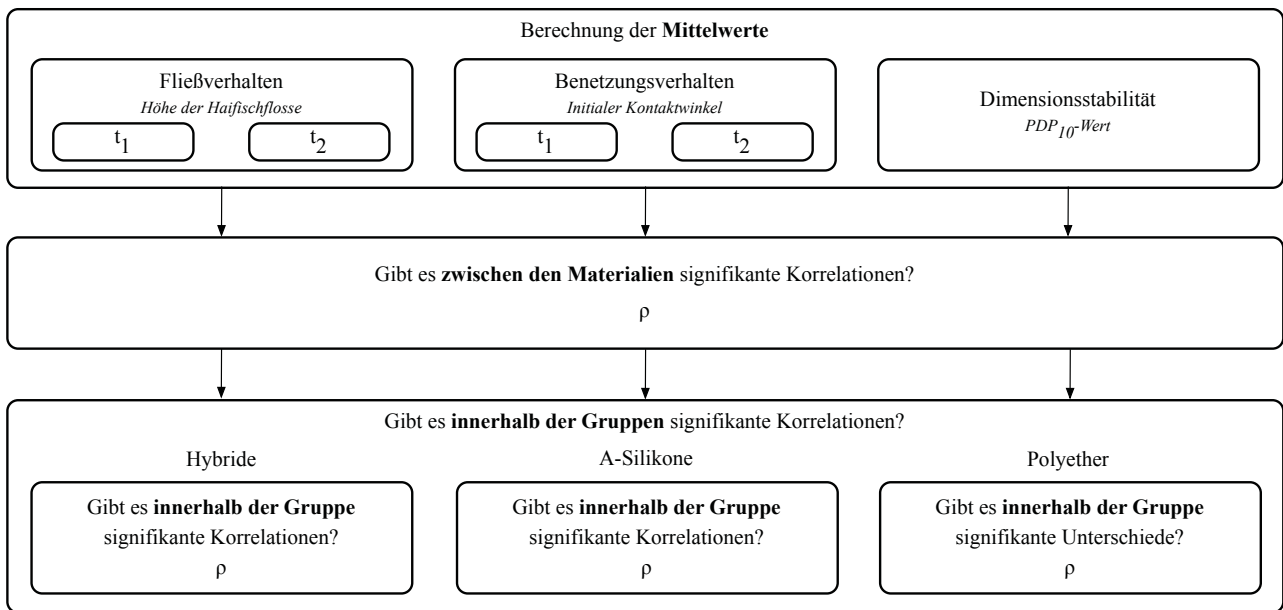
$t_2$  Ende der Verarbeitungszeit

WR Wilcoxon-Rangsummentest für verbundene Stichproben

BH  $\alpha$ -Fehlerkorrektur nach Bonferroni-Holm

Abbildung 35: Schematische Darstellung zur Vorgehensweise bei der Signifikanzanalyse II

Neben der Signifikanzanalyse erfolgt eine Korrelationsauswertung unter Verwendung des robusten Rangkorrelationskoeffizienten  $\rho$  nach SPEARMAN. Dieser dimensionslose Index aus dem Intervall  $[-1; +1]$  ermöglicht Rückschlüsse auf die Korrelationswahrscheinlichkeit zwischen zwei Variablen. Je näher  $\rho$  an den Intervallgrenzen liegt, umso wahrscheinlicher ist die Korrelation (Weiß 2010). Die a priori unabhängigen Parameter *Höhe der Haiﬂischflosse*, *Initialer Kontaktwinkel* und *PDP<sub>10</sub>-Wert* werden untereinander auf mögliche Korrelationen untersucht (Abbildung 36) und die Ergebnisse in Kreuztabellen dargestellt.



- t<sub>1</sub> 35 Sekunden nach Mischbeginn
- t<sub>2</sub> Ende der Verarbeitungszeit
- $\rho$  Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman

Abbildung 36: Schematische Darstellung zur Vorgehensweise bei der Korrelationsanalyse

## 5. Ergebnisse

### 5.1. Fließverhalten

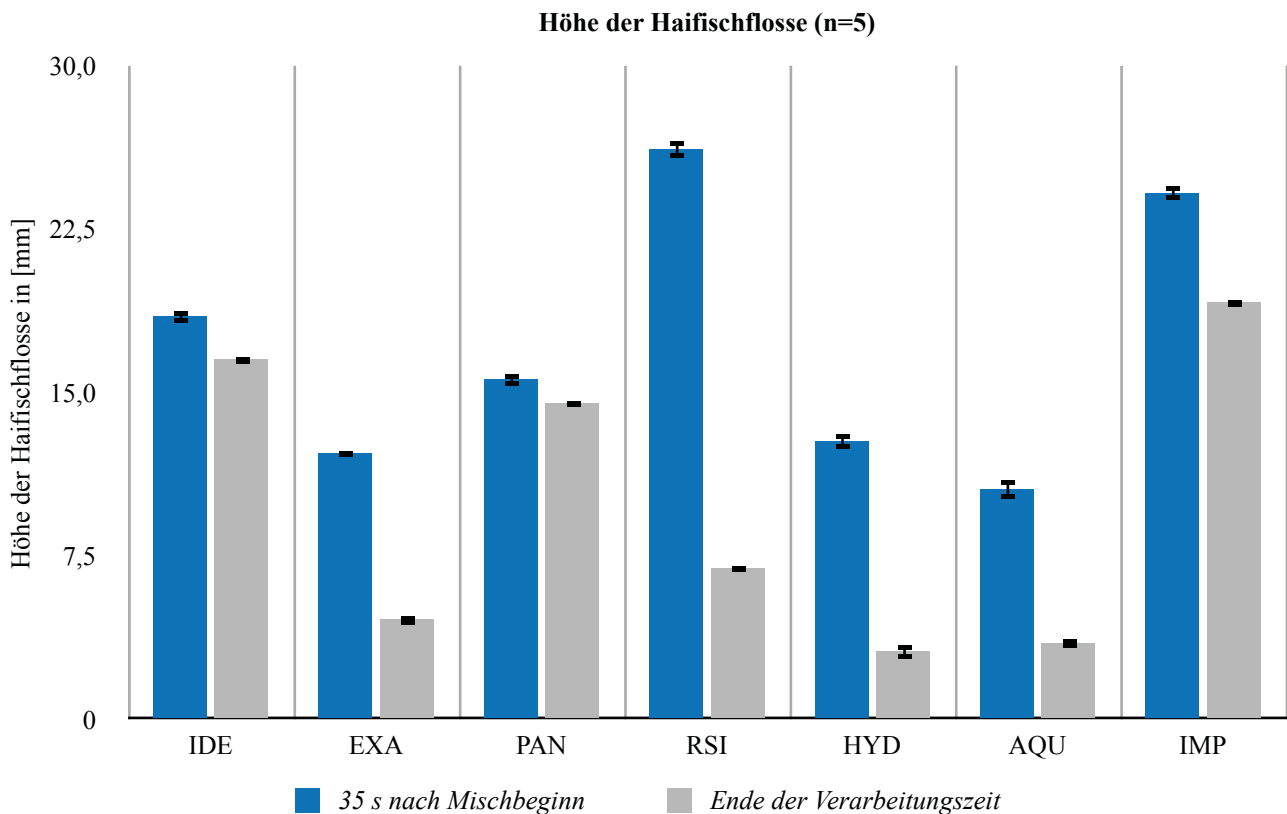
**Tabelle 16:** Höhe der Haiﬂischflosse 35 s nach Mischbeginn

	$x_i$ in [mm]					$\bar{x}$ in [mm]	s in [mm]
	1	2	3	4	5		
<b>IDE</b>	18,2	18,8	18,3	18,4	18,7	18,5	0,3
<b>EXA</b>	12,1	12,0	12,2	12,3	12,4	12,2	0,2
<b>PAN</b>	15,9	15,2	15,7	15,5	15,6	15,6	0,3
<b>RSI</b>	26,7	25,8	26,0	26,4	25,9	26,2	0,4
<b>HYD</b>	12,2	12,9	12,9	12,8	13,0	12,8	0,3
<b>AQU</b>	10,7	10,9	10,0	10,2	11,0	10,6	0,4
<b>IMP</b>	24,5	24,2	23,7	24,0	24,4	24,2	0,3

35 s nach Mischbeginn zeigen die Materialien RSI und IMP die absolut höchsten Messwerte, gefolgt von IDE und PAN. Die Ergebnisse von EXA, HYD und AQU liegen auf einem vergleichbaren Niveau. Die Unterschiede sowohl zwischen allen Materialien, als auch zwischen den Hybriden und zwischen den Silikonen sind signifikant ( $\alpha = 0,05$ ).

**Tabelle 17:** Höhe der Haiﬂischflosse am Ende der Verarbeitungszeit

	$x_i$ in [mm]					$\bar{x}$ in [mm]	s in [mm]
	1	2	3	4	5		
<b>IDE</b>	16,3	16,7	16,6	16,5	16,4	16,5	0,2
<b>EXA</b>	4,3	4,9	4,6	4,4	4,7	4,6	0,2
<b>PAN</b>	14,3	14,5	14,5	14,4	14,7	14,5	0,1
<b>RSI</b>	6,9	7,1	6,9	7,0	6,8	6,9	0,1
<b>HYD</b>	3,6	3,0	2,8	3,2	2,9	3,1	0,3
<b>AQU</b>	3,7	3,2	3,5	3,4	3,6	3,5	0,2
<b>IMP</b>	19,0	19,1	19,3	19,2	19,1	19,1	0,1



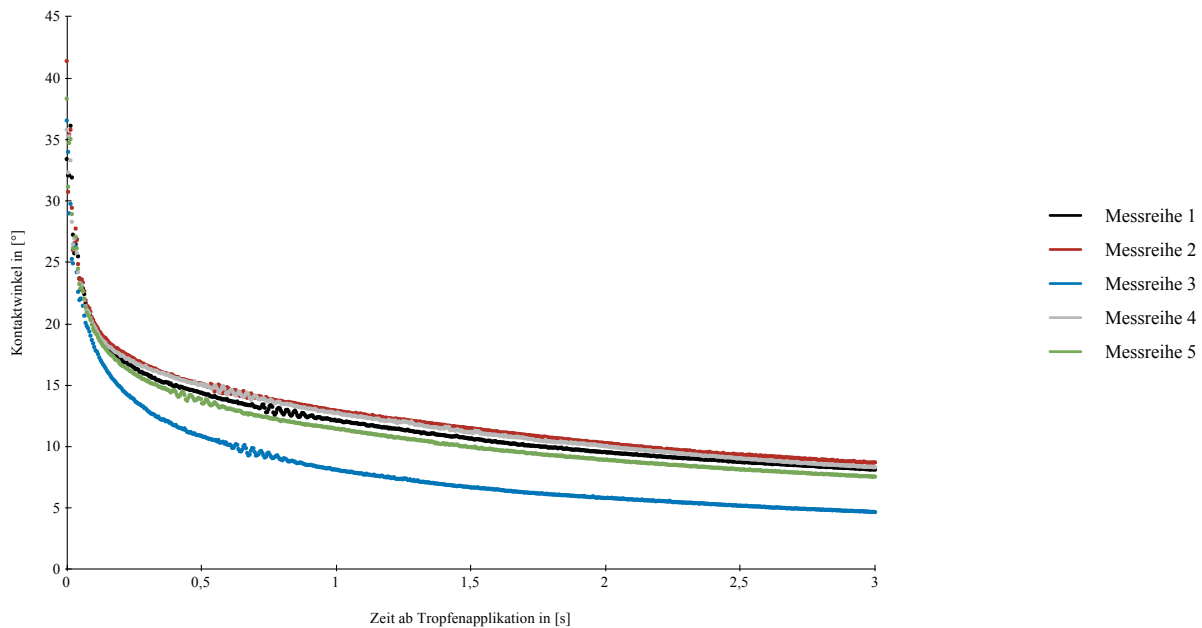
**Abbildung 37:** Höhe der Haifischflosse 35 s nach Mischbeginn und am Ende der Verarbeitungszeit

Am Ende der Verarbeitungszeit weisen IMP, IDE und PAN die höchsten Haifischflossen auf. Für EXA, HYD und AQU konnten wiederum vergleichbare Messwerte beobachtet werden. Die Unterschiede zwischen den Gruppen, zwischen den Hybriden, zwischen den Silikonen und zwischen allen Materialien sind signifikant ( $\alpha = 0,05$ ).

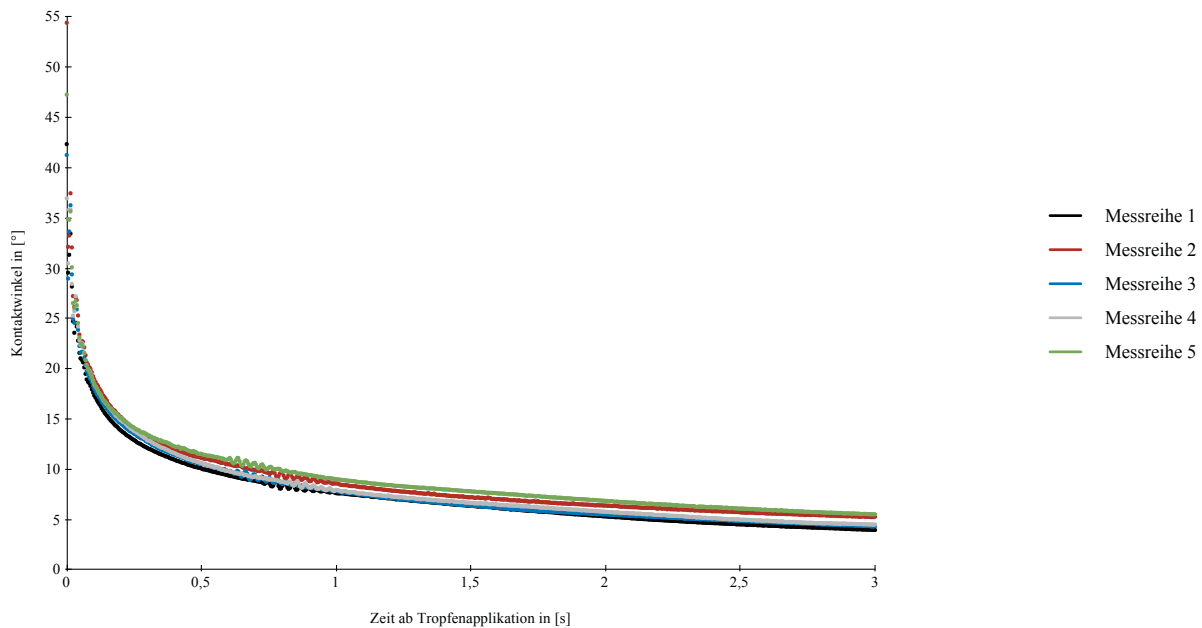
Alle Materialien zeigen ein Absinken der beobachteten Messwerte zwischen den Zeitpunkten  $t_1$  und  $t_2$ . Das Silikon RSI fällt dabei am deutlichsten ab, gefolgt von HYD, EXA und AQU. Lediglich IDE und PAN zeigen annähernd konstante Werte mit den signifikant kleinsten Differenzen im Test.

