

Aus dem Universitätsklinikum Schleswig-Holstein  
Campus Kiel

**Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und  
Werkstoffkunde**

**Direktor: Prof. M. Kern**

---

**ÜBER DEN EINFLUSS VERSCHIEDENER  
ADSTRINGENZEN AUF DAS ABBINDEVERHALTEN  
VON DENTALEN ABFORMMATERIALIEN**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Würde eines Doktors der Zahnheilkunde  
der medizinischen Fakultät  
der Christian-Albrechts Universität zu Kiel

vorgelegt von

**SCHREIBER, THOMAS**

aus Hagenow

Kiel, 2012

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Wenz, Klinik für Zahnärztliche Prothetik,  
Propädeutik und Werkstoffkunde

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dörfer, Klinik für Zahnerhaltungskunde und  
Parodontologie

Tag der mündlichen Prüfung: 8. Juni 2013

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 8. Juni 2013

gez.:

( Vorsitzender der Prüfungskommission )

1	Einleitung	1
1.1	Literaturübersicht	1
1.1.1	Die Bedeutung der Retraktion der Gingiva in der Zahnheilkunde	1
1.1.2	Die Polymerisation von Abformmaterialien	4
1.1.2.1	Polyether	5
1.1.2.2	Polyvinylsiloxan	5
1.1.2.3	Vinylsiloxanether	6
1.1.2.4	Polysiloxan	6
1.1.3	Einflüsse auf die Polymerisation von Abformmaterialien	6
1.2	Fragestellung	10
2	Methoden und Materialien	11
2.1	Entwicklung des Versuchsaufbaus	11
2.2	Versuchsbedingungen	13
2.3	Abformmaterialien	14
2.3.1	Polyether A (PEA)	14
2.3.2	Polyether B (PEB)	15
2.3.3	Polyvinylsiloxan (PVS)	15
2.3.4	Vinylpolysiloxanether (VSE)	15
2.3.5	Polysiloxan (PSX)	16
2.3.6	Tabelle der untersuchten Abformmaterialien	16
2.4	Adstringenzien	17
2.4.1	Aluminiumchlorid (ALC)	17
2.4.2	Aluminiumsulfat (ALS)	18
2.4.3	Eisen(III)sulfat (FES)	18
2.4.4	Epinephrin (EPI)	18
2.4.5	Tabelle der verwendeten Retraktionsmittel	19
2.5	Retraktionsfaden	19
2.6	Versuchsaufbau	20
2.6.1	Prüfeinrichtung	20
2.6.2	Prüfkörperherstellung	20
2.6.3	Versuchsdurchführung	24

2.7	Messung	26
2.8	Statistische Auswertung	27
3	Ergebnisse	28
3.1	Ergebnisse der Hauptversuche	28
3.1.1	Polyether A	28
3.1.2	Polyether B	29
3.1.3	Polyvinylsiloxan	30
3.1.4	Vinylpolysiloxanether	31
3.1.5	Polysiloxan	32
3.2	Vergleich trockener und angefeuchteter Faden	33
3.3	Statistische Auswertung	34
4	Diskussion	35
4.1	Diskussion der Methodik	35
4.1.1	Entwicklung einer neuen Messmethodik	35
4.1.2	Verwendete Materialien	39
4.2	Diskussion der Ergebnisse	40
4.2.1	Polyether A	40
4.2.2	Polyether B	41
4.2.3	Polyvinylsiloxan	42
4.2.4	Vinylpolysiloxanether	43
4.2.5	Polysiloxan	43
4.3	Schlussfolgerung und klinische Anwendung	44
5	Zusammenfassung	45
6	Literaturverzeichnis	47
7	Anhang	51
8	Lebenslauf und Danksagung	54

# 1 Einleitung

## 1.1 Literaturübersicht

### 1.1.1 Die Bedeutung der Retraktion der Gingiva in der Zahnheilkunde

In der prothetischen Zahnheilkunde ist eine genaue und einwandfreie Abformung die Voraussetzung, um ein exaktes Modell von präparierten Zähnen zur Erstellung passgenauer zahntechnischer Arbeiten zu erhalten. Bei der Präparation von Zähnen, deren Präparationsgrenze epi- bis subgingival zu liegen kommt, ist die Darstellung des Kronenrandes für eine Abformung nicht ohne eine temporäre Gingivaretraktion möglich. Dies gilt in besonderem Maße auch für die neueren, digitalen Abformverfahren, die eine direkte Sicht auf die dargestellte Präparationsgrenze benötigen. Die Verlagerung des Kronenrandes in epi- oder subgingivale Bereiche kann aus Gründen des ästhetischen Anspruches des Patienten notwendig sein, ebenso wie aus funktionellen Gründen, wie z.B. die Notwendigkeit der Verlängerung der Retentionsfläche eines Zahnes.

Die Abformung der präparierten Zahnstümpfe ist ein wichtiger Schritt, da sie die entscheidende Informationsübertragung für die passgenaue Herstellung des Zahnersatzes an den Zahntechniker darstellt. Übertragungsfehler müssen in der Kette der Arbeitsabläufe vom präparierten Zahnstumpf bis zum fertigen Zahnersatz so minimiert werden, dass sie den klinischen Erfolg nicht in Frage stellen.

Bei der Verlegung des Kronenrandes während der Präparation in subgingivale Bereiche muss die biologische Breite von zwei Millimetern zur Knochengrenze erhalten bleiben. Diese setzt sich aus einem Millimeter epithelialer Anheftung und einem Millimeter bindegewebigen Attachment zusammen und wurde von Ingbars 1977 beschrieben [15]. Sofern diese Breite nicht eingehalten werden kann, besteht die Möglichkeit einer chirurgischen Kronenverlängerung mittels apikalem Verschiebelappen mit Verlagerung des Zahnfleischrandes und eventueller Osteoplastik. Die Unterschreitung der biologischen Breite birgt ein erhöhtes Risiko des entzündlichen Verlustes des Attachements.

Nach Entnahme der Abformung am Patienten wird diese direkt desinfiziert. Nach dem Transport in das zahntechnische Labor erfolgt das Ausgießen der Abformung durch den Techniker mit Dentalgips, danach erfolgt die Herstellung des Meistermodells, auf dem das spätere Werkstück hergestellt werden kann. Durch die Darstellung des Emergenzprofils im

Gipsmodell unterhalb der eigentlichen Präparationsgrenze kann der Techniker die Form des Werkstückes an den Zahn anpassen, so dass ein optimaler Übergang gewährleistet ist. Einer der wichtigsten Faktoren für eine erfolgreiche, prothetische Versorgung ist ein optimaler Randschluss des Werkstückes zum Zahn, sowohl in der Dimensionierung als auch in der Form. Die Folge eines unzureichenden Randschlusses oder der falschen Konturierung kann die Besiedlung von pathogenen Keimen sein, welche sowohl Kronenrandkaries, als auch Parodontopathien auslösen können. Dies kann schließlich eine Neuanfertigung der Arbeit notwendig machen oder den Verlust des Zahnes nach sich ziehen [9,38,39].

Es sind verschiedene Methoden beschrieben worden, um das zahnahe Weichgewebe zu verdrängen und die subgingivale Präparationsgrenze darzustellen, sowie gegebenenfalls auftretende, geringfügige Blutungen zu kontrollieren.

Die chirurgische Darstellung ist mittels Elektro- oder Laserchirurgie möglich. Bei dieser Methode wird die Gingiva nicht verdrängt, sondern entfernt und es können sowohl Schädigungen im Bereich des dento-gingivalen Attachements als auch im Bereich der Zahnhartsubstanz entstehen und gleichzeitig werden Blutungen koaguliert [38]. Diese Methode wird von Toshes und Salvi im Vergleich zu anderen in einer Literaturübersicht über die Methoden zur gingivalen Retraktion nicht empfohlen, da es durch die übermäßige Hitzeeinwirkung zu Brandmalen auf der Wurzeloberfläche kommen und Wurzelzement zerstört werden kann. Sowohl ein Verlust von epithelialeem als auch bindegewebigem Attachment mit apikaler Positionierung des Saumepithels kann resultieren, ebenso eine signifikante Rezession der marginalen Gingiva [36].

Eine zweite Methode ist die Verdrängung des Gingivasaumes mit Hilfe von Retraktionsfäden aus Baumwolle, kurz vor der Abformung. Diese kann mit einem Faden oder mit zwei Fäden unterschiedlicher Größe erfolgen. Der Nachteil dieser rein mechanischen Methode besteht sowohl in einer ungenügenden Dauer der Verdrängung des Gewebes als auch in einer mangelhaften Blutungskontrolle. Histologische Untersuchungen haben gezeigt, dass es zu einer reversiblen Schädigung des Sulkus und zu einer Erhöhung der Entzündungsparameter kommt [36].

Die am häufigsten verwendete Methode in Europa und Nordamerika ist die mechanische Gingivaverdrängung, pharmakologisch mit Retraktionsmitteln unterstützt. Die Wirkweise der Flüssigkeiten ist entweder die Gefäßverengung durch Epinephrin oder die Präzipitation von Serumproteinen oberflächlicher Mundschleimhautzellen durch Metallsalze. Beides

führt zur Blutstillung und zum Wundverschluss [10]. Die Wirkstoffe werden von den Herstellern in unterschiedlichen Darreichungsformen angeboten: Flüssigkeiten zum Tränken von nicht-imprägnierten Fäden, bzw. Gele, die in den Sulkus appliziert werden, um dann, nach erfolgreicher Blutstillung, einen Faden zu legen.

Die derzeit auf dem Markt befindlichen Medikamente zum Tränken der Fäden können in vier Hauptgruppen unterteilt werden:

1. Lösungen, die Epinephrin enthalten;
2. Lösungen, die Aluminiumsalzverbindungen wie Aluminiumsulfat oder -chlorid enthalten;
3. Lösungen, die Eisensalzverbindungen, wie Eisen(III)Sulfat oder Mischungen aus Eisen(III)Sulfat und Eisensubsulfat enthalten;
4. Lösungen, die neben den Metallsalzen noch Zusätze wie 8-Hydrochinolin oder Lidocain enthalten.

In einer Übersichtsstudie von Donovan 1985 wurden 495 nordamerikanische und kanadische Zahnärzte über ihre Retraktionstechnik befragt. Die häufigste Methode war die Imprägnierung von Retraktionsfäden mit Aluminiumsulfat-, Aluminiumchlorid- oder 0,01 prozentigen Epinephrinlösungen, wobei die Verwendung von Epinephrin sehr kritisch beurteilt wurde [10].

Epinephrin oder auch Adrenalin ist ein Hormon, auf welches die alpha-1-Rezeptoren der Gefäße mit Konstriktion reagieren und somit eine Stillung der Blutung erreicht werden kann. Es ist vor allem auf seine systemische Wirkung hin in mehreren Studien untersucht worden. Aufgrund der Gefahr systemischer Nebenwirkungen sollte es immer mit Bedacht in Bezug auf die Dosierung und besonders bei Hochrisikopatienten mit Vorsicht eingesetzt werden [3,7,25,35,40].

In einer experimentellen Studie Akcas an Hunden wird die Verwendung einer 10 prozentigen Aluminiumchlorid-, sowie einer 15,5 prozentigen Eisen(III)sulfatlösung zur temporären Gingivaretraktion positiv beurteilt. Biopsien der Gingiva wurden nach dreiminütiger Liegedauer von getränkten Retraktionsfäden genommen und lichtmikroskopisch untersucht. Es ließen bei dieser Methode histologisch deutliche Schäden im Epithel beobachten, welche aber nach spätestens 12 Tagen ausheilten [1].

### 1.1.2 Die Polymerisation von Abformmaterialien

Die in der Zahnmedizin zur Präzisionsabformung von Zähnen am häufigsten verwendeten elastomeren Materialien lassen sich in vier chemische Klassen einteilen:

1. Polyether,
2. Polyvinylsiloxane (synonym: additionsvernetzende Silikone oder A-Silikone)
3. Vinylsiloxanether, eine Mischung aus Polyvinylsiloxan und Polyether
4. Polysiloxane (synonym: kondensationsvernetzende Silikone, C-Silikone oder K-Silikone).

Die physikalischen und chemischen Eigenschaften der elastomeren Abformmaterialien müssen verschiedenen Anforderungen genügen: eine hohe Rückstellung nach der Entformung, initiale Hydrophilie, eine hohe Detailwiedergabegenauigkeit, eine hohe Dimensionstreue, ausreichende Fließfähigkeit bei gleichzeitiger Standfestigkeit, sowie eine ausreichende Verarbeitungszeit.