## 5.2. Benetzungsverhalten

### IDE

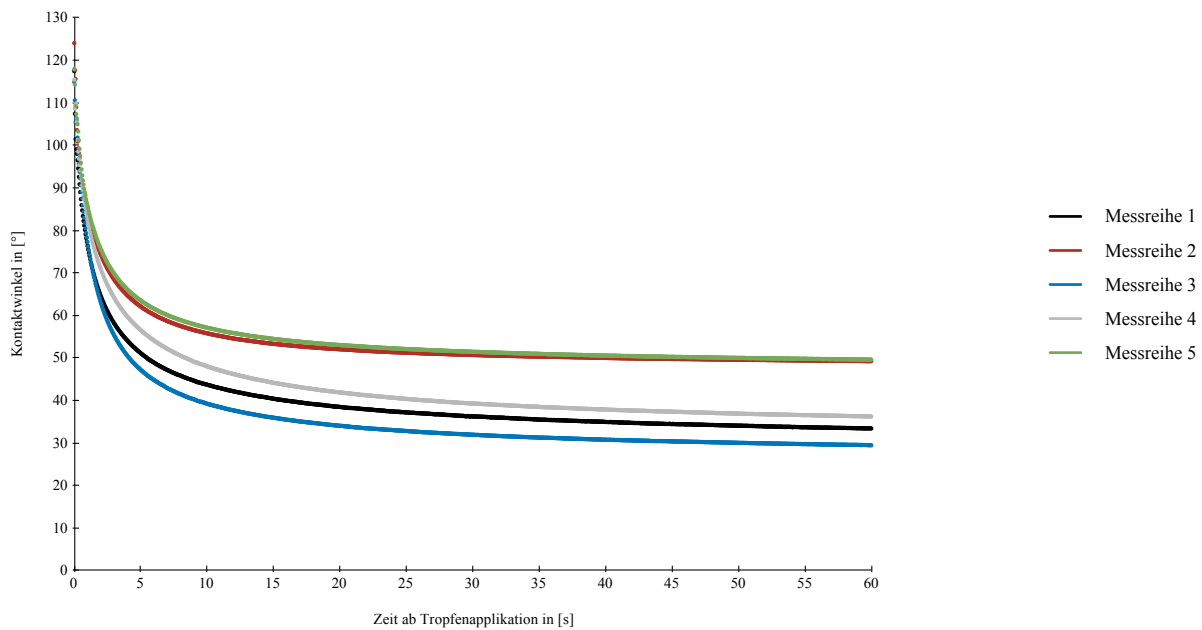


**Abbildung 38:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel 35 s nach Mischbeginn, Material IDE

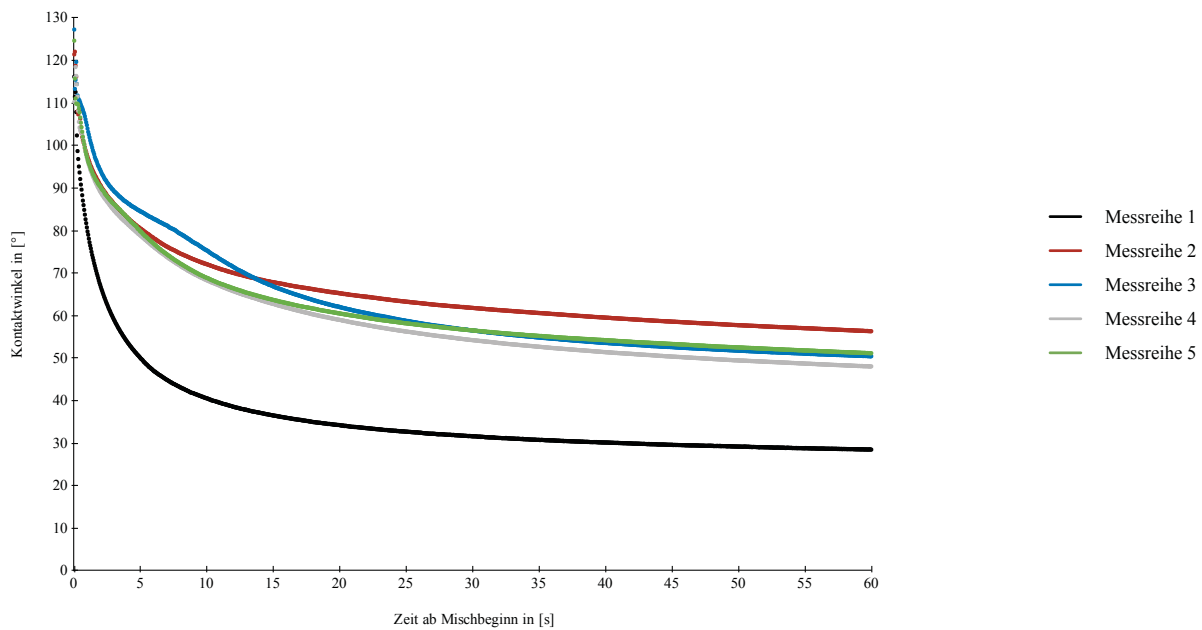


**Abbildung 39:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel am Ende der Verarbeitungszeit, Material IDE

IDE zeigt eine ausgeprägte Kinetik der Hydrophilierung mit einem initialen Kontaktwinkel von  $34,6^\circ$  ( $t_2: 37,8^\circ$ ) und einer Hydrophilierungsgeschwindigkeit von  $60,7^\circ/\text{s}$  ( $53,7^\circ/\text{s}$ ). Im Durchschnitt wird der Gleichgewichtszustand nach  $0,3\text{ s}$  ( $0,3\text{ s}$ ) erreicht. Die Graphen weisen im Messbereich von  $0,25\text{ s}$  bis  $1\text{ s}$  wellenförmige Kontaktwinkelverläufe mit kleiner Amplitude auf.

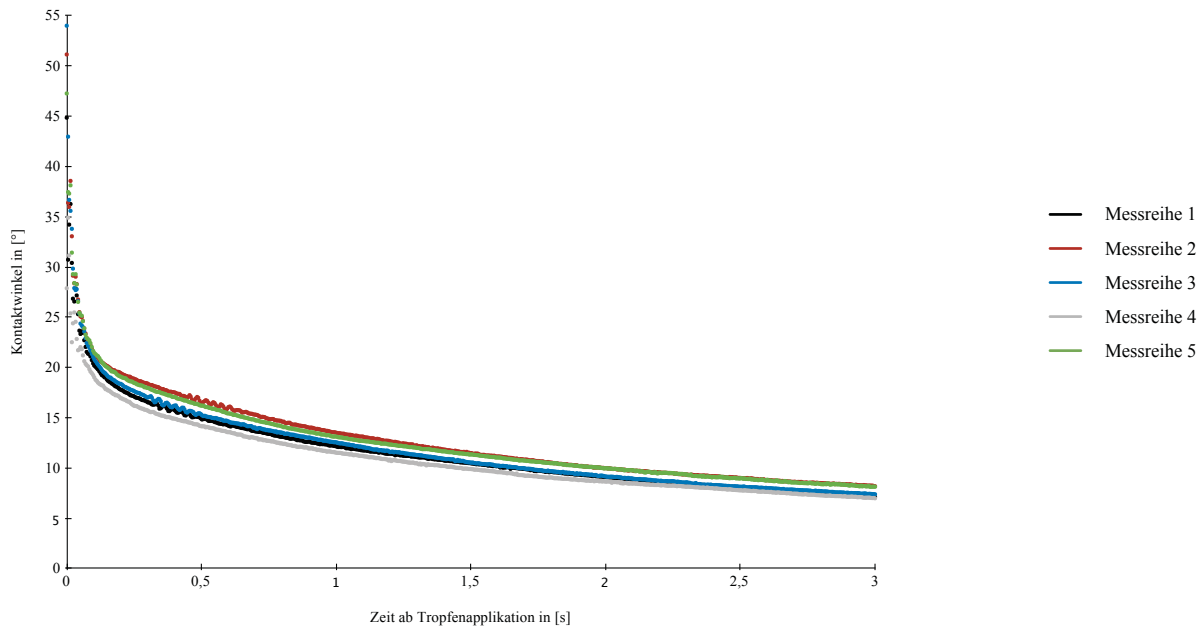
**EXA**

**Abbildung 40:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel 35 s nach Mischbeginn, Material EXA

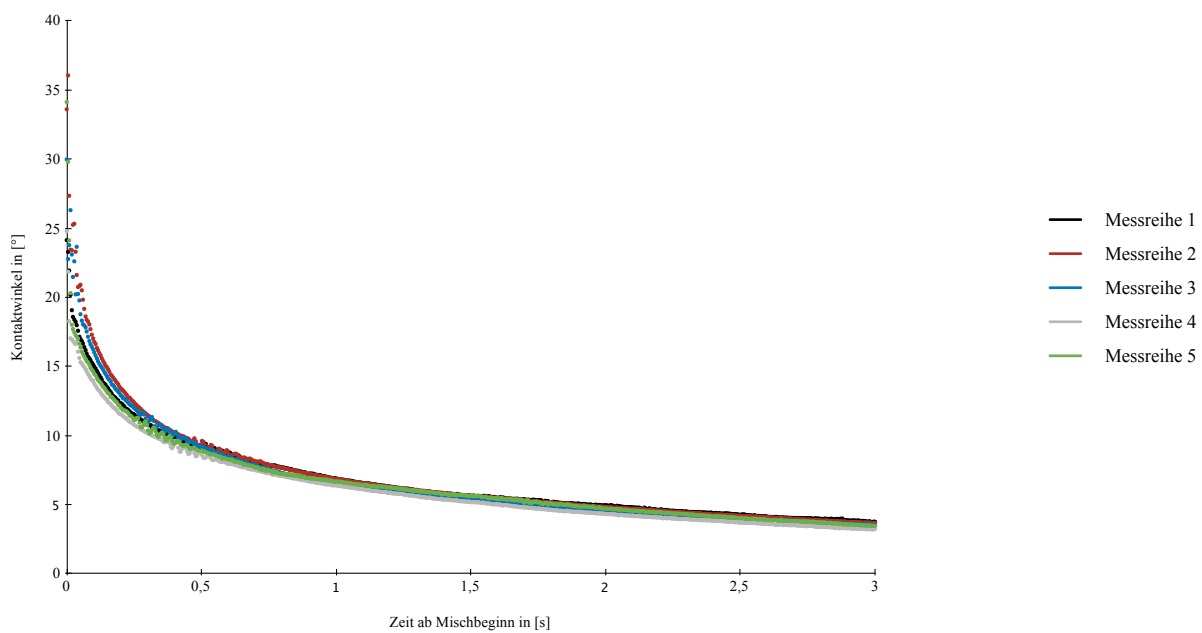


**Abbildung 41:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel am Ende der Verarbeitungszeit, Material EXA

Das Hybridmaterial EXA verhält sich zu den Messzeitpunkten  $t_1$  und  $t_2$  deutlich hydrophob, mit initialen Kontaktwinkeln von  $114,8^\circ$  ( $117,8^\circ$ ). Die Geschwindigkeit der Hydrophilierung beträgt dabei durchschnittlich  $5,0 \text{ }^\circ/\text{s}$  ( $3,2 \text{ }^\circ/\text{s}$ ), bevor sich das Gleichgewicht nach  $8,7 \text{ s}$  ( $12,5 \text{ s}$ ) einstellt.

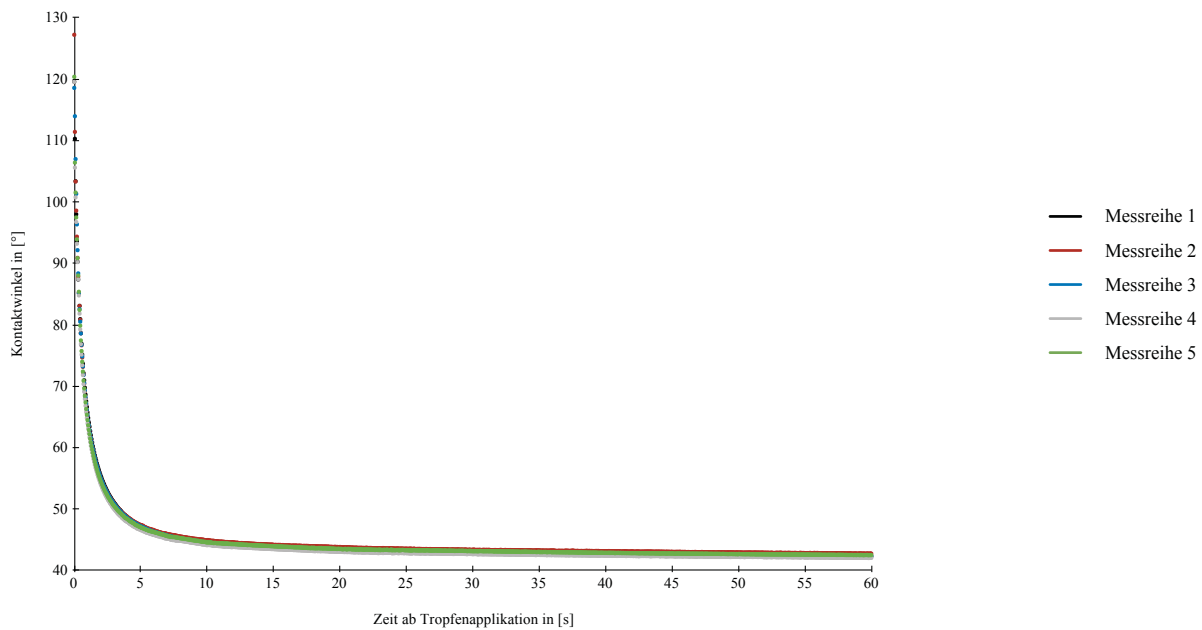
**PAN**

**Abbildung 42:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel 35 s nach Mischbeginn, Material PAN

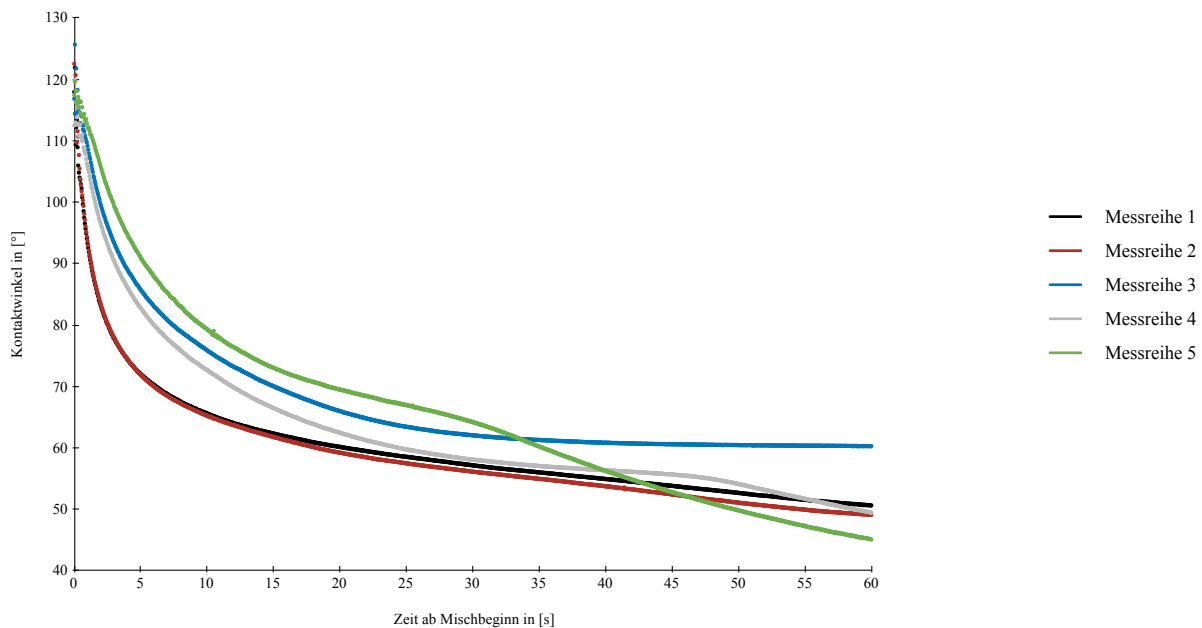


**Abbildung 43:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel am Ende der Verarbeitungszeit, Material PAN

Für PAN kann ebenfalls eine ausgeprägte Kinetik mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von  $75,6 \text{ }^\circ/\text{s}$  ( $40,5 \text{ }^\circ/\text{s}$ ) beobachtet werden. Dabei zeigt sich ein initial hydrophiles Verhalten mit Kontaktwinkeln von  $40,8^\circ$  ( $28,0^\circ$ ), sowie eine rasche Einstellung des Gleichgewichtszustandes nach  $0,2 \text{ s}$  ( $0,3 \text{ s}$ ). Wellenförmige Kontaktwinkelabweichungen finden sich im Zeitbereich von  $0,25 \text{ s}$  bis  $1 \text{ s}$  nach Messbeginn.

**RSI**

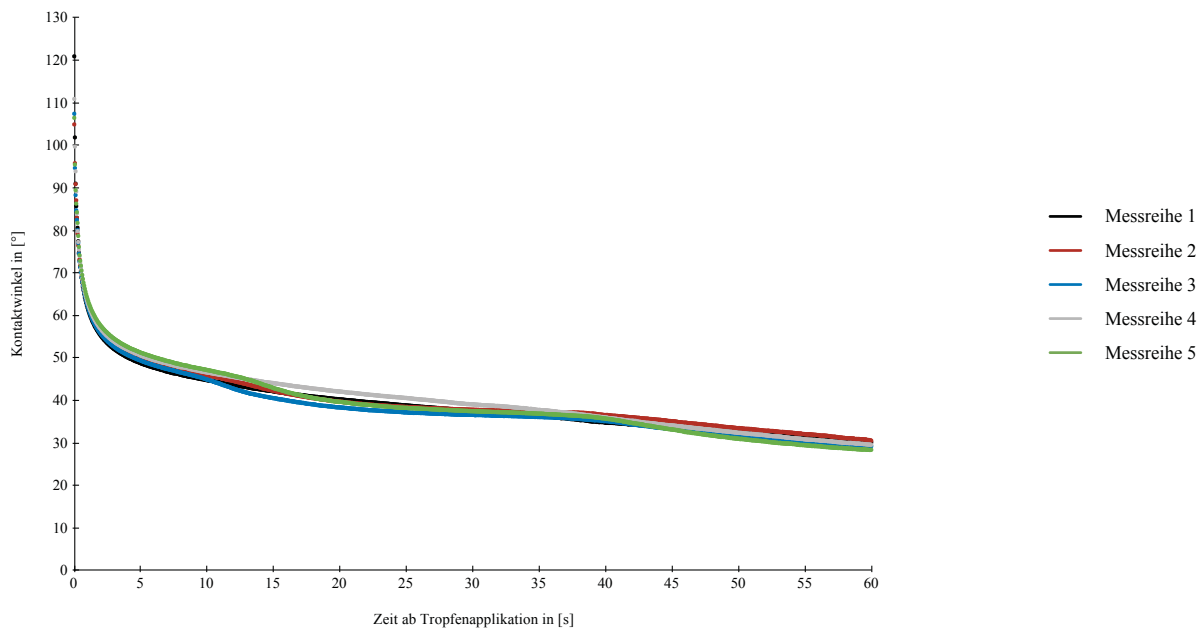
**Abbildung 44:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel 35 s nach Mischbeginn, Material RSI



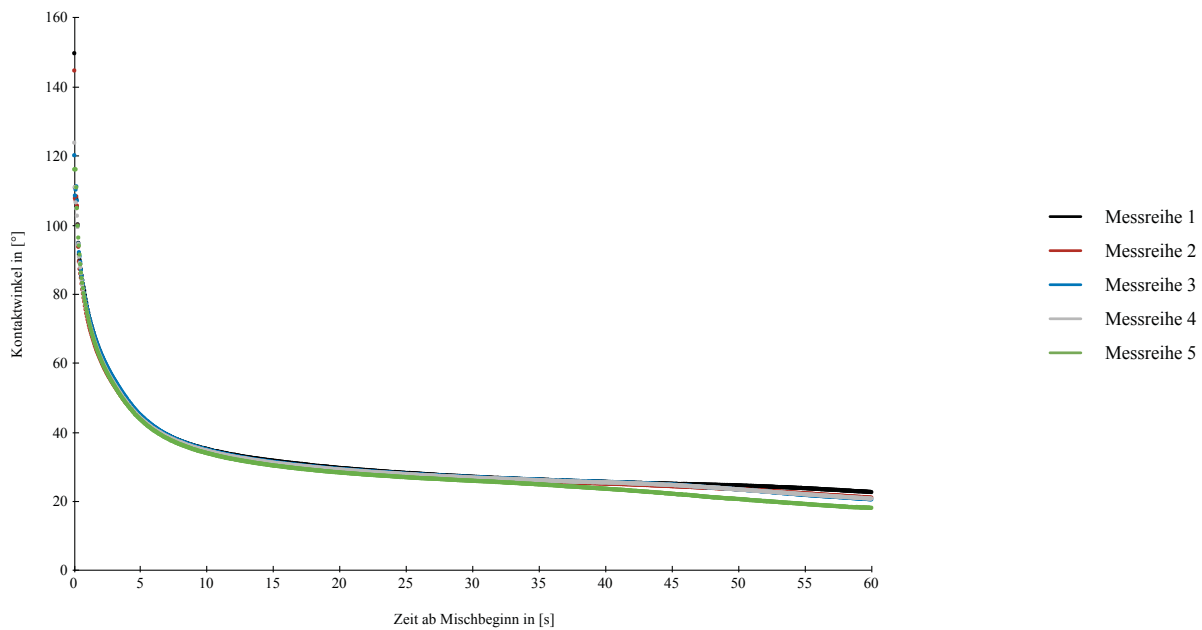
**Abbildung 45:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel am Ende der Verarbeitungszeit, Material RSI

Das Silikon RSI zeigt initiale Kontaktwinkel von  $115,3^\circ$  ( $118,9^\circ$ ), die mit einer mittleren Geschwindigkeit von  $9,2^\circ/\text{s}$  ( $3,5^\circ/\text{s}$ ) abfallen bis sich der Gleichgewichtszustand nach 4,6 s (11,8 s) einstellt. Die zum Messzeitpunkt  $t_2$  ermittelten Graphen zeigen erhöhte Abweichungen der Kontaktwinkel, besonders im letzten Messdrittel. Die dabei auftretenden Schwankungen verlaufen zum Teil sprunghaft im Sinne von *Hydrophilie-Snaps*.