Die verwendeten dentalen Abformmaterialien gehören zu der Kategorie der irreversibel-elastischen Abformmaterialien und werden für die Präzisionsabformung von Pfeilerzähnen verwendet. Sie sind in verschiedenen Konsistenzen erhältlich und nach der ISO Norm 4823 klassifiziert, von sehr leichtfließend über leichtfließend, mittelfließend bis schwerfließend [14,16].

#### 1.1.2.1 Polyether

Derzeit werden zwei unterschiedliche Varianten des Polyethers angewendet, die sich vor allem in ihren reaktiven Gruppen unterscheiden. Ausgangsprodukt des Polyethers A (Impregum<sup>®</sup>/Permadyne<sup>®</sup>, Espe, Seefeld, Deutschland) sind Polyglycoether mit endständigen reaktionsfreudigen Aziridinogruppen, welche sich in Anwesenheit von sauren Katalysatoren (aromatische Sulfonsäureester) über eine Ringöffnung der Heterodimere zu Polymeren vernetzen [21].

Anders katalysiert die Reaktion des Polyethers B (P2<sup>®</sup>, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland): hier reagieren, säurekatalysiert, die Alkoxysilanendgruppen verschiedener Polyetherketten, so dass eine Siloxanverbindung (Si-O-Si) entsteht, ähnlich den Polysiloxanen, wobei ebenfalls als Reaktionsprodukt Wasser entsteht. Der Polyether A reagiert – nachgewiesenermaßen – empfindlich auf eine zu hohe relative Feuchtigkeit mit Wasseraufnahme. In experimentellen Studien von Kanehira und Endo wurde die

Dimensionsstabilität der beiden Polyether A und B bei Lagerung in unterschiedlichen Luftfeuchtigkeiten kritisch beurteilt und die Empfehlung ausgesprochen, Polyether B unter allen Bedingungen nach Herstellerangaben innerhalb von 24 Stunden mit Dentalgips auszugießen, da andernfalls eine signifikante Schrumpfung des Materials zu beobachten war. Polyether A sollte bei weniger als 50 % Luftfeuchtigkeit gelagert werden, da es sonst durch Wasseraufnahme quillt, was ebenfalls die Dimensionstreuung negativ beeinflusste. Das als Kontrollgruppe verwendete Polyvinylsiloxan zeigte sich in einem Bereich von 0 % bis 100 % relativer Luftfeuchtigkeit als dimensionsstabil [11,20].

### **1.1.2.2 Polyvinylsiloxane**

Die zur Abformung verwendeten Polyvinylsiloxane sind hydrophilisierte, additionsvernetzende Silikone und werden von vielen verschiedenen Herstellern angeboten. Hauptbestandteil ist ein Polysiloxan mit endständigen Vinylgruppen. Ausgangsstoff für das Polysiloxan bilden Silanole mit organischen Verbindungen (Methylgruppen), die den organischen Charakter ausmachen: ölig-plastisch und hydrophob. Die Vernetzungsreaktion der endständigen Polydimethyldivinylsiloxane findet in Gegenwart eines Edelmetallkatalysators statt, meist Platin-Palladium, wobei keine Reaktionsnebenprodukte entstehen, was sie besonders langzeitstabil macht. Durch den Einsatz verschiedener oberflächenaktiver Tenside werden die Abformmaterialien dieser Stoffklasse für die Anwendung in der feuchten Mundhöhle hydrophilisiert, hier bestehen auch Unterschiede zwischen den verschiedenen Herstellern.

### **1.1.2.3 Vinylsiloxanether**

Der Vinylsiloxanether ist eine neu eingeführte Materialgruppe, die erstmals eine Mischung aus Polyether und Polyvinylsiloxanen darstellt und die Vorteile von hydrophilen Polyethern und elastomeren Polyvinylsiloxanen miteinander verbinden soll. Während der Polymerisation vernetzt ein Divinylpolyether unter Anwesenheit eines Platin-Katalysators mit einem Divinylpolydimethylsiloxan, so dass ein vernetzter Vinylsiloxanether entsteht. Zur Verbesserung der hydrophilen Eigenschaften sind zwei oberflächenaktive Tenside, sowie hydrophile Emulgatoren hinzugefügt, weitere Bestandteile sind Triglyceride und Füllmaterialien.

Die bisher einzige veröffentlichte, wissenschaftliche Studie beschreibt ein durch Anwender subjektiv besser empfundenenes Handling-, Entform- und Ausgießverhalten, sowie verbesserter Geschmack des Materials im Vergleich zu Polyethern [12].

#### **1.1.2.4 Polysiloxane**

Aufgrund des geringen Preises werden Polysiloxane (kondensationsvernetzende Silikone), obwohl mit einigen Nachteilen behaftet, noch vielfach in Zahnarztpraxen verwendet. Bei der Polymerisation werden unter Einfluss von Katalysatoren und Vernetzern Makromoleküle aus den Polysilanolen hergestellt. Die Basiskomponente der kondensationsvernetzenden Silikone enthält lineare Si-O Ketten mit endständigen OH-Gruppen, die Reaktorkomponente besteht aus tetrafunktionellem Ethylsilikat. Kommt es zu einer Durchmischung beider Komponenten, reagiert das Ethylsilikat mit den endständigen OH-Gruppen der Ketten der Basiskomponente unter Abspaltung von Alkohol und es entsteht eine Siloxan Verbindung (Polykondensation). Die stetige Verdunstung des Alkohols bewirkt eine Schrumpfung des Materials.

#### **1.1.3 Einflüsse auf die Polymerisation von Abformmaterialien**

Die ungestörte und komplette Polymerisation der Abformmaterialien ist Voraussetzung für eine genaue Abformung und damit für die Qualität des nachfolgend hergestellten Zahnersatzes. Die mögliche Beeinflussung von Abformmaterialien durch verschiedene Stoffe in der Arbeitskette von der Präparation bis zur Herstellung des Meistermodells war bereits Gegenstand einiger Untersuchungen. Diese betrafen vor allem die verwendeten Schutzhandschuhe, Desinfektionslösungen und Adstringenzen. So wurde festgestellt, dass die Verwendung von Latexhandschuhen zu einer Verhinderung der Polymerisation von Polyvinylsiloxanen führen kann. Der während der Herstellung der Handschuhe verwendete Schwefel steht im Verdacht die Ursache für die Verhinderung zu sein, wohingegen Polyether und Polysiloxane unempfindlich waren [6,19,23,28,29,31,33,34].