**HYD**

**Abbildung 46:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel 35 s nach Mischbeginn, Material HYD



**Abbildung 47:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel am Ende der Verarbeitungszeit, Material HYD

Auch HYD zeigt ein hydrophobes Verhalten mit initialen Kontaktwinkeln von durchschnittlich  $103,8^\circ$  ( $121,0^\circ$ ). Die Geschwindigkeit der Hydrophilierung beträgt  $5,6^\circ/\text{s}$  ( $5,8^\circ/\text{s}$ ). Ein Gleichgewicht zwischen Grenzflächenspannung und Tensidwirkung tritt erstmals nach  $5,2\text{ s}$  ( $9,2\text{ s}$ ) ein.

## AQU

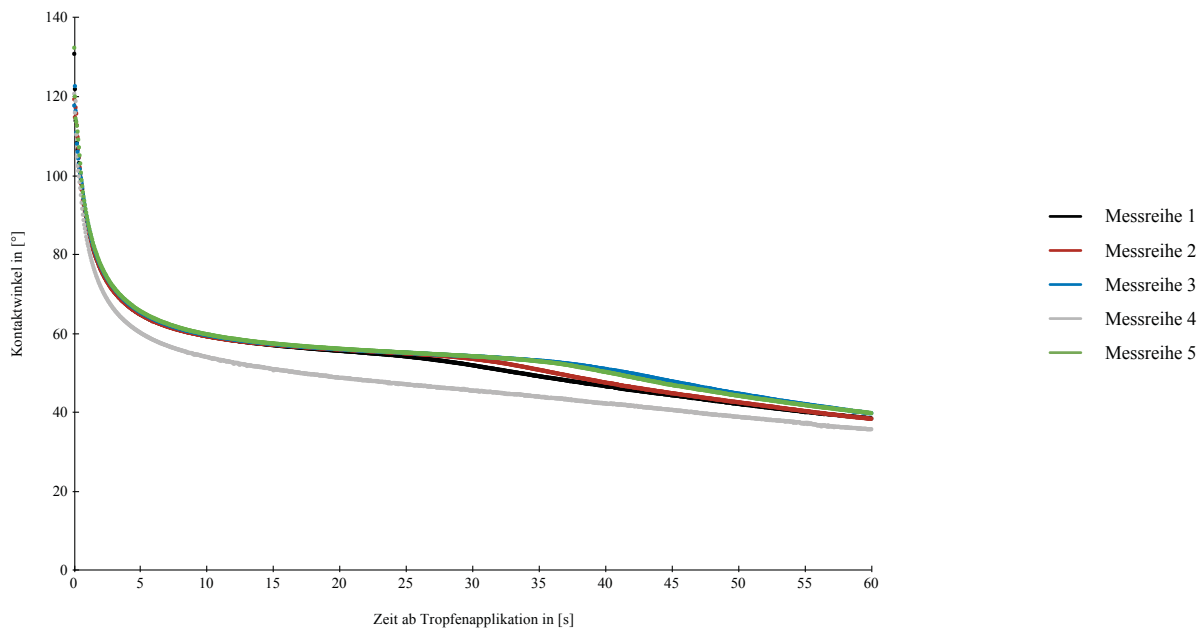


Abbildung 48: Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel 35 s nach Mischbeginn, Material AQU

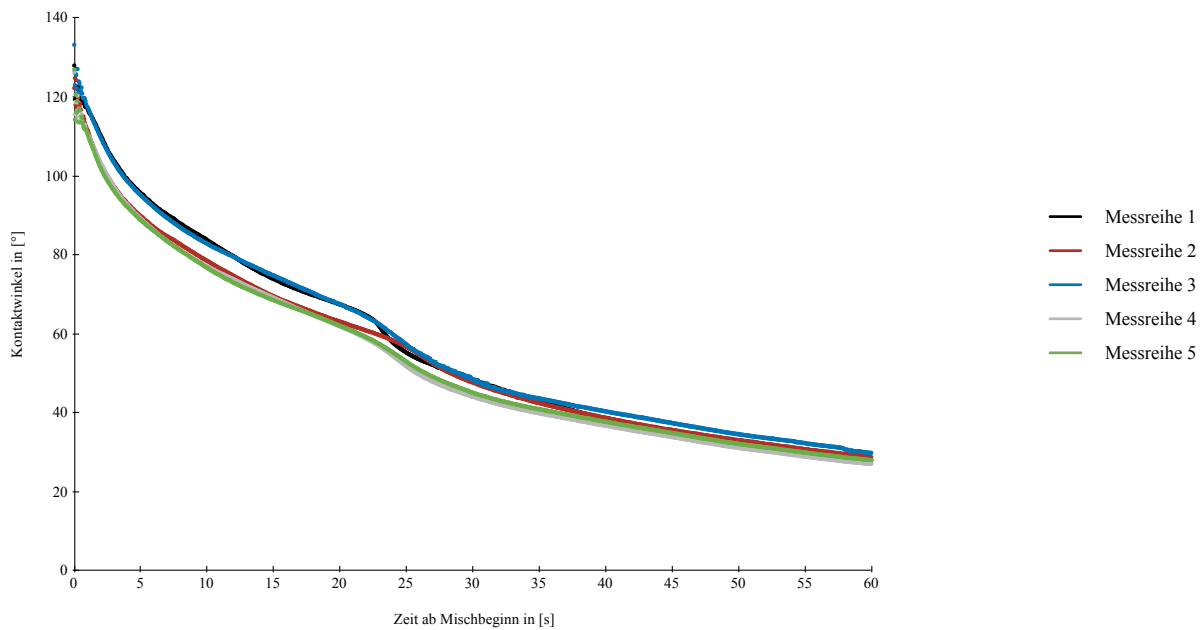
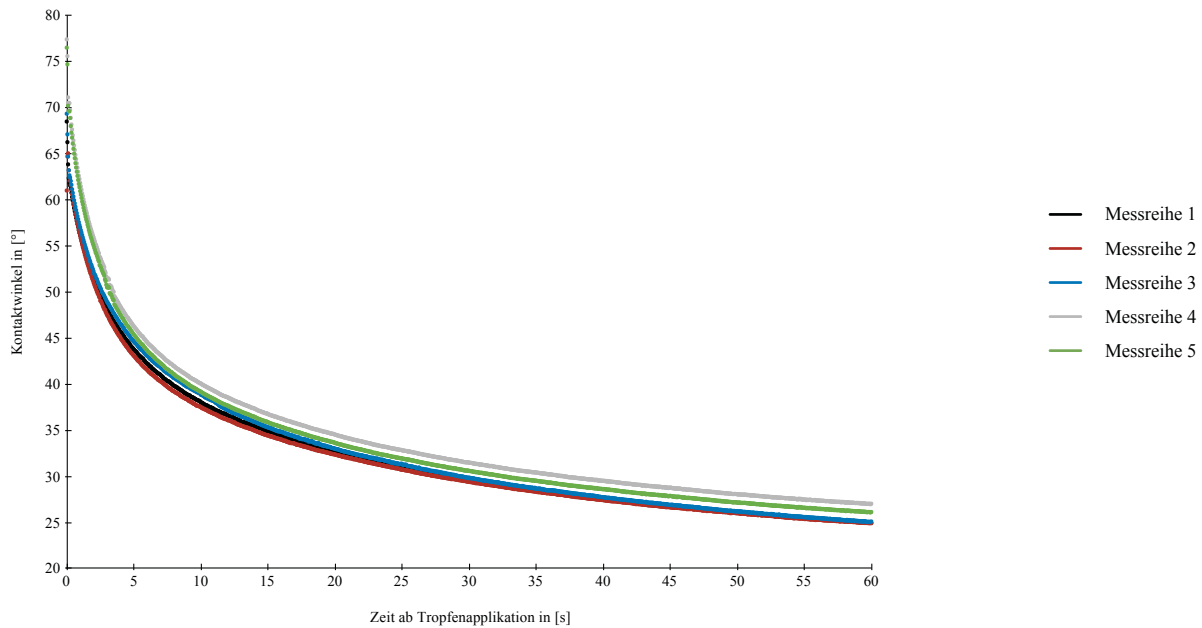
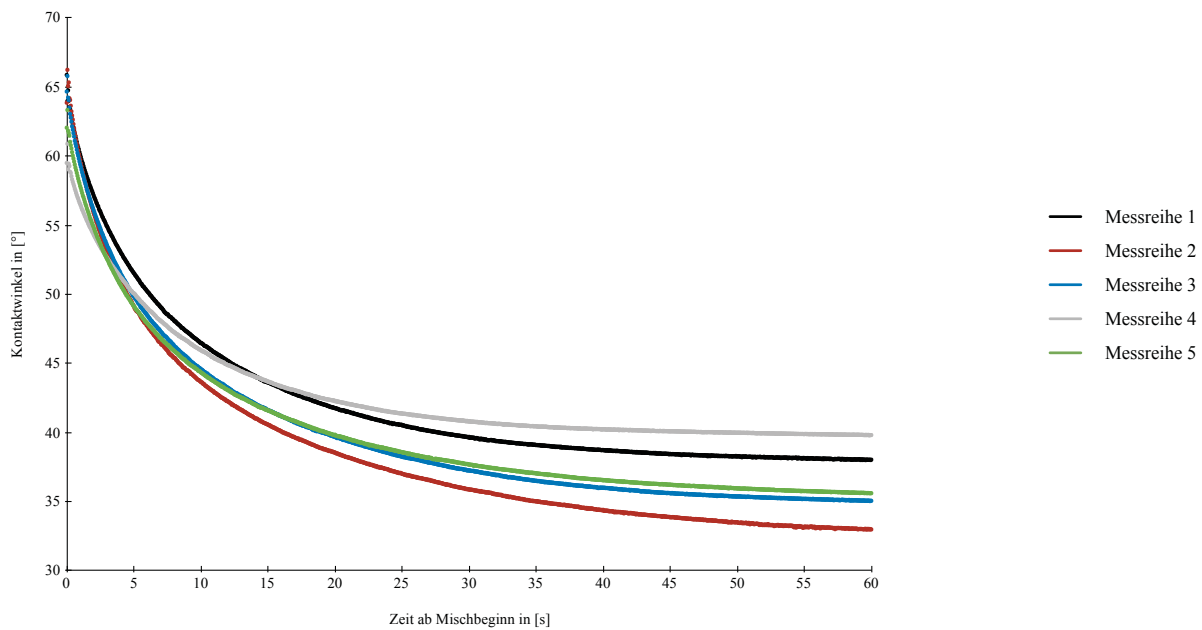


Abbildung 49: Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel am Ende der Verarbeitungszeit, Material AQU

Für das Silikon AQU werden initiale Kontaktwinkel von  $121,7^\circ$  ( $123,4^\circ$ ) ermittelt, die mit einer Geschwindigkeit von  $5,6^\circ/\text{s}$  ( $2,0^\circ/\text{s}$ ) absinken, um nach  $7,2\text{ s}$  ( $30,1\text{ s}$ ) das Gleichgewicht zu erreichen. Die Messwerte zeigen besonders zum Zeitpunkt  $t_2$  einen sprunghaften Anstieg der Hydrophilie.

**IMP**

**Abbildung 50:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel 35 s nach Mischbeginn, Material IMP



**Abbildung 51:** Zeitabhängiger Verlauf der Kontaktwinkel am Ende der Verarbeitungszeit, Material IMP

Der Polyether IMP ist mit initialen Kontaktwinkeln von durchschnittlich  $70,0^\circ$  ( $63,6^\circ$ ) hydrophil. Die Geschwindigkeit der Hydrophilierung beträgt  $3,0 \text{ }^\circ/\text{s}$  ( $2,2 \text{ }^\circ/\text{s}$ ) und der Gleichgewichtszustand wird nach  $7,7 \text{ s}$  ( $6,5 \text{ s}$ ) erreicht.

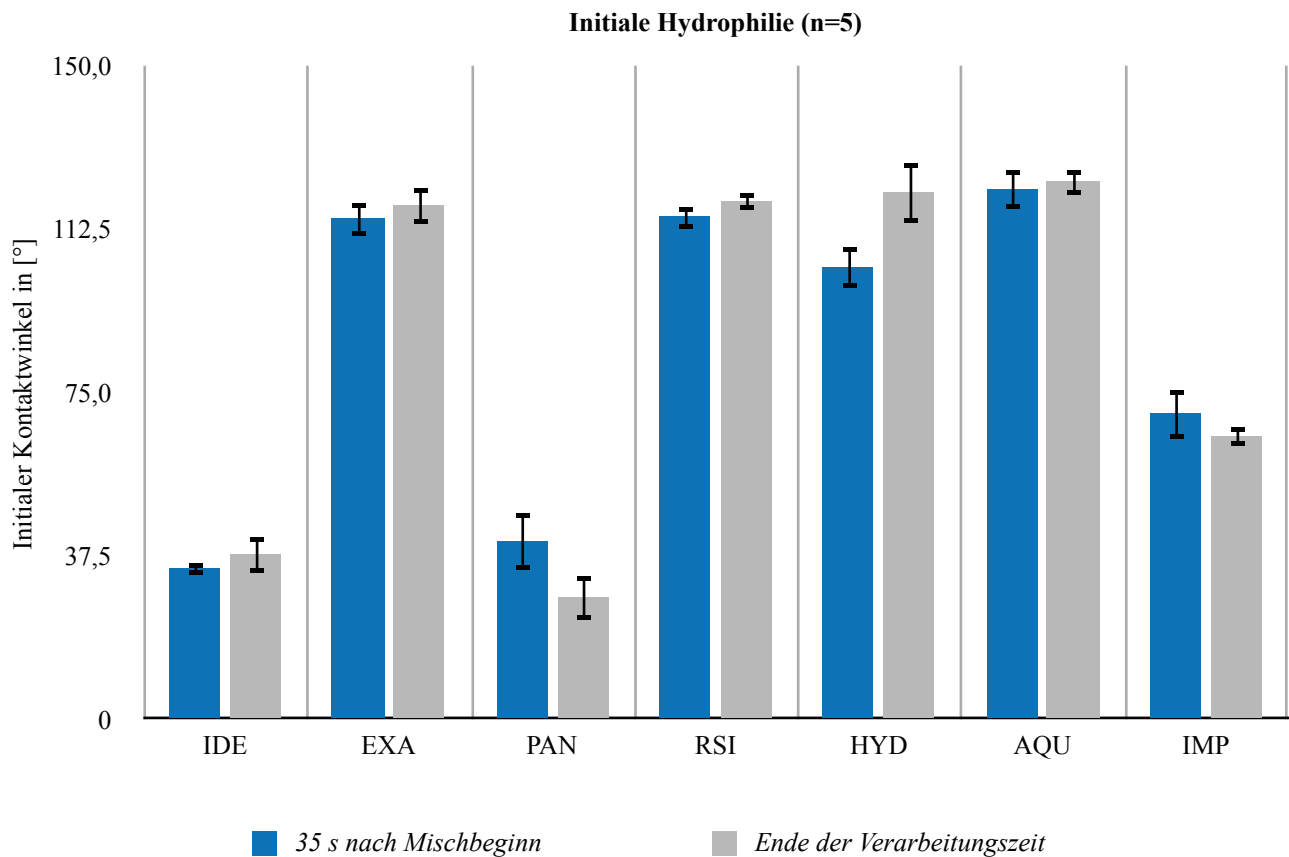
### 5.2.1. Initiale Hydrophilie

**Tabelle 18:** *Initiale Hydrophilie 35 s nach Mischbeginn*

	$x_i$ in [°]					$\bar{x}$ in [°]	s in [°]
	1	2	3	4	5		
<b>IDE</b>	32,8	36,1	35,3	34,1	34,8	34,6	1,3
<b>EXA</b>	112,4	120,9	112,7	112,0	116,1	114,8	3,7
<b>PAN</b>	37,8	43,8	48,5	42,4	31,4	40,8	6,5
<b>RSI</b>	115,0	119,3	116,3	112,6	113,4	115,3	2,7
<b>HYD</b>	111,4	100,4	101,1	105,3	101,0	103,8	4,7
<b>AQU</b>	126,4	117,1	120,2	118,4	126,2	121,7	4,4
<b>IMP</b>	67,4	62,9	68,3	76,5	75,6	70,1	5,8

**Tabelle 19:** *Initiale Hydrophilie am Ende der Verarbeitungszeit*

	$x_i$ in [°]					$\bar{x}$ in [°]	s in [°]
	1	2	3	4	5		
<b>IDE</b>	36,0	43,3	35,1	33,7	41,1	37,8	4,1
<b>EXA</b>	113,8	121,8	120,3	113,1	120,2	117,8	4,0
<b>PAN</b>	23,7	34,8	26,4	23,3	32,0	28,0	5,1
<b>RSI</b>	120,0	118,5	121,3	116,2	118,6	118,9	1,9
<b>HYD</b>	130,4	126,3	114,5	117,5	116,2	121,0	7,0
<b>AQU</b>	123,7	123,5	128,1	121,0	120,6	123,4	3,0
<b>IMP</b>	64,9	65,1	65,2	60,2	62,7	63,6	2,2



**Abbildung 52:** *Initiale Hydrophilie 35 s nach Mischbeginn und am Ende der Verarbeitungszeit*

Unter den Hybriden zeigt IDE signifikant niedrigere Messwerte als EXA, während PAN unter den Silikonem die signifikant geringsten initialen Kontaktwinkel aufweist. Die ermittelten Unterschiede der initialen Kontaktwinkel sind für die Zeitpunkte  $t_1$  und  $t_2$  signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$ .

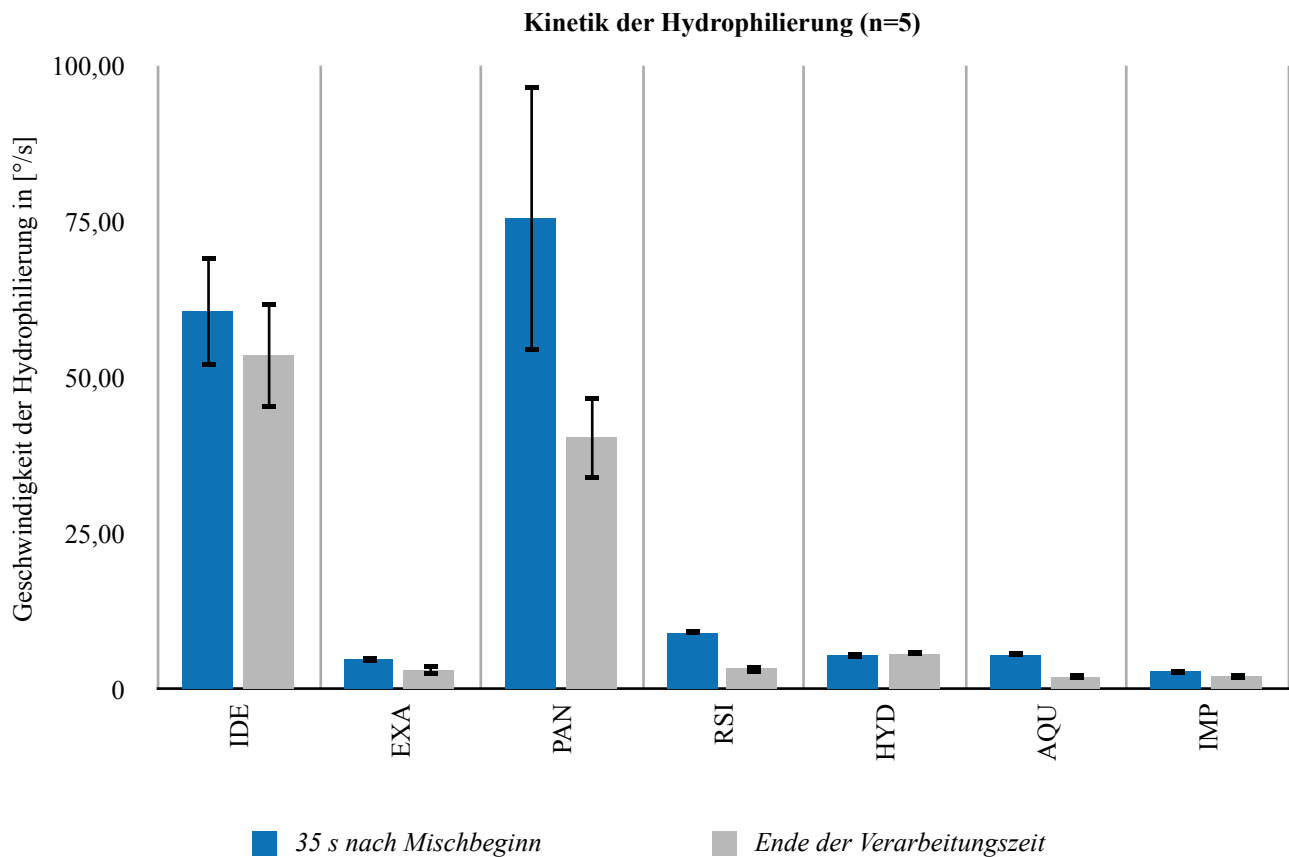
### 5.2.2. Kinetik der Hydrophilierung

**Tabelle 20:** Kinetik der Hydrophilierung 35 s nach Mischbeginn

	$x_i$ in [°/s]					$\bar{x}$ in [°/s]	s in [°/s]
	1	2	3	4	5		
<b>IDE</b>	56,9	62,9	50,1	74,2	59,6	60,7	8,9
<b>EXA</b>	4,8	5,2	5,3	4,5	5,1	5,0	0,3
<b>PAN</b>	65,2	101,0	87,8	78,9	45,1	75,6	21,5
<b>RSI</b>	8,9	9,4	9,1	9,2	9,3	9,2	0,2
<b>HYD</b>	6,0	5,4	5,5	5,5	5,3	5,6	0,3
<b>AQU</b>	5,7	5,8	5,4	5,6	5,6	5,6	0,2
<b>IMP</b>	2,7	2,9	2,7	3,4	3,4	3,0	0,4

**Tabelle 21:** Kinetik der Hydrophilierung am Ende der Verarbeitungszeit

	$x_i$ in [°/s]					$\bar{x}$ in [°/s]	s in [°/s]
	1	2	3	4	5		
<b>IDE</b>	49,0	57,3	50,9	44,4	66,7	53,7	8,6
<b>EXA</b>	4,8	3,1	2,3	3,0	3,0	3,2	0,9
<b>PAN</b>	34,3	45,0	42,5	32,5	48,1	40,5	6,8
<b>RSI</b>	4,4	4,3	2,9	2,9	3,0	3,5	0,8
<b>HYD</b>	6,0	5,7	5,7	5,7	5,8	5,8	0,1
<b>AQU</b>	2,1	1,9	2,1	2,0	2,0	2,0	0,1
<b>IMP</b>	2,1	2,5	2,3	1,8	2,2	2,2	0,2



**Abbildung 53:** Kinetik der Hydrophilierung 35 s nach Mischbeginn und am Ende der Verarbeitungszeit

IDE und PAN zeigen zu den Zeitpunkten  $t_1$  und  $t_2$  signifikant höhere Messwerte als die übrigen getesteten Materialien. Die Unterschiede bei Einbeziehung aller Materialien, sowie innerhalb der Hybrid- und Silikongruppe sind signifikant ( $\alpha = 0,05$ ). Im Gegensatz zu den Hybridmaterialien haben Silikone und Polyether signifikant niedrigere Winkelgeschwindigkeiten in der Endphase der Verarbeitungszeit. Einzig das Silikon HYD weist in diesem Zusammenhang eine konstante Kinetik auf.

### 5.2.3. Gleichgewicht der Hydrophilierung

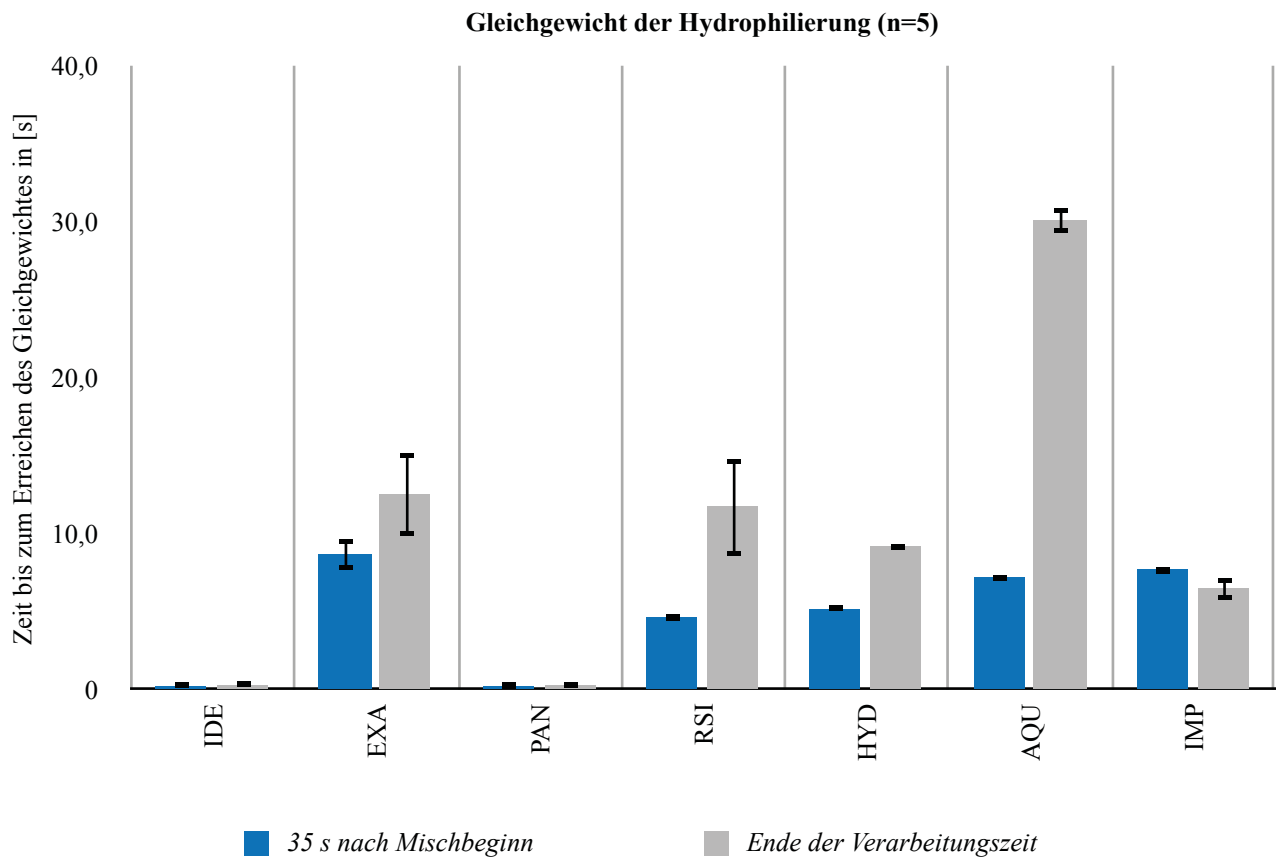
**Tabelle 22:** Gleichgewicht der Hydrophilierung 35 s nach Mischbeginn

	$x_i$ in [s]					$\bar{x}$ in [s]	s in [s]
	1	2	3	4	5		
<b>IDE</b>	0,3	0,2	0,3	0,2	0,3	0,3	0,0
<b>EXA</b>	9,0	7,7	9,3	9,8	7,7	8,7	0,9
<b>PAN</b>	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,0
<b>RSI</b>	4,8	4,6	4,8	4,6	4,6	4,6	0,1
<b>HYD</b>	5,1	5,2	5,2	5,3	5,3	5,2	0,1
<b>AQU</b>	7,1	6,9	7,3	7,4	7,4	7,2	0,2
<b>IMP</b>	8,0	7,4	8,0	7,7	7,7	7,7	0,2

**Tabelle 23:** Gleichgewicht der Hydrophilierung am Ende der Verarbeitungszeit

	$x_i$ in [s]					$\bar{x}$ in [s]	s in [s]
	1	2	3	4	5		
<b>IDE</b>	0,3	0,3	0,3	0,4	0,3	0,3	0,0
<b>EXA</b>	10,3	10,7	17,0	12,5	12,3	12,5	2,7
<b>PAN</b>	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,3	0,0
<b>RSI</b>	8,2	8,5	14,0	14,1	14,1	11,8	3,1
<b>HYD</b>	9,1	9,1	9,4	9,3	9,3	9,2	0,1
<b>AQU</b>	29,8	31,6	29,4	30,0	30,0	30,1	0,8
<b>IMP</b>	6,8	7,1	7,2	5,3	6,4	6,5	0,7





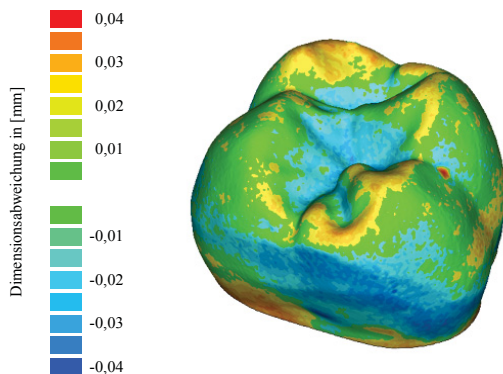
**Abbildung 54:** Gleichgewicht der Hydrophilierung 35 s nach Mischbeginn und am Ende der Verarbeitungszeit

Erneut weisen IDE und PAN an den Messzeitpunkten  $t_1$  und  $t_2$  signifikante Abstände zu den übrigen getesteten Materialien auf. Die Unterschiede zwischen den Hybriden und Silikonem sind über die gesamte Verarbeitungszeit hinweg signifikant. Die Differenzen zwischen den Messzeitpunkten sind ebenfalls signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$ .

### 5.3. Dimensionsstabilität

#### 5.3.1. Qualitativ

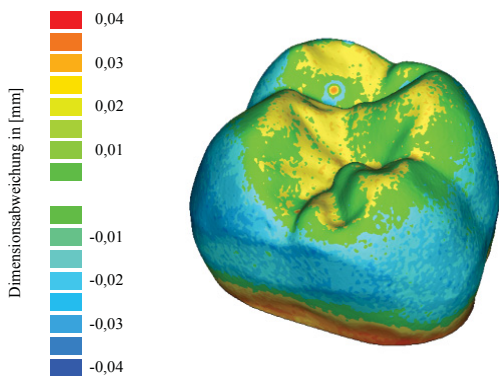
##### **IDE**



**Abbildung 55:** Farbcodiertes Differenzbild, Material IDE

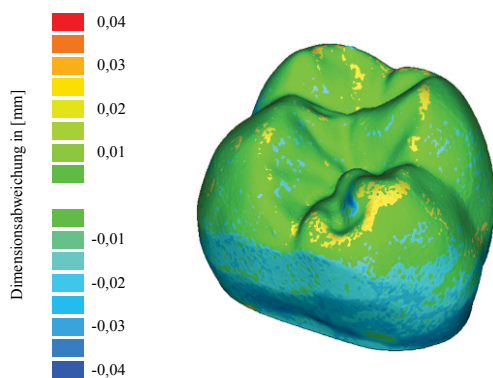
Das Hybridmaterial IDE zeigt eine zu große Wiedergabe im Bereich von stark gekrümmten Kurvaturen wie etwa Höckergraten, vorgelagerten Dreieckswülsten oder der Bukkalfläche. Fissuren und Parafissuren sowie die mesiale und distale Zahnwandung werden hingegen zu klein dargestellt. In der cervikalen Region finden sich vereinzelt vergrößert abgebildete Bezirke.

##### **EXA**



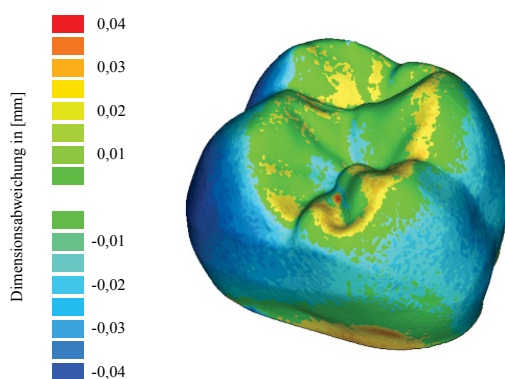
**Abbildung 56:** Farbcodiertes Differenzbild, Material EXA

Im okklusalen Anteil dominiert die vergrößerte Darstellung der Höckerabhänge und Fissuren, wobei die Crista transversa, die vorgelagerten Dreieckswülste sowie die Bereiche jenseits der Höckergrate räumlich korrekt reproduziert wurden. Die zirkulären Glattflächen sind deutlich verkleinert und die Cervikalregion deutlich vergrößert.

**PAN**

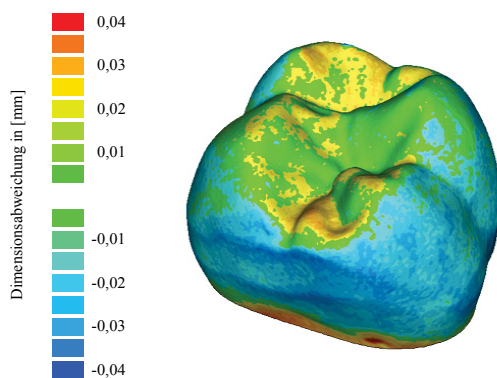
**Abbildung 57:** Farbcodiertes Differenzbild, Material PAN

PAN zeigt eine gleichmäßige räumlich korrekte Wiedergabe der Okklusalfäche. Dabei liegen sowohl die palatinalen als auch die vestibulären Abhänge der Stampf- und Scherhöcker in Übereinstimmung mit der Referenz. Mesiale, distale und cervikale Bereiche weisen eine relativ zu kleine räumliche Ausdehnung des Prüfkörpers auf.