Die notwendige Desinfektion der Abformung führte in den Untersuchungen zu statistisch signifikanten, aber klinisch akzeptablen Dimensionsänderungen, sofern die auf den jeweiligen Materialtyp empfohlenen Verfahren eingehalten wurden [17,18,22,26,27].

Die Vermutung, dass Adstringenzen zu einer Inhibition der Polymerisation von Abformmaterialien führen können, war bisher nur Gegenstand weniger Studien, die sowohl in ihrem Versuchsaufbau als auch in den Ergebnissen sehr variierten. Camargo et al. berichteten 1993, dass kein Effekt auf die getesteten Polyvinylsiloxane zu verzeichnen war. In dem ersten Teil ihrer Untersuchung wurde je ein 2,5 cm langer Retraktionsfaden für 10 Minuten mit einem von fünf unterschiedlichen Adstringenzen getränkt und danach mit einem Polyvinylsiloxan überschichtet. Die Analyse bestand in der direkten als auch der lichtmikroskopischen Betrachtung der Materialproben, die rein qualitativen Unterscheidungskriterien waren:

1. eine ölige Substanz auf der Oberfläche des abgebundenen Abformmaterials
2. eine gewellte Erscheinung
3. eine offensichtlich nicht abgebundene Oberfläche.

Die Untersuchung wurde in einem zweiten Teil mit ein Quadratzentimeter großen Gazequadraten wiederholt, welche ebenfalls mit je einem Adstringens imprägniert wurden, als Negativprobe für eine Inhibition der Polymerisation wurden ein Quadratzentimeter große Latexhandschuhquadrate verwendet. Es wurden weder in Kontakt mit den Retraktionsfäden noch mit den Gazequadraten eine Inhibition der Polymerisation festgestellt, jedoch wurde eine nicht abgebundene Oberfläche an der Grenzfläche zu dem Latexhandschuh beobachtet [8].

Borchers et al. untersuchten 1994 vier Polyvinylsiloxane, zwei Polysiloxane und ein Polyether jeweils mit Retraktionsmitteln auf Aluminiumchlorid- und Aluminiumchloratbasis. Es wurden industriell angeraute Glasplatten mit einer durchschnittlichen Rauigkeit von 24  $\mu\text{m}$  für die Orientierungsmarken und 2,7  $\mu\text{m}$  als mittlere Rauigkeit der Fläche je mit einem Adstringens, beziehungsweise mit destilliertem Wasser beschickt und mit dem zu untersuchenden Silikon abgeformt. In der Kontrollgruppe wurde keine Flüssigkeit auf die Glasoberfläche gegeben. Von den Abformungen der Glasplatten wurden Gipsabgüsse hergestellt, welche mit einem Taster auf die wiedergegebene Rauigkeit untersucht wurden. Ein Vergleich der gewonnenen Reliefs der Gipsabgüsse mit der Glasplatte in der Kontrollgruppe zeigte keine signifikanten Veränderungen in den Gruppen, bei Beschickung mit aqua dest. zeigte sich eine Abnahme der Rauigkeit in allen Fällen. Die Untersuchung der Adstringenzen zeigte, dass ein Polysiloxan, sowie auch der Polyether signifikante Veränderungen der

Oberflächenbeschaffenheit nach der Behandlung aufzeigten, wobei die gemessenen Rauigkeiten der Gipsprüfkörper signifikant über denen der originalen Glasplatten lagen. Die Polyvinylsiloxane und ein Polysiloxan zeigten keine signifikanten Veränderungen zum definierten Quotienten der Mittelrauigkeit [5].

Im Gegensatz hierzu stehen die Ergebnisse der Studie Borchers et al. von 1999, in welcher jeweils zwei niedrigvisköse Polyvinylsiloxane, Polysiloxane und Polyether mit sieben Adstringenzien untersucht wurden, wobei die Materialeigenschaften der Abformmassen nach Abbinden von allen Medikamenten negativ beeinflusst worden sind. In diesem Versuchsaufbau wurde die Reaktionskinetik von Abformsilikonem untersucht, sowohl in reiner Form als Negativprobe, als auch in einer mit zwei Volumenprozent eines Adstringens versetzten Form. Ein Oszillationsrheometer diente zur Erfassung der Messdaten, mathematisch wurden die Werte zur Inkubationszeit, der Umsatzgeschwindigkeit und des Speichermoduls nach Reaktionsende ermittelt. Die untersuchten Adstringenzien beeinflussten die Abformmaterialien signifikant, aber in unterschiedlicher Weise: die Polyvinylsiloxane wurden uneinheitlich, die Polyether einheitlich negativ beeinflusst. Tendenziell reagierten in Borchers Versuchsaufbau von 1999 die Polyether stärker als die Silikone auf die zugesetzten Chemikalien. Ein Zusammenhang der Höhe des pH-Wertes der Adstringenzien auf die Stärke der Beeinflussung der Polymerisation wurde diskutiert [4].

O'Mahony et al. untersuchten 2000 den Einfluss der Präparate Aluminiumchlorid, Eisensulfat sowie Eisensubulfat/Eisensulfat auf die Dimensionsstabilität und Oberflächenwiedergabegenauigkeit von Polyvinylsiloxanen. In dieser Untersuchung wurde ein Gazestück mit einem Adstringens imprägniert und für 30 Sekunden auf einen Metallprüfkörper mit eingravierten Linien gelegt. Das Gazestück wurde entfernt, der Prüfkörper für eine Minute trockengeblasen und mit einem Polyvinylsiloxan überschichtet. Nach dem Abbinden in einem 32 °C warmen Wasserbad wurden die Polyvinylsiloxanscheiben auf die Detailwiedergabegenauigkeit der abgeformten Linien lichtmikroskopisch untersucht, als Referenz diente die Abformung eines nicht imprägnierten Metallprüfkörpers. Es wurden keine signifikanten Dimensionsänderungen gefunden, die negative Veränderung der Oberflächenwiedergabegenauigkeit führte aber zu klinisch nicht akzeptablen Ergebnissen, woraufhin die Empfehlung gegeben wurde, eventuelle Reste eines Medikaments gründlich vor der Abformung zu entfernen [30].

Auch Wöstmann weist auf die möglichen Interaktionen von Metallsalzverbindungen auf Polyether und mancher A-Silikone hin [38].

Kumbuloglu et al. untersuchen 2007 in einer klinischen experimentellen Studie verschiedene Methoden der Gingivaretraktion und ihren Einfluss auf ein Polyvinylsiloxan. In der Studie wurden sechzehn verschiedene Retraktionsfäden auf ihren Einfluss auf die Güte der Abformung untersucht. Die Fäden wurden in drei Kategorien eingeteilt:

1. ungetränkt,
2. durch den Hersteller imprägniert,
3. ungetränkter Faden plus Adstringens

Die Fäden wurden auf drei Untersucher randomisiert blind verteilt, mit welchen an 50 Probanden 0,5 mm subgingivale Abformungen genommen wurden. Neben einer Bewertung für das Einbringen der Fäden wurde optisch die Güte der Abformung durch die Untersucher nach folgenden Kriterien beurteilt:

1. Verbleib von Abformmaterial im Sulkus
2. Veränderung durch eine ölige Oberfläche und eine geringere Detailwiedergabe
3. Einteilung der Abformung in perfekt, sehr gut (maximal eine Luftblase) , nicht schlecht (eine Luftblase und ein unterbrochener Präparationsrand) und schlecht (mehr als eine Luftblase oder ein ungenauer Rand)

Das Ergebnis der Untersuchung zeigte keinen Einfluss auf die oberflächlichen Eigenschaften des Polyvinylsiloxans. Die Qualität der Abformung im Sulcusbereich wurde allerdings von allen Retraktionsmethoden beeinflusst, nur ungetränkte, mit Epinephrin imprägnierte oder mittlere gedrehte Fäden waren ohne Einfluss [25].

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass derzeit ein nur geringer und uneinheitlicher Kenntnisstand in Bezug auf die Wechselwirkung von dentalen Abformmaterialien und Adstringenzen besteht – für die neu eingeführten Materialgruppen liegen derzeit noch keine Daten vor. Zusätzlich ist anzumerken, dass bisherige Untersuchungen jeweils unterschiedliche, wenig standardisierte Methoden angewendet haben.

## **1.2 Fragestellung**

Diese Studie untersucht in-vitro den Einfluss von in der Zahnheilkunde verwendeten Medikamenten zur Blutstillung auf die Hemmung der Polymerisation von elastomeren Abformwerkstoffen.

Zur Klärung dieser Fragestellung soll im Rahmen dieser Arbeit eine neue Methodik entwickelt werden, mit der unter standardisierten und reproduzierbaren in-vitro Bedingungen eine mögliche negative chemische Wechselwirkung im Bereich der Kontaktfläche zwischen den Materialien untersucht werden kann, wobei die zu entwickelnde Methodik eine möglichst gute Übertragbarkeit auf die klinische Situation ermöglichen soll.

Die neu entwickelte Methodik soll anhand einer Reihenuntersuchung unter Anwendung der am häufigsten verwendeten Adstringenzien mit den verschiedenen dentalen Abformwerkstoffen verifiziert werden.

## 2 Methoden und Materialien

### 2.1 Entwicklung des Versuchsaufbaus

Ziel war die Entwicklung eines Versuchsaufbaus, mit dem eine an der Grenzfläche von einem Abformmaterial zum Retraktionsmittel vorhandene oder nicht vorhandene Polymerisationsstörung zu bestimmen ist und der eine möglichst gute Übertragbarkeit auf die klinische Situation ermöglicht.

Bei einer Inhibition der Polymerisation werden vor allem wichtige mechanische Eigenschaften des Abformmaterials wie Anfließverhalten, Oberflächenwiedergabegenauigkeit, Dehn- und Rückstellungsverhalten und Risszähigkeit negativ beeinflusst. Somit bietet die Messung dieser Eigenschaften einen Ansatzpunkt für mögliche Störungen in der Polymerisation.

Um eine gute Übertragbarkeit auf die klinische Situation zu gewährleisten, sollten analog zum klinischen Vorgehen Retraktionsfäden als Medikamententräger verwendet werden. Eine Störung der Polymerisation würde sich dann an der Grenzfläche zwischen Faden und anfließendem Abformmaterial manifestieren und die mechanischen Eigenschaften des Abformmaterials in diesem Bereich negativ beeinflussen. Diese Beeinflussung sollte messtechnisch und reproduzierbar erfassbar sein.

Zu dieser Fragestellung wurden mehrere Ansätze formuliert und bis zu einer experimentellen Testphase entwickelt. Das größte Potenzial – besonders im Hinblick auf die Standardisierbarkeit der Versuchsbedingungen und die Messempfindlichkeit – zeigte ein Zugversuch, bei dem ein getränkter Faden aus einem Probekörper des Abformmaterials mit einer Universalprüfmaschine unter Messung der Kraft herausgezogen wurde. Dieser Ansatz beruht auf der These, dass durch eine Inhibition der oberflächlichen Polymerisation an der Grenzfläche zum Faden eine verringerte Haftung des Fadens im Material resultiert, die sich im Vergleich zu einer Positivprobe über die Kraft, bei der sich der Faden löst, quantifizieren lässt.

Zur Optimierung der Messempfindlichkeit und Messgenauigkeit wurden in den weiteren Testreihen die folgenden Versuchsparameter variiert und untersucht:

1. Material und Typ des Retraktionsfadens

2. Länge der Strecke, in der der Faden vom Abformmaterial umschlossen wird
3. Volumen der Testlösung

Zusätzlich wurde die Frage der Modifikation möglicher Kontrollgruppen untersucht.

### **Material und Typ des Retraktionsfadens**

Für den durchzuführenden Zugversuch sollte der Retraktionsfaden eine gleichmäßige Dehnung bis zum Abriss zeigen und der Wert für den Abriss sollte deutlich über den zu erwartenden Belastungen unter Testbedingungen liegen. In den durchgeführten Vorversuchen mit verschiedenen ungetränkten Retraktionsfäden zeigte ein geflochtener Baumwollfaden die günstigsten Eigenschaften, da er während des Zugversuches eine geringe und konstante elastische Verformung aufwies und erst bei einer Belastung von 60 Newton riss. Im Vergleich dazu rissen gestrickte Fäden bei wesentlich geringen Belastungen, nachdem sie sich zusätzlich nicht linear verformten, was zu schwankenden Messergebnissen führte. Gedrehte Fäden entdrehten sich und beeinflussten so die Messungen negativ. Ebenfalls nicht für diesen Versuch geeignet waren Retraktionsfäden mit einer Seele aus Kupferdraht, da diese nicht exakt gerade gebogen werden konnten, ohne den Mantel aus Baumwolle mechanisch stark zu beanspruchen, was zu einer Veränderung der Textur oder zu einer Beschädigung führte.