**RSI**

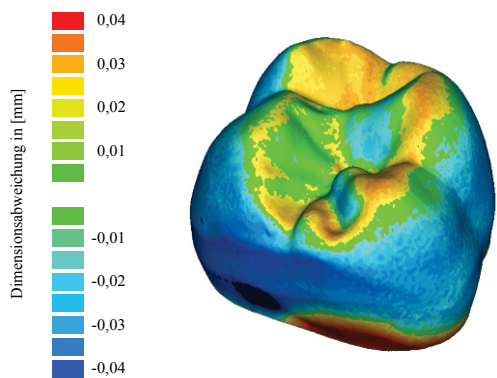
**Abbildung 58:** Farbcodiertes Differenzbild, Material RSI

Das Silikon RSI zeigt im okklusalen Anteil des Zahnes zusammenhängende Bereiche mit korrekter Wiedergabe der räumlichen Dimensionen. Die Randleisten, Höckergrate und vorgelagerten Dreieckswülste sind zu groß, die tiefen Anteile der Fissuren, die bukkale, palatinale, mesiale und distale Mantelfläche dagegen zu klein dargestellt. Die cervikale Partie des Zahnes weist Regionen mit vergrößerter räumlicher Darstellung auf.

**HYD**

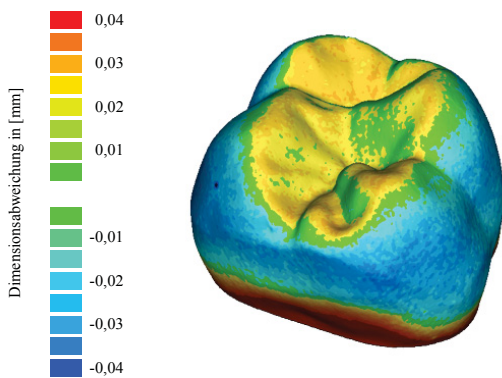
**Abbildung 59:** Farbcodiertes Differenzbild, Material HYD

HYD zeigt eine vergrößerte Darstellung im Bereich der mesiobukkalen und distopalatinalen Höcker sowie der palatinalen Anteile der Crista transversa. Die bukkalen Abhänge der bukkalen Höcker und die palatinalen Abhänge der palatinalen Höcker sind dagegen räumlich korrekt wiedergegeben. Die Mantelflächen fallen relativ zu klein aus, während im cervikalen Bereich sichtbare Vergrößerungen auftreten.

**AQU**

**Abbildung 60:** Farbcodiertes Differenzbild, Material AQU

Die okklusale Partie ist insgesamt deutlich vergrößert dargestellt, bei zu kleiner Wiedergabe im Bereich des distobukkalen Höckers und korrekter räumlicher Dimensionen der bukkalen Abhänge des mesiopalatinalen Höckers. Die zirkulären Glattflächen sind stark verkleinert und die cervikalen Regionen stark vergrößert.

**IMP**

**Abbildung 61:** Farbcodiertes Differenzbild, Material IMP

Der Polyether IMP weist eine relativ zu groß wiedergegebene Okklusalfäche mit vereinzelt korrekt abgebildeten Bezirken im Bereich der Höckergrate und zentralen Dreieckswülste auf. Alle Mantelflächen sind räumlich zu klein dargestellt, wohingegen die cervikalen Regionen um ein Vielfaches größer als die Referenz ausfallen.

### 5.3.2. Quantitativ

Tabelle 24: PDP<sub>10</sub>-Werte zur qualitativen Analyse der räumlichen Dimensionsstabilität

	$x_i$ in [s]					$\bar{x}$ in [s]	s in [s]
	1	2	3	4	5		
IDE	73,3	80,0	73,3	80,0	80,0	77,3	3,7
EXA	53,3	53,3	73,3	66,7	60,0	61,3	8,7
PAN	100,0	86,7	100,0	73,3	93,3	90,7	11,2
RSI	46,7	33,3	73,3	46,7	33,3	46,7	16,3
HYD	46,7	26,7	33,3	33,3	46,7	37,3	8,9
AQU	26,7	33,3	26,7	20,0	26,7	26,7	4,7
IMP	33,3	26,7	26,7	33,3	26,7	29,3	3,7

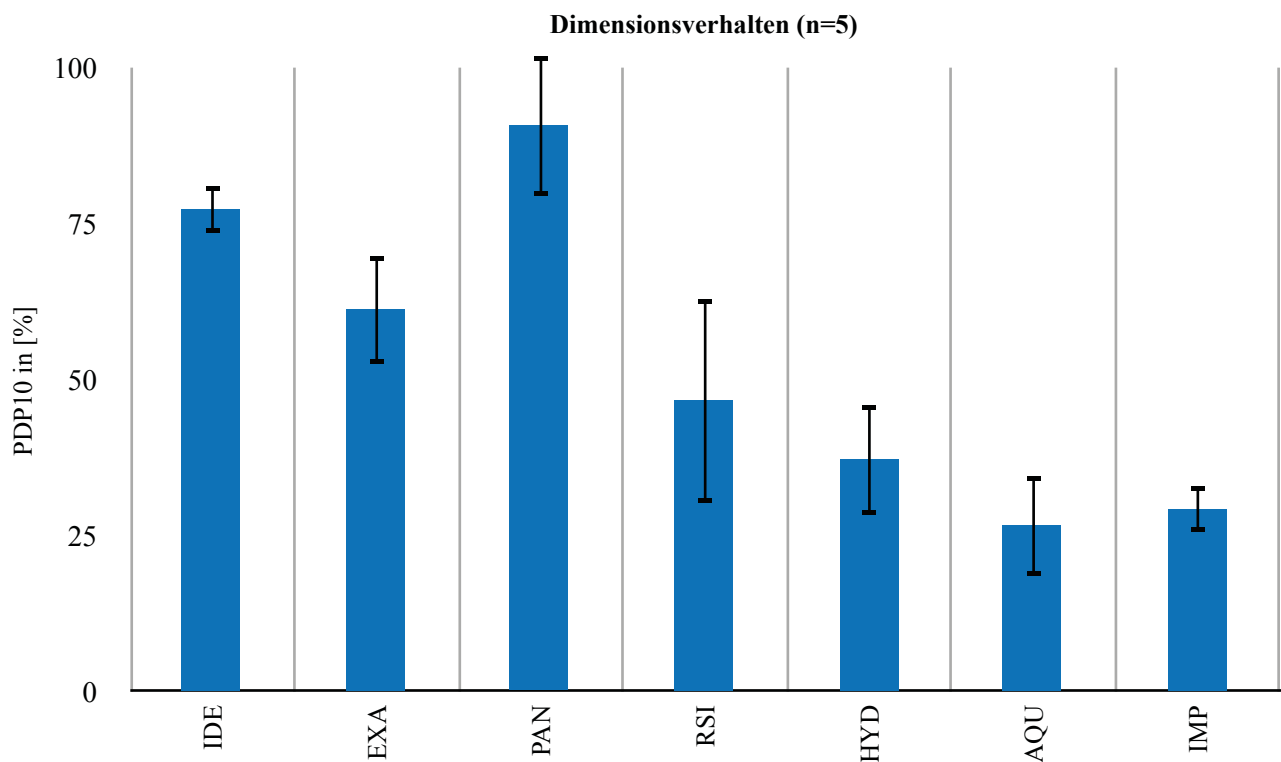


Abbildung 62: PDP<sub>10</sub>-Werte zur qualitativen Analyse der räumlichen Dimensionsstabilität

Die PDP<sub>10</sub>-Werte zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen von Abformmaterialien. Hybridmaterialien weisen signifikant höhere Messwerte auf als Silikone oder Polyether, wobei innerhalb der Hybride IDE signifikant höhere PDP<sub>10</sub>-Werte erreicht als EXA. PAN erreicht die absolut höchsten PDP<sub>10</sub>-Werte aller Materialien im Test.

## 5.4. Korrelationen

**Tabelle 25:** Korrelationskoeffizient  $\rho$  nach SPEARMAN für alle Abformmaterialien ( $n=35$ ) zum Zeitpunkt  $t_1$   
 FLH Flossenhöhe INI Initiale Hydrophilie  
 PDP PDP<sub>10</sub>-Wert a Korrelation signifikant ( $\alpha=0,01$ )  
 b Korrelation signifikant ( $\alpha = 0,05$ )

Alle Materialien		t <sub>1</sub> - 35 Sekunden nach Mischbeginn		
		FLH	INI	PDP
SPEARMAN $\rho$	FLH		-0,390 <sup>b</sup>	0,167
	INI	-0,390 <sup>b</sup>		-0,566 <sup>a</sup>
	PDP	0,167	-0,566 <sup>a</sup>	

**Tabelle 26:** Korrelationskoeffizient  $\rho$  nach SPEARMAN für alle Abformmaterialien ( $n = 35$ ) zum Zeitpunkt  $t_2$

Alle Materialien		t <sub>2</sub> - Ende der Verarbeitungszeit		
		FLH	INI	PDP
SPEARMAN $\rho$	FLH		-0,686 <sup>a</sup>	0,294
	INI	-0,686 <sup>a</sup>		-0,609 <sup>a</sup>
	PDP	0,294	-0,609 <sup>a</sup>	

**Tabelle 27:** Korrelationskoeffizient  $\rho$  nach SPEARMAN für die Gruppe Hybride ( $n = 10$ ) zum Zeitpunkt  $t_1$

Hybride		t <sub>1</sub> - 35 Sekunden nach Mischbeginn		
		FLH	INI	PDP
SPEARMAN $\rho$	FLH		-0,709 <sup>b</sup>	0,898 <sup>a</sup>
	INI	-0,709 <sup>b</sup>		-0,723 <sup>b</sup>
	PDP	0,898 <sup>a</sup>	-0,723 <sup>b</sup>	

**Tabelle 28:** Korrelationskoeffizient  $\rho$  nach SPEARMAN für die Gruppe Hybride ( $n = 10$ ) zum Zeitpunkt  $t_2$

Hybride		t <sub>2</sub> - Ende der Verarbeitungszeit		
		FLH	INI	PDP
SPEARMAN $\rho$	FLH		-0,636 <sup>b</sup>	0,742 <sup>b</sup>
	INI	-0,636 <sup>b</sup>		-0,686 <sup>b</sup>
	PDP	0,742 <sup>b</sup>	-0,686 <sup>b</sup>	

**Tabelle 29:** Korrelationskoeffizient  $\rho$  nach SPEARMAN für die Gruppe Silikone ( $n = 20$ ) zum Zeitpunkt  $t_1$ 

Silikone		$t_1$ - 35 Sekunden nach Mischbeginn		
		FLH	INI	PDP
SPEARMAN $\rho$	FLH		-0,358	0,638 <sup>a</sup>
	INI	-0,358		-0,737 <sup>a</sup>
	PDP	0,638 <sup>a</sup>	-0,737 <sup>a</sup>	

**Tabelle 30:** Korrelationskoeffizient  $\rho$  nach SPEARMAN für die Gruppe Silikone ( $n = 20$ ) zum Zeitpunkt  $t_2$ 

Silikone		$t_2$ - Ende der Verarbeitungszeit		
		FLH	INI	PDP
SPEARMAN $\rho$	FLH		-0,532 <sup>b</sup>	0,697 <sup>a</sup>
	INI	-0,532 <sup>b</sup>		-0,688 <sup>a</sup>
	PDP	0,697 <sup>a</sup>	-0,688 <sup>a</sup>	

**Tabelle 31:** Korrelationskoeffizient  $\rho$  nach SPEARMAN für die Gruppe Polyether ( $n = 5$ ) zum Zeitpunkt  $t_1$ 

Polyether		$t_1$ - 35 Sekunden nach Mischbeginn		
		FLH	INI	PDP
SPEARMAN $\rho$	FLH		-0,300	0,289
	INI	-0,300		0,289
	PDP	0,289	0,289	

**Tabelle 32:** Korrelationskoeffizient  $\rho$  nach SPEARMAN für die Gruppe Polyether ( $n = 5$ ) zum Zeitpunkt  $t_2$ 

Polyether		$t_2$ - Ende der Verarbeitungszeit		
		FLH	INI	PDP
SPEARMAN $\rho$	FLH		0,205	-0,296
	INI	0,205		-0,577
	PDP	-0,296	-0,577	



## **6. Diskussion**

### **6.1. Fließverhalten**

Der Haifischflossentest ist eine geeignete Methodik um valide Aussagen zum Fließverhalten eines Abformwerkstoffes unter Druck zu treffen. Die Form und Größe des verwendeten Spalteinsatzes ermöglichen eine deutliche Unterscheidung zwischen leichtfließenden Abformmassen, mit stets hoher Reproduzierbarkeit und geringen Standardabweichungen. Eine semiklinisch-orientierte Simulation des Sulcus alveolaris besonders in Hinblick auf die geometrischen Verhältnisse um und unterhalb des Präparationsrandes ist damit möglich. Aussagen zur Fließfähigkeit im feuchten Milieu lassen sich jedoch aus dem gegenwärtigen Versuchsaufbau allein nicht ableiten. Die sichere Verdrängung von Restfeuchtigkeit aus engen Spalträumen ist lediglich unter Verwendung eines Sulcus-Fluid-Flow-Modells (Kolbeck et al. 2005, Koniaris 1999, Norling et al. 2004, Uhlig 1998, Wöstmann et al. 2010) zu beurteilen.

In der vorliegenden Arbeit zeigt IDE (18,5 mm; 16,5 mm) innerhalb der Hybridgruppe konstant hohe Messwerte. Die ermittelten Unterschiede sind im Vergleich zu EXA (12,2 mm; 4,6 mm) während der gesamten Verarbeitungszeit signifikant und belegen damit das als „vielversprechend“ eingestufte Fließverhalten dieses Werkstoffes (Balkenhol et al. 2009, Wöstmann et al. 2010). Die Flossenhöhen von AQU (10,6 mm; 3,5 mm), HYD (12,8 mm; 3,1 mm) und EXA liegen auf einem vergleichbaren Niveau, sodass unter Beachtung der Untersuchungen von CHAPMAN ET AL. (2005) eine ebenfalls vergleichbare chemische Grundstruktur sowie eine ähnliche Abbindekinetik naheliegt. Ein hybrides Verhalten von EXA kann damit anhand der Ergebnisse für den Parameter Fließverhalten nicht festgestellt werden.

Polyethermaterialien erzielen aufgrund ihrer rheologischen Eigenschaften mit Snapset auch unter klinisch schwierigen Bedingungen stabile Resultate (McCabe und Arikawa 1998). IMP (24,2 mm; 19,1 mm) bestätigt dies im vorliegenden Rahmen, wobei die beobachteten Unterschiede im Vergleich zu den Silikonen und Hybriden signifikant ( $p < 0,05$ ) sind.

Die Einschätzung der Fließfähigkeit unter klinischen Bedingungen erfordert neben hohen absoluten Messwerten auch ein konstantes Fließvermögen während der gesamten Verarbeitungszeit. Grundsätzlich zeigen jedoch alle untersuchten Materialien einen Abfall der Flossenhöhen zwischen  $t_1$  und  $t_2$ . Am deutlichsten ist dies für RSI (26,2 mm; 6,9 mm) zu beobachten. Je weiter die Vernetzung der Monomere im Rahmen der Abbindereaktion fortschreitet, umso höher ist auch der Widerstand, den das entstandene Polymer gegenüber dem Eindringen in enge Sulci entwickelt. Die Differenzwerte belegen, dass lediglich IDE ( $\Delta h = 2,0$  mm), PAN (1,1 mm) und IMP (5,1 mm) diesen Effekt wirkungsvoll kompensieren. Ihr Einsatz führt auch bei zeitlichen Verzögerungen während der Abformung nicht zu einem signifikant verschlechterten Fließverhalten. Subgingival gelegene Präparationsränder können somit auch am Ende der vom Hersteller bestimmten Verarbeitungszeit noch sicher erfasst werden.

Die Hypothese des überlegenen Fließverhaltens der Polyether (Richter et al. 2004) kann anhand der Ergebnisse von IDE und PAN (15,6 mm; 14,5 mm) nicht bestätigt werden.

Die Fließfähigkeit eines elastomeren Abformmaterials ist als multifaktorielles Geschehen zu werten. Abbindekinetik, Viskosität und Thixotropie sind mögliche Einflussgrößen, die den klinischen Erfolg einer Abformung mitbestimmen. Daher sollte die Beurteilung des Fließvermögens neben dem Haifischflossentest zusätzlich auch über rheologische Untersuchungen erfolgen. Der von VON PASTAU (2009) entwickelte Versuchsaufbau erscheint in diesem Zusammenhang besonders geeignet.

## 6.2. Benetzungsverhalten

Die Messung von Kontaktwinkeln am liegenden Flüssigkeitstropfen gilt als Standardmethode zur Beurteilung des Benetzungsverhaltens elastomerer Abformwerkstoffe. Im Vergleich zur Methodik nach WILHELMY ist in vorliegender Arbeit der Kontaktwinkel als Messgröße der direkten Beobachtung zugänglich und muss nicht über eine Näherungsgleichung errechnet werden. Zudem enthält die WILHELMY-Formel die Oberflächenspannung der verwendeten Flüssigkeit, welche sich in Folge der Tensidwirkung lokal stetig ändert.

Die Dicke der eingesetzten Abformmassenschicht und das Volumen des Tropfens beeinflussen die Messergebnisse nicht (Kugel et al. 2007). Das Mengenverhältnis zwischen dem eingesetzten Elastomer und der verwendeten Flüssigkeit sowie die Umgebungstemperatur und Luftfeuchte orientieren sich an der klinischen Situation. Durch Nutzung eines automatischen Dosiersystems können Fehler in Folge zu hoher oder zu niedriger Tropfenvolumina ausgeschlossen werden. Für jede Messreihe wird ein separater Tropfen platziert, sodass auch eine Akkumulation von oberflächenaktiven Substanzen nicht zu einer Verfälschung nachfolgender Aufnahmen führt. Dabei ermöglicht eine hochauflösende Optik die sichere Beurteilung der initialen Kontaktphase und zeichnet den Verlauf der entsprechenden Winkel über die gesamte Verarbeitungszeit hinweg auf. Somit können auch schnell ablaufende Veränderungen im Benetzungsverhalten sichtbar gemacht und mit Hilfe des angeschlossenen Auswerteprogramms sicher beurteilt werden.

Die hohe zeitliche Auflösung der durchgeführten Messreihen ergab Funktionsgraphen, die nicht mehr dem von RUPP ET AL. (2005) formulierten Verlauf entsprachen. Eine Approximierung und Auswertung in exponentieller Form wurde daher in dieser Arbeit nicht vorgenommen.

Die ermittelten Ergebnisse lassen sich aufgrund der veränderten Auswertesystematik nur in begrenztem Umfang mit den Werten der Literatur vergleichen. RUPP ET AL. (2005) zeigten, dass signifikante Unterschiede im Benetzungsverhalten existieren, die sich besonders anhand der initialen Kontaktwinkel manifestieren. Die konventionellen Silikone RSI (115,3°; 118,9°), HYD (103,8°; 121,0°) und AQU (121,7°; 123,4°) sowie der Hybridwerkstoff EXA (114,8°; 117,8°) weisen ein deutlich hydrophobes Verhalten mit initialen Kontaktwinkeln  $> 90^\circ$  auf.

Untersuchungen von BALKENHOL ET AL. (2009) und RUPP ET AL. (2005) zeigen generalisiert niedrigere Initialkontaktwinkel. Im Gegensatz zur vorliegenden Messmethodik wurden dabei Auflösungsraten von  $\leq 1$  Bild/Sekunde verwendet, die eine Beurteilung der Tropfengeometrien erstmals nach  $\geq 3$  s ermöglichten. Weiterführende Studien sind notwendig, um den Einfluss der verwendeten Bildrate auf die Messwerte und deren klinische Aussagekraft zu ermitteln.

Ein initial hydrophiles Verhalten zeigen lediglich die Materialien IDE (34,6°; 37,8 °), PAN (40,8°; 28,0°) und IMP (70,1°; 63,6°). Die Unterschiede zwischen IDE und PAN sowie den übrigen getesteten Materialien sind signifikant ( $p < 0,01$ ). Bei Kontakt mit einem Flüssigkeitstropfen zeigen sie eine annähernd vollständige Benetzung, die sich in  $< 3$  s nach Absetzen des Tropfens ausbildet und den Einsatz hochauflösender Kameraoptiken erfordert. PAN zeigt im Vergleich zu früheren Untersuchungen ein signifikant verbessertes Benetzungsverhalten, das auf eine Modifikation der verwendeten Tensidzusammensetzung seit 2005 hindeutet. IMP bestätigt die initial hydrophilen Eigenschaften der Polyether, die sich bereits aus ihrem chemischen Aufbau ergeben (German et al. 2008). Im Vergleich zu den konventionellen Silikonen bietet IMP damit weiterhin deutliche Vorteile bei der Abformung eines klinisch feuchten Sulcus alveolaris. Moderne Tensidsysteme, wie sie bei IDE und PAN verwendet werden, kompensieren jedoch die fehlende intrinsische Hydrophilie und sind aufgrund ihrer geringen Latenzzeit dem Polyether IMP mittlerweile überlegen.

Nach RUPP ET AL. (2005) können die höheren Hydrophilierungsgeschwindigkeiten der Silikone ihre Nachteile in der initialen Kontaktphase zumindest in Teilen ausgleichen. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass die konventionellen Silikone mit einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von durchschnittlich 6,8 °/s (3,8 °/s) auch bei höherer zeitlicher Auflösung den Polyether (3 °/s; 2,2 °/s) übertreffen. Erneut sind dabei die Unterschiede zu den Materialien IDE (60,7 °/s; 53,7 °/s) und PAN (75,6 °/s; 40,5 °/s) signifikant ( $p < 0,01$ ). Der Wirkungseintritt tensidogener Substanzen (Mondon und Ziegler 2003) erfolgt bei diesen Werkstoffen um den Faktor zehn schneller als bei den übrigen Materialien im Test. IDE und PAN weisen somit im Laborversuch ein signifikant überlegenes Benetzungsverhalten auf. Weiterführende klinische Untersuchungen müssen jedoch zeigen, ob die in-vitro ermittelten Differenzen unter den Materialien auch in-vivo bestehen und das klinische Abformergebnis beeinflussen.

Die zeitabhängigen Darstellungen der Kontaktwinkel zeigen Bereiche mit sinuswellenartigen Verläufen und kleiner Amplitude. Diese Schwankungen der Tropfenkontur weisen auf die konkurrierenden Kräfte von Tensidwirkung und Grenzflächenspannung hin. In der Flüssigkeit entsteht zunächst ein dynamisches Gleichgewicht, bevor die Tensidwirkung ausreicht, um eine völlige Spreitung des Tropfens zu induzieren. Während bei IDE und PAN diese Prozesse in einem bestimmten Zeitbereich (0,25 s-1,0 s) kontinuierlich ablaufen, treten sie bei RSI und AQU schlagartig auf und verursachen ein eher sprunghaftes Absinken der Kontaktwinkel (Hydrophilie-Snap).

Der bivalente Charakter von IDE lässt sich anhand seines Benetzungsverhaltens nachvollziehen. Reine Polyether zeigen ein initial hydrophiles Verhalten über die gesamte Verarbeitungszeit mit dafür geringen Hydrophilierungsgeschwindigkeiten. Das konventionelle Silikon AQU ist initial hydrophob. Erst die Akkumulation von oberflächenaktiven Substanzen bewirkt eine Kinetik der Hydrophilierung, die jedoch schneller als bei den Polyethermaterialien abläuft. IDE dagegen zeigt eine ausgeprägte initiale Hydrophilie in Verbindung mit den höchsten Winkelgeschwindigkeiten im Test. Der Hybridwerkstoff vereint demnach eindeutige Charakteristika der Silikone mit denen der Polyether und somit „*das Beste aus zwei Welten*“.

### 6.3. Dimensionsstabilität

Die dreidimensionale Erfassung geometrischer Formen durch Digitalisierverfahren bildet einen geeigneten Ansatz zur Bestimmung werkstoffwissenschaftlicher Kenngrößen. Dabei gelingt die sichere Erfassung dentaler Oberflächenstrukturen mit berührungsfreien optischen Systemen, die aufgenommene Einzelpunkte mit triangulierenden Verfahren in ein Flächennetz überführen. Im Vergleich zur polynominalen Methodik sind derartige Verfahren unempfindlicher gegenüber Fehlern, die sich nachfolgend nur bedingt kompensieren lassen (Quaas et al. 2006a). Die verwendete Software ist zertifiziert (Franke 2004) und ermöglicht die sichere Beurteilung von Form- und Lagetoleranzen im zwei- und dreidimensionalen Raum. Systembedingte Abweichungen liegen dabei unter  $0,1 \mu\text{m}$ .

Dreidimensionale Analyseverfahren berücksichtigen die räumliche Ausdehnung der Prüfkörper bei der Berechnung von Dimensionsabweichungen. Dabei führt die bloße Mittelung aller Messpunkte jedoch zu Aussagen minderer klinischer Relevanz. KOLBECK ET AL. (2005) definierten die zirkulären Präparationsinnenwinkel bei der Betrachtung eines präparierten Molaren zur „*Region of Interest*“. Die indirekte Herstellung von prothetischen Restaurationen erfordert eine präzise Wiedergabe der Okklusalfäche. Dimensionsschwankungen im cervikalen Bereich können in gewissen Grenzen toleriert werden. Der entwickelte PDP<sub>10</sub>-Index nimmt daher eine Gewichtung der Messstellen anhand der idealisierten statischen Kontaktpunkte der Aufwachstechnik von PAYNE und LUNDEEN (1966) vor. Er eignet sich damit zur Quantifizierung des räumlichen Dimensionsverhaltens (Schäfer et al. 2010).

Wie für die Doppelmischtechnik typisch (Luthardt 2002, Rudolph et al. 2005), sind stark gekrümmte Kurvaturen vor allem im Bereich der zirkulären Glattflächen leicht verkleinert dargestellt bei insgesamt zu breiten mesiodistalen Kronendiametern. Cervikale Bereiche werden bei der Entnahme der Abformnegative über die Unterschnitte der Zahnreihe am stärksten deformiert, sodass dort die größten Abweichungen von der Referenz auftreten. Die von den Herstellern angegebenen Rückstellzeiten vor Beginn der Modellherstellung sind daher unbedingt einzuhalten.

Um Restaurationen zu fertigen, die weder in der statischen noch in der dynamischen Okklusion Frühkontakte aufweisen, empfiehlt es sich Werkstoffe zur Abformung zu verwenden, die das okklusale Relief verzerrungsfrei wiedergeben. Betrachtet man dazu die PDP<sub>10</sub>-Werte der getesteten Materialien, so zeigen sich deutliche Unterschiede. Die Hybridmaterialien IDE (77,3%) und EXA (61,3%) weisen im Vergleich zu den konventionellen Silikonen (36,9%) und dem Polyether IMP (29,3%) signifikant höhere PDP<sub>10</sub>-Werte auf. PAN (90,7%) reproduziert die okklusale Morphologie in annähernd exakter Übereinstimmung mit der Referenz und erzielt dabei sowohl absolut als auch innerhalb der Silikongruppe die signifikant ( $p < 0,05$ ) besten Ergebnisse. RUDOLPH ET AL. (2005) fanden für IMP maximale Dimensionsabweichungen von  $\pm 60 \mu\text{m}$ , die im vorliegenden Rahmen anhand der farbcodierten Differenzbilder bestätigt und über den PDP<sub>10</sub>-Index präzisiert werden konnten. Die oftmals formulierte Schlussfolgerung, wonach Polyether aufgrund ihrer vorteilhaften Fließ- und Benetzungseigenschaften auch eine präzise Dimensionswiedergabe ermöglichen (German et al. 2008), muss anhand der Ergebnisse dieser Arbeit kritisch hinterfragt werden. Mit IDE und PAN stehen Materialien zur Verfügung, die aufgrund ihres modifizierten chemischen Aufbaus und/oder der zugesetzten Tensidsysteme eine signifikant höhere Dimensionsstabilität bei konstant hohen Fließ- und Benetzungsparametern bieten.

Die Abformung unter ideal getrockneten Bedingungen kann die Situation der klinischen Praxis, vor allem bei subgingivaler Lage der Präparationsgrenzen und einer Restfeuchtigkeit der exponierten Dentinoberflächen, jedoch nur bedingt simulieren. Die direkte Übertragbarkeit der erzielten Ergebnisse sollte daher in weiterführenden klinisch-orientierten Studien gesichert werden.

#### 6.4. Korrelationen

BALKENHOL ET AL. (2009) konnten keinen messbaren Zusammenhang zwischen den Ergebnissen des Haifischflossentests und der Dimensionsstabilität elastomerer Abformwerkstoffe ermitteln. So zeigen auch die vorliegenden Ergebnisse unter Einbeziehung aller getesteten Abformmaterialien lediglich schwache Korrelationen ( $\rho = 0,167$ ) der Parameter Flossenhöhe und PDP<sub>10</sub>-Index.

Der initiale Kontaktwinkel eines Abformwerkstoffes hingegen korreliert auf signifikantem Niveau mit seinem Fließverhalten ( $\rho = 0,390$ ) und mit der Dimensionsstabilität ( $\rho = 0,566$ ). Dabei erlaubt der Haifischflossentest Aussagen darüber, wie weit ein Abformmaterial in den Sulcus alveolaris vordringen kann. Dort trifft es unter klinischen Bedingungen stets auf feuchte Gewebeoberflächen, die entsprechend der Elastomerchemie zu einer Benetzungs- oder Entnetzungsreaktion führen. Die Korrelationsanalyse nach SPEARMAN zeigt, dass die Qualität des hergestellten Gipsmodells entscheidend von der Ausbildung eines kleinen initialen Kontaktwinkels abhängt. Die Fließ- und Benetzungscharakteristika des zur Abformung verwendeten Materials bedingen damit die Fertigung passfähiger und spannungsfrei sitzender prothetischer Restaurationen.

Die Güte einer Abformung kann anhand der Darstellung infragingivaler Präparationsränder beurteilt werden. Die bloße Fähigkeit eines Abformwerkstoffes diese zu erreichen, bedeutet dabei jedoch nicht, dass die tatsächlichen Dimensionen auch korrekt wiedergegeben werden. Es empfiehlt sich daher Elastomere einzusetzen, die neben konstant hohem Fließvermögen auch eine intrinsische sowie durch Tensidsysteme begünstigte Hydrophilie aufweisen. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung erfüllen die Materialien IDE und PAN diese Forderungen.



## 7. Schlussfolgerungen

- Der Haifischflossentest eignet sich in seiner gegenwärtigen Form zur quantitativen Beschreibung des Fließverhaltens unter Druck, wobei die tatsächliche klinische Aussagekraft anhand rheologischer Untersuchungen zu überprüfen ist.
- Die Evaluierung des Benetzungsverhaltens über die Parametertrias Initiale Hydrophilie, Kinetik der Hydrophilierung und Gleichgewicht der Hydrophilierung liefert ein detailliertes Abbild der Benetzungsvorgänge zwischen elastomeren Abformwerkstoffen und oralen Fluiden. Die verwendete zeitliche Auflösung muss dabei der Kinetik des untersuchten Werkstoffes gerecht werden.
- Im Vergleich zu den konventionellen Silikonen bietet IMP weiterhin deutliche Vorteile bei der Abformung eines klinisch feuchten Sulcus alveolaris. Moderne Tensidsysteme, wie sie bei IDE und PAN verwendet werden, kompensieren eine fehlende intrinsische Hydrophilie und übertreffen dabei die Benetzungseigenschaften der Polyethermaterialien aufgrund ihrer geringen Latenzzeit.
- Der PDP<sub>10</sub>-Index quantifiziert die Dimensionsstabilität elastomerer Abformmaterialien unter Beachtung der komplexen dentalen Morphologie. Hohe PDP<sub>10</sub>-Werte weisen auf eine korrekte Wiedergabe der Okklusalfäche besonders im Bereich statischer Kontaktpunkte hin.
- Es besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Benetzungsverhalten eines Elastomers, seinem Fließverhalten und der daraus resultierenden Dimensionsstabilität. Je besser ein Abformwerkstoff den Sulcus alveolaris erreicht und dort feuchte Zahnstrukturen benetzt, umso eher lassen sich passfähige prothetische Restaurationen auf den erhaltenen Modellen herstellen.
- IDE und PAN können aufgrund der vorliegenden Ergebnisse uneingeschränkt für den Einsatz in der klinischen Praxis empfohlen werden. Der bivalente Charakter von Hybridwerkstoffen lässt sich dabei einzig bei IDE eindeutig nachweisen. EXA kann anhand der erzielten Ergebnisse eher den klassischen additionsvernetzenden Silikonen zugeordnet werden.

## 8. Anhang

### 8.1. Fließverhalten

#### 35 Sekunden nach Mischbeginn

**Tabellen 33-39:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Höhe der Haifischflosse 35 s nach Mischbeginn, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Gruppe			p
1	2	3	
Hybride	Silikone	Polyether	0,061

Gruppe		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
Hybrid	Polyether	0,002	3	0,006
A-Silikon	Polyether	0,089	1	0,089
Hybrid	A-Silikon	0,912	1	0,912

Material		p
1	2	
IDE	EXA	0,009

Material				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
PAN	RSI	0,009	6	0,054
PAN	HYD	0,009	3	0,027
PAN	AQU	0,009	3	0,027
RSI	HYD	0,009	3	0,027
RSI	AQU	0,009	2	0,018
HYD	AQU	0,009	1	0,009

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
IDE	EXA	0,009	21	0,189
IDE	PAN	0,009	15	0,135
IDE	RSI	0,009	15	0,135
IDE	HYD	0,009	15	0,135
IDE	AQU	0,009	15	0,135
IDE	IMP	0,009	15	0,135
EXA	PAN	0,009	15	0,135
EXA	RSI	0,009	11	0,099
EXA	AQU	0,009	11	0,099
EXA	IMP	0,009	11	0,099
PAN	RSI	0,009	11	0,099
PAN	HYD	0,009	10	0,090
PAN	AQU	0,009	9	0,081
PAN	IMP	0,009	7	0,063
RSI	HYD	0,009	7	0,063
RSI	AQU	0,009	6	0,054
RSI	IMP	0,009	5	0,045
HYD	AQU	0,009	4	0,036
HYD	IMP	0,009	3	0,027
AQU	IMP	0,009	2	0,018
EXA	HYD	0,036	1	0,036

**Ende der Verarbeitungszeit**

**Tabellen 40-46:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Höhe der Haifischflosse am Ende der Verarbeitungszeit, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Gruppe			p
1	2	3	
Hybride	Silikone	Polyether	0,000

Gruppe		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
A-Silikon	Polyether	0,001	3	0,003
Hybrid	Polyether	0,002	1	0,002
Hybrid	A-Silikon	0,028	1	0,028

Material		p
1	2	
IDE	EXA	0,009

Material				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,001

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
PAN	RSI	0,009	6	0,054
PAN	HYD	0,009	3	0,027
PAN	AQU	0,009	3	0,027
RSI	HYD	0,009	3	0,027
RSI	AQU	0,009	2	0,018
HYD	AQU	0,074	1	0,074

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
IDE	EXA	0,009	21	0,189
IDE	PAN	0,009	15	0,135
IDE	RSI	0,009	15	0,135
IDE	HYD	0,009	15	0,135
IDE	AQU	0,009	15	0,135
IDE	IMP	0,009	15	0,135
EXA	PAN	0,009	15	0,135
EXA	RSI	0,009	11	0,099
EXA	HYD	0,009	11	0,099
EXA	AQU	0,009	11	0,099
EXA	IMP	0,009	11	0,099
PAN	RSI	0,009	10	0,090
PAN	HYD	0,009	9	0,081
PAN	AQU	0,009	7	0,063
PAN	IMP	0,009	7	0,063
RSI	HYD	0,009	6	0,054
RSI	AQU	0,009	5	0,045
RSI	IMP	0,009	4	0,036
HYD	IMP	0,009	3	0,027
AQU	IMP	0,009	2	0,018
HYD	AQU	0,074	1	0,074

**Differenzen**

**Tabellen 47-53:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Höhe der Haifischflosse zwischen 35 s nach Mischbeginn und am Ende der Verarbeitungszeit, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Materialien		p
1	2	
IDE	EXA	0,005

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
IDE	0,042	1	0,042
EXA	0,043	1	0,043