### **Länge der Strecke, in der der Faden vom Abformmaterial umschlossen wird**

Die Länge der vom Abformmaterial umschlossenen Strecke des Fadens zeigte einen deutlichen Einfluss auf die Höhe der Kraft, bei der ein Faden sich aus dem Testmaterial bei sonst identischen Bedingungen löste. Eine Verlängerung der Strecke führte zu erhöhten Kraftwerten und einer besseren Differenzierung der unterschiedlichen Materialien. Gleichzeitig verschlechterten sich aber die Bedingungen für das Befüllen der Testkörper, was die Verlängerung der Strecke begrenzte. Somit wurden für die Optimierung der Messbedingungen letztendlich drei unterschiedliche Höhen der Messkörper von 10mm, 15mm und 20mm getestet. Die kürzesten Zylinder (10 mm) zeigten bei gleichem Versuchsaufbau eine höhere Standardabweichung während des Zugversuches, die Abweichung nahm mit der Höhe des Zylinders ab. Die mit 20 mm höchsten Probenzylinder waren allerdings schwieriger zu befüllen, da mit den Intraoraltips des Mischsystems der

Boden nicht erreicht werden konnte, was zu Luftfeinschlüssen und somit zu Fehlern führte. Somit wurde die mittlere Höhe von 15 mm für die Hauptversuche ausgewählt.

### **Volumen der Testlösung**

Direkt vor jedem Versuch wurde der Faden, der im Probekörper zu liegen kommt, mit der Testlösung getränkt. Um das Maß der Durchfeuchtung mit der zu testenden Substanz konstant zu halten, wurde mit einer Pipette (Eppendorf Reference variable mit Ep Spitzen, Eppendorf AG, Deutschland) immer die gleiche Menge der zu testenden Substanz auf den Faden gebracht. In den Vorversuchen wurden verschiedene Volumina von, mit Kaliumpermanganat gefärbtem Wasser, auf den Faden gebracht, dabei wurde festgestellt, dass die Menge von 8 µl Wasser ausreicht, um den Faden auf einer Strecke von 25 mm zu durchfeuchten. So konnte sichergestellt werden, dass der Faden auf den 15 mm, die er mit dem Abformmaterial im Prüfkörper in Kontakt steht, durchfeuchtet ist. Bei einer größeren Menge Wasser wirkte der Faden aufgrund von Kapillarkräften als Docht, so dass die Flüssigkeit eine längere Strecke des Fadens durchfeuchtete.

### **Modifikation der Kontrollgruppen**

Als Positivkontrolle für den hemmenden Einfluss der Testflüssigkeiten auf die Polymerisation wurde der Retraktionsfaden mit 8 µl aqua dest. getränkt. Zusätzlich wurde als Referenz immer auch der ungetränkte, trockene Retraktionsfaden getestet.

## **2.2 Versuchsbedingungen**

Alle Versuche wurden unter Laborbedingungen bei einer Raumtemperatur von 21-23 °C durchgeführt, wobei alle Materialien nach Herstellerangaben verarbeitet wurden. Die Abbindezeit der Abformmaterialien wurde auf zehn Minuten bei Raumtemperatur verlängert, um ein vollständiges Abbinden zu gewährleisten. Für die Applikation der Abformmaterialien wurden ausschließlich automatische Kartuschensysteme verwendet, mit denen das Material in einer zum System passenden Applikationspistole mit Hilfe von Aufsätzen (Mixing Tips) vermengt wird, so dass eine einwandfreie und gleichmäßige Durchmischung von Basis- und Katalysatormaterial gewährleistet ist.

Für die Versuche wurden ausschließlich leichtfließende Abformmaterialien des Viskositätstyps 3 nach ISO 4823 verwendet [16]. Bei der Handhabung der Retraktionsfäden wurden latexfreie Handschuhe getragen. Die Retraktionsmittel sind reizend und gesundheitsschädlich und wurden gemäß den Sicherheitsdatenblättern verwendet.

Insgesamt wurden fünf Vertreter unterschiedlicher Stoffklassen von Abformmaterialien mit unterschiedlichen Abbindemechanismen mit Vertretern der vier unterschiedlichen Adstringenzienwirkstoffe getestet, als Kontrollgruppe diente für jedes Material der mit aqua dest. getränkte Fäden, zusätzlich der ungetränkte Faden.

	Polyether A	Polyether B	Polyvinyl-siloxan	Vinyl-siloxanether	Polysiloxan
Trocken	PEA/TRO	PEB/TRO	PVS/TRO	VSE/TRO	PSX/TRO
Aqua dest.	PEA/AQD	PEB/AQD	PVS/AQD	VSE/AQD	PSX/AQD
Aluminiumchlorid	PEA/ALC	PEB/ALC	PVS/ALC	VSE/ALC	PSX/ALC
Aluminiumsulfat	PEA/ALS	PEB/ALS	PVS/ALS	VSE/ALS	PSX/ALS
Eisen(III)sulfat	PEA/FES	PEB/FES	PVS/FES	VSE/FES	PSX/FES
Epinephrin	PEA/EPI	PEB/EPI	PVS/EPI	VSE/EPI	PSX/EPI

Tabelle 1: Übersicht über die Kombination von Abformmaterial mit den Adstringenzien, sowie den Kontrollgruppen

## 2.3 Abformmaterialien

Eine Auflistung der verwendeten Abformmaterialien mit den Chargennummern findet sich in der Tabelle 2 (siehe S.16).

Die Abformmassen, die in dieser Untersuchung verwendet werden, entsprechen jeweils einem Vertreter einer chemischen Klasse, wobei der Abbindemechanismus der beiden Polyether A und B unterschiedlich ist, so dass diese getrennt untersucht werden.

### 2.3.1 Polyether A (PEA)

Der Hersteller gibt bezüglich der Kompatibilität mit Retraktionsmitteln den Hinweis, dass Lösungen auf Basis von Aluminiumhydroxidchlorid oder Aluminiumsulfat geeignet sind,

jedoch Epinephrin, 8-Hydroxychinolinsulfat- und Eisen-III-Sulfat die Polymerisation beeinträchtigen. Es wird empfohlen, Reste eines Retraktionsmittels vom Zahn zu entfernen. Die Abbindereaktion des Polyethers A ist bei Mundtemperatur nach fünf Minuten und 30 Sekunden abgeschlossen, die Rückstellung nach Verformung beträgt 98,6 % und die lineare Maßänderung nach 24 Stunden ist minus 0,3 %, weitere Inhaltsstoffe sind Triglyceride, Pigmente, Aromastoffe und Weichmacher. Die Abformung darf nach 30 Minuten mit Dentalgips ausgegossen werden.