Materialien				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,000

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
RSI	0,042	3	0,126
AQU	0,042	2	0,084
PAN	0,043	1	0,043
HYD	0,043	1	0,043

Material	p
IMP	0,042

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
IDE	0,042	6	0,252
EXA	0,043	5	0,215
PAN	0,043	4	0,172
RSI	0,042	3	0,126
HYD	0,042	2	0,084
AQU	0,043	1	0,043
IMP	0,043	1	0,043

## 8.2. Benetzungsverhalten

### 8.2.1. Initiale Hydrophilie

#### 35 Sekunden nach Mischbeginn

**Tabellen 54-60:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Initiale Hydrophilie 35 s nach Mischbeginn, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Gruppe			p
1	2	3	
Hybride	Silikone	Polyether	0,147

Gruppe		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
A-Silikon	Polyether	0,089	3	0,267
Hybrid	A-Silikon	0,147	1	0,147
Hybrid	Polyether	1	1	1

Material		p
1	2	
IDE	EXA	0,009

Material				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,001

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
PAN	RSI	0,009	3	0,027
PAN	HYD	0,009	3	0,027
PAN	AQU	0,009	3	0,027
RSI	HYD	0,009	3	0,027
HYD	AQU	0,009	2	0,018
RSI	AQU	0,028	1	0,028

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
IDE	EXA	0,009	15	0,135
IDE	RSI	0,009	15	0,135
IDE	HYD	0,009	15	0,135
IDE	AQU	0,009	15	0,135
IDE	IMP	0,009	15	0,135
EXA	PAN	0,009	15	0,135
EXA	HYD	0,009	15	0,135
EXA	IMP	0,009	11	0,099
PAN	RSI	0,009	11	0,099
PAN	HYD	0,009	11	0,099
PAN	AQU	0,009	11	0,099
PAN	IMP	0,009	10	0,090
RSI	HYD	0,009	9	0,081
RSI	IMP	0,009	7	0,063
HYD	AQU	0,009	7	0,063
HYD	IMP	0,009	6	0,054
AQU	IMP	0,009	5	0,045
RSI	AQU	0,028	4	0,112
EXA	AQU	0,047	3	0,141
IDE	PAN	0,117	2	0,234
EXA	RSI	0,465	1	0,465



**Ende der Verarbeitungszeit**

**Tabellen 61-67:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter *Initiale Hydrophilie am Ende der Verarbeitungszeit*, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Gruppe			p
1	2	3	
Hybride	Silikone	Polyether	0,205

Gruppe		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
Hybrid	A-Silikon	0,235	3	0,705
A-Silikon	Polyether	0,89	1	0,89
Hybrid	Polyether	1	1	1

Material		p
1	2	
IDE	EXA	0,009

Material				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,006

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
PAN	RSI	0,009	3	0,027
PAN	HYD	0,009	3	0,027
PAN	AQU	0,009	3	0,027
RSI	AQU	0,028	3	0,084
HYD	AQU	0,465	2	0,93
RSI	HYD	0,754	1	0,754

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
IDE	EXA	0,009	15	0,135
IDE	RSI	0,009	15	0,135
IDE	HYD	0,009	15	0,135
IDE	AQU	0,009	15	0,135
IDE	IMP	0,009	15	0,135
EXA	PAN	0,009	15	0,135
EXA	IMP	0,009	15	0,135
PAN	RSI	0,009	11	0,099
PAN	HYD	0,009	11	0,099
PAN	AQU	0,009	11	0,099
PAN	IMP	0,009	11	0,099
RSI	IMP	0,009	10	0,090
HYD	IMP	0,009	9	0,081
AQU	IMP	0,009	7	0,063
IDE	PAN	0,016	7	0,112
EXA	AQU	0,028	6	0,168
RSI	AQU	0,028	5	0,14
EXA	HYD	0,465	4	1,86
HYD	AQU	0,465	3	1,395
RSI	HYD	0,754	2	1,508
EXA	RSI	0,917	1	0,917

**Differenzen**

**Tabellen 68-74:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter *Initiale Hydrophilie* zwischen 35 s nach Mischbeginn und am Ende der Verarbeitungszeit, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Materialien		p
1	2	
IDE	EXA	0,013

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
EXA	0,043	1	0,043
IDE	0,225	1	0,225

Materialien				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,332

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
HYD	0,043	4	0,172
PAN	0,08	3	0,24
RSI	0,08	2	0,16
AQU	0,5	1	0,5

Material	p
IMP	0,080

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,201

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
EXA	0,043	7	0,301
HYD	0,043	6	0,258
PAN	0,08	5	0,4
RSI	0,08	4	0,32
IMP	0,08	3	0,24
IDE	0,225	2	0,45
AQU	0,5	1	0,5

## 8.2.2. Kinetik der Hydrophilierung

### 35 Sekunden nach Mischbeginn

**Tabellen 75-81:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Kinetik der Hydrophilierung 35 s nach Mischbeginn, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Gruppe			p
1	2	3	
Hybride	Silikone	Polyether	0,002

Gruppe		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
A-Silikon	Polyether	0,001	1	0,001
Hybrid	Polyether	0,002	1	0,002
Hybrid	A-Silikon	0,416	1	0,416

Material		p
1	2	
IDE	EXA	0,009

Material				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,001

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
PAN	RSI	0,009	3	0,027
PAN	HYD	0,009	3	0,027
PAN	AQU	0,009	3	0,027
RSI	HYD	0,009	3	0,027
RSI	AQU	0,009	2	0,018
HYD	AQU	0,249	1	0,249

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
AQU	IMP	0,008	15	0,120
IDE	EXA	0,009	15	0,135
IDE	RSI	0,009	15	0,135
IDE	HYD	0,009	15	0,135
IDE	AQU	0,009	15	0,135
IDE	IMP	0,009	15	0,135
EXA	PAN	0,009	15	0,135
EXA	RSI	0,009	11	0,099
EXA	AQU	0,009	11	0,099
EXA	IMP	0,009	11	0,099
PAN	RSI	0,009	11	0,099
PAN	HYD	0,009	10	0,090
PAN	AQU	0,009	9	0,081
PAN	IMP	0,009	7	0,063
RSI	HYD	0,009	7	0,063
RSI	AQU	0,009	6	0,054
RSI	IMP	0,009	5	0,045
HYD	IMP	0,009	4	0,036
EXA	HYD	0,012	3	0,036
IDE	PAN	0,175	2	0,350
HYD	AQU	0,249	1	0,249

**Ende der Verarbeitungszeit**

**Tabellen 82-88:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Kinetik der Hydrophilierung am Ende der Verarbeitungszeit, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Gruppe			p
1	2	3	
Hybride	Silikone	Polyether	0,010

Gruppe		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
Hybrid	Polyether	0,003	1	0,003
A-Silikon	Polyether	0,035	1	0,035
Hybrid	A-Silikon	0,113	1	0,113

Material		p
1	2	
IDE	EXA	0,009

Material				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
PAN	RSI	0,009	3	0,027
PAN	HYD	0,009	3	0,027
PAN	AQU	0,009	3	0,027
RSI	HYD	0,009	3	0,027
RSI	AQU	0,009	2	0,018
HYD	AQU	0,009	1	0,009

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
IDE	EXA	0,009	15	0,135
IDE	PAN	0,028	15	0,420
IDE	RSI	0,009	15	0,135
IDE	HYD	0,009	15	0,135
IDE	AQU	0,009	15	0,135
IDE	IMP	0,009	15	0,135
EXA	PAN	0,009	15	0,135
EXA	RSI	0,009	11	0,135
EXA	HYD	0,009	11	0,099
EXA	AQU	0,009	11	0,099
EXA	IMP	0,016	11	0,176
PAN	RSI	0,009	10	0,090
PAN	HYD	0,009	9	0,081
PAN	AQU	0,009	7	0,063
PAN	IMP	0,009	7	0,063
RSI	HYD	0,009	6	0,054
RSI	AQU	0,009	5	0,045
RSI	IMP	0,009	4	0,036
HYD	AQU	0,009	3	0,027
HYD	IMP	0,009	2	0,018
AQU	IMP	0,175	1	0,175

**Differenzen**

**Tabellen 89-95:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Kinetik der Hydrophilierung zwischen 35 s nach Mischbeginn und am Ende der Verarbeitungszeit, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Materialien		p
1	2	
IDE	EXA	0,093

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
EXA	0,080	2	0,160
IDE	0,345	1	0,345

Materialien				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,002

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
AQU	0,042	3	0,126
RSI	0,043	2	0,086
PAN	0,080	1	0,080
HYD	0,080	1	0,080

Material	p
IMP	0,043

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
AQU	0,042	6	0,252
RSI	0,043	5	0,215
IMP	0,043	4	0,172
EXA	0,080	3	0,240
PAN	0,080	2	0,160
HYD	0,080	1	0,080
IDE	0,345	1	0,345



### 8.2.3. Gleichgewicht der Hydrophilierung

#### 35 Sekunden nach Mischbeginn

Tabellen 96-102: Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Gleichgewicht der Hydrophilierung 35 s nach Mischbeginn, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Gruppe			p
1	2	3	
Hybride	Silikone	Polyether	0,017

Gruppe		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
A-Silikon	Polyether	0,001	1	0,001
Hybrid	A-Silikon	0,378	1	0,378
Hybrid	Polyether	0,458	1	0,458

Material		p
1	2	
IDE	EXA	0,009

Material				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
PAN	RSI	0,008	3	0,024
PAN	HYD	0,008	3	0,024
RSI	HYD	0,008	3	0,024
PAN	AQU	0,009	3	0,027
RSI	AQU	0,009	2	0,018
HYD	AQU	0,009	1	0,009

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
IDE	RSI	0,008	15	0,120
IDE	HYD	0,008	15	0,120
IDE	IMP	0,008	15	0,120
EXA	RSI	0,008	15	0,120
EXA	HYD	0,008	15	0,120
PAN	RSI	0,008	15	0,120
PAN	HYD	0,008	15	0,120
PAN	IMP	0,008	11	0,088
RSI	HYD	0,008	11	0,088
RSI	IMP	0,008	11	0,088
HYD	IMP	0,008	11	0,088
IDE	EXA	0,009	10	0,090
IDE	AQU	0,009	9	0,081
EXA	PAN	0,009	7	0,063
EXA	AQU	0,009	7	0,063
PAN	AQU	0,009	6	0,054
RSI	AQU	0,009	5	0,045
HYD	AQU	0,009	4	0,036
AQU	IMP	0,020	3	0,060
IDE	PAN	0,112	2	0,224
EXA	IMP	0,160	1	0,160

**Ende der Verarbeitungszeit**

**Tabellen 103-109:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Gleichgewicht der Hydrophilierung am Ende der Verarbeitungszeit, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Gruppe			p
1	2	3	
Hybride	Silikone	Polyether	0,326

Gruppe		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
A-Silikon	Polyether	0,089	3	0,267
Hybrid	A-Silikon	0,481	1	0,481
Hybrid	Polyether	1,000	1	1,000

Material		p
1	2	
IDE	EXA	0,008

Material				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,001

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
PAN	RSI	0,009	3	0,027
PAN	HYD	0,009	3	0,027
PAN	AQU	0,009	3	0,027
RSI	AQU	0,009	3	0,027
HYD	AQU	0,009	2	0,018
RSI	HYD	0,600	1	0,600

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
IDE	EXA	0,008	15	0,120
IDE	RSI	0,008	15	0,120
IDE	HYD	0,008	15	0,120
IDE	AQU	0,008	15	0,120
IDE	IMP	0,008	15	0,120
EXA	PAN	0,009	15	0,135
EXA	HYD	0,009	15	0,135
EXA	AQU	0,009	11	0,099
EXA	IMP	0,009	11	0,099
PAN	RSI	0,009	11	0,099
PAN	HYD	0,009	11	0,099
PAN	AQU	0,009	10	0,090
PAN	IMP	0,009	9	0,081
RSI	AQU	0,009	7	0,063
RSI	IMP	0,009	7	0,063
HYD	AQU	0,009	6	0,054
HYD	IMP	0,009	5	0,045
AQU	IMP	0,009	4	0,036
IDE	PAN	0,066	3	0,198
RSI	HYD	0,066	2	0,198
EXA	RSI	0,917	1	0,917

**Differenzen**

**Tabellen 110-116:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Gleichgewicht der Hydrophilierung zwischen 35 s nach Mischbeginn und am Ende der Verarbeitungszeit, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Materialien		p
1	2	
IDE	EXA	0,005

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
IDE	0,043	1	0,043
EXA	0,043	1	0,043

Materialien				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,000

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
HYD	0,039	3	0,117
RSI	0,043	2	0,086
AQU	0,043	1	0,043
PAN	0,080	1	0,080

Material	p
IMP	0,043

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

Material	p	HOLM Koeffizient	p korrigiert
HYD	0,039	6	0,234
IDE	0,043	5	0,215
EXA	0,043	4	0,172
RSI	0,043	3	0,129
AQU	0,043	2	0,086
IMP	0,043	1	0,043
PAN	0,080	1	0,080

### 8.3. Dimensionsstabilität

**Tabellen 117-122:** Ergebnisse der Signifikanzanalysen für den Parameter Dimensionsstabilität, grau hinterlegte Zellen sind statistisch signifikant auf einem Niveau von  $\alpha = 0,05$

Gruppe			p
1	2	3	
Hybride	Silikone	Polyether	0,005

Gruppe		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
Hybrid	Polyether	0,002	3	0,006
Hybrid	A-Silikon	0,03	1	0,03
A-Silikon	Polyether	0,07	1	0,07

Material		p
1	2	
IDE	EXA	0,013

Material				p
1	2	3	4	
PAN	RSI	HYD	AQU	0,002

Material		p	SHAFFER Koeffizient	p korrigiert
1	2			
PAN	HYD	0,008	6	0,048
PAN	AQU	0,008	3	0,024
PAN	RSI	0,011	3	0,033
RSI	AQU	0,013	3	0,039
HYD	AQU	0,049	2	0,098
RSI	HYD	0,316	1	0,316

Material							p
1	2	3	4	5	6	7	
IDE	EXA	PAN	RSI	HYD	AQU	IMP	0,000

## Literatur- und Quellenverzeichnis

1. **Bader F, Setz J.** 1991. Wettability and accuracy of reproduction of impression materials. Dtsch Zahnarztl Z, 46 (5):346-348.
2. **Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B.** 2007a. Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. Int J Prosthodont, 20 (6):573-575.
3. **Balkenhol M, Eichhorn M, Wöstmann B.** 2009. Contact angles of contemporary type 3 impression materials. Int J Prosthodont, 22 (4):396-398.
4. **Balkenhol M, Wöstmann B, Kanehira M, Finger WJ.** 2007b. Shark fin test and impression quality: a correlation analysis. J Dent, 35 (5):409-415.
5. **Benchimol J, Perry R, Kugel G, Hallas M.** 2005a. Impression Materials Flow with 2mm Slit after 25sec. J Dent Res, 84 (Spec Iss A):3083.
6. **Benchimol J, Perry R, Kugel G, Ferreira S.** 2005b. Impression Materials Flow with 2mm Slit at End-Working-Time. J Dent Res, 84 (Spec Iss A):3048.
7. **Benchimol J, Perry R, Kugel G, Hoffman J.** 2005c. Impression Materials Flow with 1mm Slit at End-Working-Time. J Dent Res, 84 (Spec Iss A):3082.
8. **Berger HJ, Marxkors R, Meiners H.** 1973. Abformgenauigkeit bei ringlosen Abdrücken. Dtsch Zahnarztl Z, 28:1051-1054.
9. **Bergmann H, Korber E.** 1966. Studies on new impression materials for crowns and bridges. Dtsch Zahnarztl Z, 21 (8):944-948.
10. **Biffar R.** 1991. Evaluation of crown margins in fixed prosthodontics. Dtsch Zahnarztl Z, 46 (8):523-525.
11. **Biffar R, Bittner B.** 1989. Effects of different tray types on the resulting impression. Dtsch Zahnarztl Z, 44 (8):624-627.
12. **Boening KW, Walter MH, Schuette U.** 1998. Clinical significance of surface activation of silicone impression materials. J Dent, 26 (5-6):447-452.
13. **Bomberg TJ, Hatch RA, Hoffman W.** 1985. Impression material thickness in stock and custom trays. J Prosthet Dent, 54 (2):170-172.
14. **Borchers L, Eichner K, Kappert HF.** 2005. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 8. Aufl. Stuttgart u.a.: Thieme.
15. **Breuckmann B.** 1993. Bildverarbeitung und optische Meßtechnik in der industriellen Praxis. München: Franzis.

16. **Carrotte PV, Johnson A, Winstanley RB.** 1998. The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work-an investigation and review. *Br Dent J*, 185 (11-12):580-585.
17. **Cayouette MJ, Burgess JO, Jones RE, Jr., Yuan CH.** 2003. Three-dimensional analysis of dual-arch impression trays. *Quintessence Int*, 34 (3):189-198.
18. **Ceyhan JA, Johnson GH, Lepe X.** 2003. The effect of tray selection, viscosity of impression material, and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent*, 90 (2):143-149.
19. **Chapman JL, Cote R, Burgess JO.** 2005. The Sharkfin Test for heavy and light body impression materials. *J Dent Res*, 84 (Spec Iss A):1899.
20. **Chong YH, Soh G, Setchell DJ, Wickens JL.** 1990. Relationship between contact angles of die stone on elastomeric impression materials and voids in stone casts. *Dent Mater*, 6 (3): 162-166.
21. **Craig RG.** 1988. Review of dental impression materials. *Adv Dent Res*, 2 (1):51-64.
22. **Craig RG, Powers JM, Wataha JC.** 2006. *Zahnärztliche Werkstoffe: Eigenschaften und Verarbeitung*. 1. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer.
23. **de Camargo LM, Chee WW, Donovan TE.** 1993. Inhibition of polymerization of polyvinyl siloxanes by medicaments used on gingival retraction cords. *J Prosthet Dent*, 70 (2):114-117.
24. **DIN EN ISO 4823.** 2007. *Zahnheilkunde, Elastomere Abformmassen*. Berlin: Beuth Verlag.
25. **Dreyer-Jørgensen K.** 1958. Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. *Dtsch Zahnarztl Z*, 7 (2):461-469.
26. **Eichhorn M.** 2008. *Die Hydrophilie experimenteller A-Silikone während der Abbindephase unter Berücksichtigung der Verarbeitungszeit [Dissertation]*. Gießen: Justus-Liebig-Universität.
27. **Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP.** 1991. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*, 65 (3):357-364.
28. **Franke M.** 2004. *Auswertesoftware für Koordinatenmessgeräte*. Physikalisch-Technische Bundesanstalt:1-4.
29. **Franz G.** 1975. Possibilities and limitations of elastic impression materials. *Zahnarztl Mitt*, 65 (2):64-68.
30. **German MJ, Carrick TE, McCabe JF.** 2008. Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties. *Dent Mater*, 24 (7):951-956.