### **2.3.2 Polyether B (PEB)**

Der Hersteller gibt an, dass der Polyether B unempfindlich gegen Adstringenzen ist. Es wird jedoch empfohlen, keine Rückstände eines Medikaments auf dem präparierten Zahn zu belassen.

Der Polyether B ist nach fünf Minuten und 15 Sekunden abgebunden, die Rückstellung nach Verformung beträgt 98 % und die lineare Dimensionsänderung beträgt minus 0,5 %. Die Abformung darf nach 30 bis 45 Minuten mit Dentalgips ausgegossen werden.

### **2.3.3 Polyvinylsiloxan (PVS)**

Die Reaktion ist fünf Minuten nach Mischbeginn bei Mundtemperatur abgeschlossen, die Rückstellung nach Verformung wird nach Herstellerangaben mit 98 % angegeben, die lineare Dimensionsänderung mit minus 0,5 %. Die Abformung kann nach 15 Minuten mit Gips ausgegossen werden. Neben Polymethylhydrogensiloxan als weiteres Basismaterial sind Weichmacher, Pigmente und Siliziumdioxid hinzugefügt.

Über eine mögliche negative Interaktion mit Latex wird informiert, über eine mit Retraktionsmitteln nicht.

### **2.3.4 Vinylpolysiloxanether (VSE)**

Die Reaktion ist nach fünf Minuten 30 Sekunden bei Mundtemperatur ab Mischbeginn abgeschlossen, die Rückstellung nach Verformung beträgt 99,0 % und die lineare Maßänderung beträgt minus 0,2 %. Das Ausgießen mit Dentalgips kann sofort erfolgen.

Der Hersteller empfiehlt den Kontakt mit Latexhandschuhen zu überprüfen und ungeeignete Fabrikate zu vermeiden. Die gründliche Entfernung von Adstringenzen vor der Abformung

wird empfohlen, da sie die Abbindereaktion negativ beeinflussen könnten. In der Produktbroschüre wird die problemlose Kompatibilität mit den gängigen Mitteln bei sachgemäßer Anwendung beschrieben.

### 2.3.5 Polysiloxan (PSX)

Die Abbindezeit wird mit fünf Minuten bei Mundtemperatur angegeben, die Rückstellung nach Verformung wird nach Herstellerangaben mit > 98 % angegeben und die lineare Dimensionsänderung beträgt 1 %. Die Abformung darf nach 30 Minuten mit Dentalgips ausgegossen werden.

Auf eine mögliche Interaktion mit Retraktionsmitteln wird nicht hingewiesen.

### 2.3.6 Tabelle der untersuchten Abformmaterialien

Code	Handelsname	Material	Hersteller	LOT Nr.	Viskositäts- klasse (ISO 4823)
PEA	Permadyne Garant L Duosoft	Polyether	3M Espe, Seefeld, Deutschland	B 253638 C253047	3
PEB	P2 Polyether	Polyether	Heraeus Kulzer, Deutschland	260282	3
PVS	Aquasil XLV	A-Silikon Polyvinylsiloxan	Dentsply-Caulk, USA	060509	3
VSE	Identium light	Vinylsiloxanether	Kettenbach, Deutschland	90031	3
PSX	Xantopren Comfort Light Hydro Control	K-Silikon Polysiloxan	Heraeus Kulzer, Deutschland	250214	3

Tabelle 2: Untersuchte Abformmaterialien

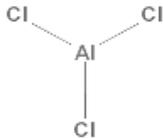
## 2.4 Adstringenzen

Die verwendeten Mittel sind wässrige Lösungen zum Trinken von nicht imprägnierten Retraktionsfäden im Rahmen der mechanisch-chemischen Gingivaretraktion. Die in dieser Arbeit untersuchten Retraktionsmittel und die Chargennummern sind in Tabelle 3 (siehe S.25) aufgeführt. Die Summen- und Strukturformeln sind mit Hilfe der NCBI PubChem Compound Datenbank ermittelt worden.

### 2.4.1 Aluminiumchlorid (ALC)

Der Vertreter des Gingivaretraktionsmittels auf Metallsalzbasis mit einem Zusatzstoff enthält 25 % Aluminiumchlorid und ist als hydroalkoholische Lösung mit 58 % Alkohol im Handel, des weiteren sind 8-Hydrochinolin und destilliertes Wasser zugesetzt, es besitzt einen sauren pH-Wert von 1.

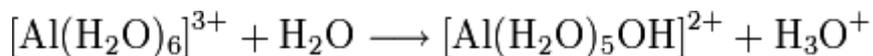
Aluminiumoxid hat die Summenformel  $\text{AlCl}_3$  und die Strukturformel:



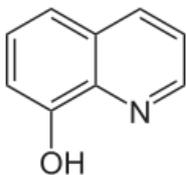
In stark exothermer Reaktion geht Aluminiumchlorid in Wasser in Lösung, wobei eine Hydrolyse in Chloridionen und Hexaaquaaluminiumkomplexe erfolgt:



Diese Hexaaquaionen gehen schließlich in stark saurer Reaktion in eine Hydroxyverbindung über:



8-Hydroxychinolin ist ein Komplexbildner, welcher auch als Desinfektionsmittel und Antimykotikum eingesetzt wird, es besitzt die Summenformel  $\text{C}_9\text{H}_7\text{NO}$ , die Strukturformel:





### 2.4.5 Tabelle der untersuchten Retraktionsmittel

Code	Handelsname	Hersteller	Wirkstoff	LOT Nr.
ALC	Racestyptine Solution	Septodont pharma, Frankreich	Aluminiumchlorid, 8-Hydrochinolin	CHB P2270
ALS	Orbat sensitive	lege artis Pharma, Deutschland	Aluminiumsulfat	1241005
FES	Astringedent	Ultradent Products, USA	Eisen(III)Sulfat	5ZNC
EPI	Surgident Solution	Sigma Dental Systems Emasdi GmbH, Deutschland	Epinephrin	030108

Tabelle 3: Untersuchte Retraktionsmittel

## 2.5 Retraktionsfaden

In diesem Versuchsaufbau wird der Faden Racestyptine braided cord der Größe eins (Baumwolle, Lot: CHB P1244) verwendet.