31. **Gribi HK.** 1992. Moderne Elastomere. *Quintessenz Zahntech*, 18:1261-1274.
32. **Hahmann S, Bonneau G-P.** 2003. Polynomial Surfaces Interpolating Arbitrary Triangulations. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 9:99-122.
33. **Handschuck N.** 2007. Werkstoffkundlich vergleichende Untersuchung an Abformmassen auf der Basis von Polyethern, additionsvernetzenden und kondensationsvernetzenden Silikonen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
34. **Hering E, Martin R, Stohrer M.** 2007. *Physik für Ingenieure*. Berlin u.a.: Springer.
35. **Hewlett ER, Orro ME, Clark GT.** 1992. Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dent Mater*, 8 (1):49-53.
36. **Hofmann M.** 1965. Der Korrekturabdruck. *ZWR*, 66:160-164.
37. **Hofmann M, Ludwig P.** 1968. On the dimension behavior of various impression materials from the point of view of their suitability for correction impression technic. *Dtsch Zahnarztl Z*, 23 (4):438-449.
38. **Hofmeister E.** 2008. Studie zur Optimierung von Modellsystemen bei der Fertigung implantatgetragener Suprakonstruktionen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
39. **Horn M, Vollandt R.** 1995. *Multiple Tests und Auswahlverfahren*. Stuttgart u.a.: Fischer.
40. **Jagger DC, Vowles RW, McNally L, Davis F, O'Sullivan DJ.** 2007. The effect of a range of disinfectants on the dimensional accuracy and stability of some impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 15 (1):23-28.
41. **Johnson GH, Lepe X, Aw TC.** 2003. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. *J Prosthet Dent*, 90 (4):354-364.
42. **Johnson GH, Chellis KD, Gordon GE, Lepe X.** 1998. Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Prosthet Dent*, 79 (4):446-453.
43. **Joy K.** 1999. Definition of a B-spline curve. *On-Line Geometric Modeling Notes*.
44. **Kamohara H.** 2003. *Dental Impression Material Composition US*: GC Corporation.
45. **Kess RS, Combe EC, Sparks BS.** 2000. Effect of surface treatments on the wettability of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent*, 84 (1):98-102.
46. **Kimoto K, Tanaka K, Toyoda M, Ochiai KT.** 2005. Indirect latex glove contamination and its inhibitory effect on vinyl polysiloxane polymerization. *J Prosthet Dent*, 93 (5):433-438.
47. **Kimura H, Sohmura T, Watanabe T.** 1989. Three dimensional shape measurement of teeth by the system of laser displacement meter and computer controlled scanning machine. 2. The

- improvement of accuracy by means of the divisional measurement method. *J Osaka Univ Dent Sch*, 29:41-46.
48. **Klein H, Weck M.** 2000. Entwicklung eines Systems zur Digitalisierung von Zahnpräparationen. In: Klein H, Hrsg. *Zukunftsweisende Anwendungen integrierter Sensorsysteme*. Düsseldorf: VDI-Verlag, 85-100.
49. **Klettke T, Dauelsberg H, Zawata C.** 2005. Entscheidende Eigenschaften von Präzisionsabformmaterialien für den klinischen Erfolg. *QZ*, 31 (414-430).
50. **Klettke T, Ranftl D, Kuppermann B.** 2006. Comparison of Different Types of Impression Materials. *J Dent Res*, 85 (Spec Iss B):2465.
51. **Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Schiller M, Handel G.** 2005. Hydrophilicity/flowability of impression materials tested in a new sulcus model. *J Dent Res*, 84 (Spec iss B):68276.
52. **Koniaris A.** 1999. Vergleich von derzeit gebräuchlichen Abformmaterialien und -techniken mit Hilfe eines Sulkus-Fluid-Modells [Dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität.
53. **Kotsiomiti E, Tzialla A, Hatjivasiliou K.** 2008. Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - a literature review. *J Oral Rehabil*, 35 (4): 291-299.
54. **Kugel G, Klettke T, Goldberg JA, Benchimol J, Perry RD, Sharma S.** 2007. Investigation of a new approach to measuring contact angles for hydrophilic impression materials. *J Prosthodont*, 16 (2):84-92.
55. **Lehmann KM, Zacke W.** 1983. Studies of the occlusal layer thickness of the correction material in correction molding. *Dtsch Zahnärztl Z*, 38 (3):220-222.
56. **Lehmann KM, Zettel R, Gente M.** 1988. Accuracy of fit of castings in relation to impression, model and technical parameters. *Dtsch Zahnärztl Z*, 43 (4):473-476.
57. **Lepe X, Johnson GH.** 1997. Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. *J Prosthet Dent*, 78 (3):245-249.
58. **Lepe X, Johnson GH, Berg JC, Aw TC, Stroh GS.** 2002. Wettability, imbibition, and mass change of disinfected low-viscosity impression materials. *J Prosthet Dent*, 88 (3):268-276.
59. **Loos R.** 2008. Vergleichende Untersuchung von intraoraler und extraoraler Digitalisierung nach Modellherstellung mit CEREC-3D [Dissertation]. Dresden: Technische Universität.
60. **Lorren RA, Salter DJ, Fairhurst CW.** 1976. The contact angles of die stone on impression materials. *J Prosthet Dent*, 36 (2):176-180.

61. **Lundeen HC, Bohannon HM, Hickey JC.** 1966. Teaching a conjoint course in occlusion. *J Dent Educ*, 30 (2):197-206.
62. **Luthardt RG.** 2002. Eine quantitative und qualitative Analyse der 3D-Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen [Habilitationsschrift]. Dresden: Technische Universität.
63. **Luthardt RG, Kuhmstedt P, Walter MH.** 2003. A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dent Mater*, 19 (1):19-24.
64. **Luthardt RG, Walter MH, Weber A, Koch R, Rudolph H.** 2008. Clinical parameters influencing the accuracy of 1- and 2-stage impressions: a randomized controlled trial. *Int J Prosthodont*, 21 (4):322-327.
65. **Mandikos MN.** 1998. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J*, 43 (6):428-434.
66. **Martin N, Martin MV, Jedynekiewicz NM.** 2007. The dimensional stability of dental impression materials following immersion in disinfecting solutions. *Dent Mater*, 23 (6): 760-768.
67. **Marxkors R.** 1978. Impression of tooth-containing jaws by individual trays. *ZWR*, 87 (14): 682-684.
68. **Marxkors R, Meiners H.** 2005. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Köln u.a.: Dt. Zahnärzte-Verl. DÄV.
69. **McCabe JF, Arikawa H.** 1998. Rheological properties of elastomeric impression materials before and during setting. *J Dent Res*, 77 (11):1874-1880.
70. **McCormick JT, Antony SJ, Dial ML, Duncanson MG, Shillingburg HT.** 1989. Wettability of elastomeric impression materials: effect of selected surfactants. *Int J Prosthodont*, 2 (5): 413-420.
71. **Mehl A, Gloger W, Hickel R.** 1997a. Erzeugung von CAD-Datensätzen für Inlays und Kronen mit funktionellen Kauflächen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 52:520-524.
72. **Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R.** 1997b. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res*, 76 (11):1799-1807.
73. **Michalakis KX, Bakopoulou A, Hirayama H, Garefis DP, Garefis PD.** 2007. Pre- and post-set hydrophilicity of elastomeric impression materials. *J Prosthodont*, 16 (4):238-248.
74. **Millar BJ, Dunne SM, Nesbit M.** 1995. A comparison of three wetting agents used to facilitate the pouring of dies. *J Prosthet Dent*, 74 (4):341-344.

75. **Millar BJ, Dunne SM, Robinson PB.** 1997. The effect of a surface wetting agent on void formation in impressions. *J Prosthet Dent*, 77 (1):54-56.
76. **Mondon M, Ziegler C.** 2003. Changes in water contact angles during the first phase of setting of dental impression materials. *Int J Prosthodont*, 16 (1):49-53.
77. **Norling BK, Ibarra J., Gonzalez J, Cardenas HL.** 2004. Wettability and Moisture Displacement of Vinyl Polysiloxane Impression Materials. *J Dent Res*, 83 (Spec Iss A):47451.
78. **O'Brien WJ.** 1997. *Dental materials and their selection.* 2. Aufl. Chicago u.a.: Quintessence Publ.
79. **Palin W, Burke FJ.** 2005. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update*, 32 (10):566-572.
80. **Panichuttra R, Jones RM, Goodacre C, Munoz CA, Moore BK.** 1991. Hydrophilic polyvinyl siloxane impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont*, 4 (3):240-248.
81. **Pastau ME-R.** 2007. *Fließeigenschaften von A-Silikon und Polyether während der Applikationsphase [Dissertation].* Tübingen: Eberhard-Karls-Universität.
82. **Persson M, Andersson M, Bergman B.** 1995. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent*, 74 (3):223-229.
83. **Petrie CS, Walker MP, O'Mahony A M, Spencer P.** 2003. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent*, 90 (4):365-372.
84. **Peutzfeldt A, Asmussen E.** 1988. Impression materials: effect of hydrophilicity and viscosity on ability to displace water from dentin surfaces. *Scand J Dent Res*, 96 (3):253-259.
85. **Pocius AV.** 2002. *Adhesion and adhesives technology: an introduction.* 2. Aufl. München u.a.: Hanser.
86. **Pospiech P, Rammelsberg P.** 1994. Die Abformung mit Polyethermassen - erste klinische Erfahrungen mit dem Pentamixgerät. *Quintessenz*, 45:943.
87. **Quaas S, Sporbeck H, Luthardt RG.** 2003. Analyse der Digitalisiergenauigkeit von Gesamtmodellen bei Mehrfachmessung. *Dtsch Zahnarztl Z*, 58:543-546.
88. **Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG.** 2007. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent*, 35 (12):903-908.
89. **Quaas S, Weber A, Rudolph H, Luthardt RG.** 2006a. Influence of digitizing and surfacing on the precision of machine-made duplicate teeth. *Int J Comput Dent*, 9:45-47.

90. **Quaas S, Rudolph H, Preissler J, Koch M, Koch R, Luthardt RG.** 2006b. Randomisierte kontrollierte klinische Blindstudie zur Genauigkeit von Korrekturabformmaterialien. Dtsch Zahnarztl Z, 61 (1):43-47.
91. **Richter B, Klettke T, Kuppermann B, Führer C.** 2004. Flow Properties of Light Bodied Impression Materials During Working Time. J Dent Res, 83 (Spec Iss B):50838.
92. **Robinson PB, Dunne SM, Millar BJ.** 1994. An in vitro study of a surface wetting agent for addition reaction silicone impressions. J Prosthet Dent, 71 (4):390-393.
93. **Rudolph H, Quaas S.** 2009. CAD-CAM-gefertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis. Balingen: Spitta.
94. **Rudolph H, Quaas S, Loos R, Luthardt RG.** 2005. Precision of Duplicate Dies Made with Different Impression Taking Procedures. J Dent Res, 84 (Spec Iss A):1897.
95. **Rupp F, Axmann D, Geis-Gerstorfer J.** 2008. Effect of relative humidity on the hydrophilicity of unset elastomeric impression materials. Int J Prosthodont, 21 (1):69-71.
96. **Rupp F, Axmann D, Jacobi A, Groten M, Geis-Gerstorfer J.** 2005. Hydrophilicity of elastomeric non-aqueous impression materials during setting. Dent Mater, 21 (2):94-102.
97. **Rupp F, Mondon M, Geis-Gerstorfer J, Ziegler C, Wurm E-M, Reusch B.** 2000. Dynamic Contact Angle Measurements On Two Type 3 Impression Materials. J Dent Res, 79 (447).
98. **Schäfer O, Schmidt M, Göbel R, Küpper H.** 2010. Indexing the Spacial Accuracy of Newly-Developed Impression Materials. J Dent Res, 89 (Spec Iss B):130910.
99. **Schreiber W, Notni G, Kühmstedt P.** 1996. Optical 3d-coordinate measuring system using structured light. Proceedings of Spie - Europt Series, 2782:620-627.
100. **Schwickerath H.** 1980. Commercial and individually manufactured trays. Requirements in material and use. Zahnarztl Mitt, 70 (8):466-470.
101. **Schwindling R.** 1966. Die Abformung mit silikonhaltigen Abformmassen. Dtsch Zahnarztl Z, 21:930-936.
102. **Schwuger MJ, Findenegg GH.** 1996. Lehrbuch der Grenzflächenchemie. Stuttgart u.a.: Thieme.
103. **Sporbeck H.** 2008. Evaluation der Übereinstimmung von virtuellen und realen Modellen innerhalb der Reverse-Engineering-CAM-Prozesskette zur Herstellung von Zahnersatz [Dissertation]. Dresden: Technische Universität.

104. **Stamm E.** 2000. Vergleichende Untersuchungen über das Dimensionsverhalten hand- und maschinell dosierter Abformmaterialien im Hinblick auf Abweichungen gegenüber einem Urmodell [Dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität.
105. **Stelzig J.** 2009. Shark Fin Test und rheologische Eigenschaften von elastomeren Abformmaterialien: Eine Korrelationsanalyse [Dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität.
106. **Stipho S, Maiolo C, Perry R, Kugel G.** 2006. Flow of Impression Materials Using Different Slit Sizes During Working-Time. *J Dent Res*, 85 (Spec Iss A):412.
107. **Stober T, Johnson GH, Schmitter M.** 2010. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent*, 103 (4):228-239.
108. **Stoll S.** 2001. Dimensionsänderung von Abformmassen auf Polyetherbasis nach Desinfektion [Dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität.
109. **Takahashi H, Finger WJ, Kurokawa R, Furukawa M, Komatsu M.** 2010. Sulcus depth reproduction with polyvinyl siloxane impression material: effects of hydrophilicity and impression temperature. *Quintessence Int*, 41 (3):43-50.
110. **Thomsen F.** 2008. Practical contact angle measurement (4). *Krüss Application Technical Notes*, 19 (314):1-4.
111. **Todo A, Yoshinaga M, Ueno T, Kamohara H, Akahane S.** 2006. Hydrophilicity of various impression materials with Wilhelmy technique before setting. *J Dent Res*, 85 (Spec Iss A): 369.
112. **Uhlig C.** 1998. Entwicklung eines Sulcusfluid-Flow-Modells zum Vergleich von Abformmaterialien und -techniken unter standardisierten Bedingungen [Dissertation]. Münster: Westfälische-Wilhelms-Universität.
113. **Valderhaug J, Floystrand F.** 1984. Dimensional stability of elastomeric impression materials in custom-made and stock trays. *J Prosthet Dent*, 52 (4):514-517.
114. **Vassilakos N, Fernandes CP.** 1993. Effect of salivary films on the surface properties of elastomeric impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2 (1):29-33.
115. **Wadhvani CP, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ.** 2005. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 93 (6):530-539.
116. **Walther W, Heners M.** 1995. Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde. Anspruch und Wirklichkeit. Heidelberg: Hüthig.
117. **Weiß C.** 2010. Basiswissen Medizinische Statistik. 5. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer.

118. **Wichmann M, Borchers L, Limmroth E.** 1990. Measuring the accuracy of various elastomeric impression materials using a CNC coordinate measuring device. *Dtsch Zahnärztl Z*, 45 (8):499-502.
119. **Wirz J, Schmidli F.** 2004. Moderne Werkstoffe zur Abformung und Bissregistrierung. *ZWR*, 113:126-136.
120. **Wirz J, Jäger K, Schmidli F.** 1993. Abformung in der zahnärztlichen Praxis: der sichere Weg zum exakten Modell. Stuttgart u.a.: Gustav Fischer.
121. **Wöstmann B, Rehmann P, Balkenhol M.** 2009. Accuracy of impressions obtained with dual-arch trays. *Int J Prosthodont*, 22 (2):158-160.
122. **Wöstmann B, Zenginel M, Rehmann P, Balkenhol M.** 2010. Wetting Behaviour of Polyvinylsiloxane-Polyethers in a Semiclinical Model. *J Dent Res*, 89 (Spec Iss B):136438.
123. **Zeeck A.** 2010. *Chemie für Mediziner*. 7. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer.

## **Danksagung**

Mein Dank gilt Frau PD Dr. med. dent. habil. Monika Schmidt für die Überlassung des Themas und die immerwährende Unterstützung bei der Erstellung der Arbeit.

Ich danke den Mitarbeitern der Abteilung für Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie Herrn Dr. rer. nat. Roland Göbel, Frau Dr. rer. nat. Angelika Rzanny und Herrn Mario Facht für ihr stetiges Interesse und wertvolle Anregungen zu dieser Arbeit.

Mein Dank gilt den beteiligten Dentalfirmen für die freundliche Überlassung aller im Rahmen der experimentellen Versuche benötigten Arbeitsmaterialien.

Des Weiteren danke ich den Mitarbeitern der Firma *IVB, Jena* besonders Herrn Alexander Drothen und Herrn Peter Brakhage für die Bereitstellung des optischen Digitalisiersystems, sowie die jederzeit kompetente Hilfestellung bei der Durchführung der Versuche.

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie, deren Verständnis und Unterstützung maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.



## **Ehrenwörtliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: PD Dr. med. dent. habil. Monika Schmidt, Dr. rer. nat. Roland Göbel,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.