## 2.6 Versuchsaufbau

### 2.6.1 Prüfeinrichtung

Bei der Prüfeinrichtung handelt es sich um eine Universalprüfmaschine der Firma Zwick (Zwick 1435, Zwick/Roell, Deutschland), mit welcher Druck-, Zug- und Hystereseveruche vorgenommen und mit Hilfe eines angeschlossenen Computers ausgewertet werden können, (siehe Abb. 1). Die elektrischen Daten, die eine bis 500 N geeichte Messdose während des Zugversuches ausgibt, werden mit Hilfe eines Analog-Digital-Umsetzers in elektronische Daten konvertiert und mit Hilfe einer Software für technische Datenverarbeitung (DIAdem 9.0, National Instruments GmbH, München, Deutschland) erfasst. Die Daten werden dann in das .xls Dateiformat konvertiert, um sie mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogrammes Microsoft Excel 2003 (Microsoft Corporation, USA) auszuwerten.

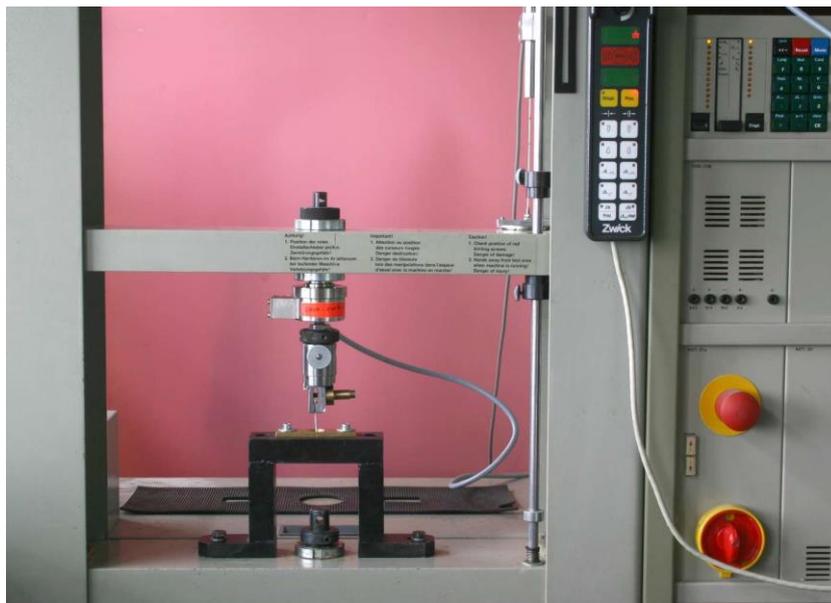


Abbildung 1: Die Universalprüfmaschine Zwick 1435 mit eingespanntem Prüfkörper für den Zugversuch.

### 2.6.2 Prüfkörperherstellung

Der 15 cm lange Retraktionsfaden wird mit Hilfe einer Zentriereinrichtung so aufgehängt, dass er in der Mitte eines geraden Hohlzylinders aus durchsichtigem Acrylkunststoff hängt, (siehe Abb. 2). Zu diesem Zweck wird der Zylinder auf einen Kupferzylinder gestellt, der in der Mitte ein Loch von einem mm Durchmesser zur Aufnahme des Fadens hat. Der Acrylzylinder hat eine Höhe von 15 mm, einen Innendurchmesser von 12 mm und einen Außendurchmesser von 14 mm. Die Probenzylinder wurden aus einem industriell gefertigten Acrylrohr gedreht, entgratet, gereinigt und mit Hilfe einer Messlehre auf die korrekte Höhe kontrolliert. Um eine gleichmäßige Vorspannung des Fadens zu gewährleisten, wird er mit einem zehn Gramm Gewicht beschwert, welches an dem Faden in einem Acrylrohr unterhalb des Kupferzylinders hängt.



Abbildung 2: Der Retraktionsfaden wird mit Hilfe der Zentriereinrichtung in die Mitte des Probenzylinders gespannt.

Der vorgespannte Faden wird mit Hilfe einer Pipette (Eppendorf Reference variable mit Ep Spitzen, Eppendorf AG, Deutschland) mit 8µl der zu untersuchenden Flüssigkeit getränkt (siehe Abb.3).

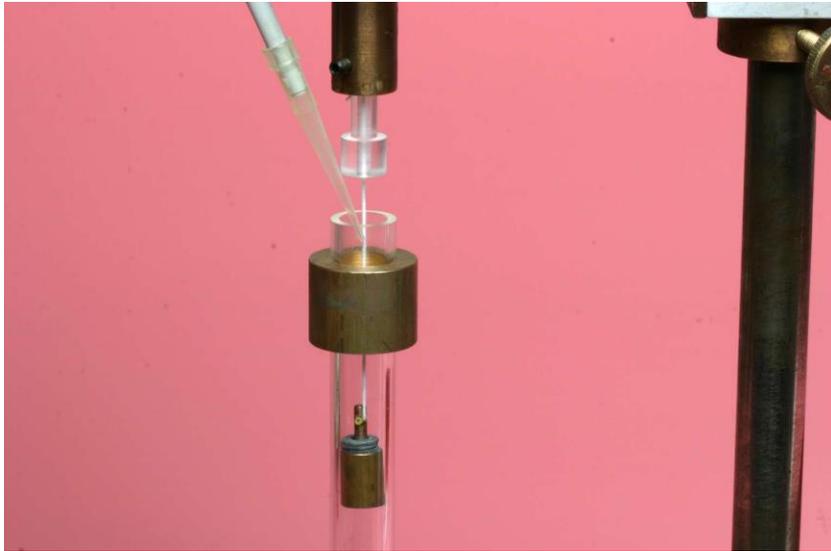


Abbildung 3: Der Retraktionsfaden wird mit Hilfe einer Pipette mit 8µl der zu untersuchenden Flüssigkeit getränkt.

Direkt nach dem Tränken des Fadens wird der Acrylzyylinder mit dem zu testenden Abformmaterial befüllt (siehe Abb. 4). Das Anmischen erfolgt mit Hilfe einer Applikationspistole und aufgesetzten Intraoraltips, wobei das erste gemischte Material stets verworfen wird, um Mischfehlern vorzubeugen. Das Befüllen erfolgt gleichmäßig und unterbrechungsfrei, ohne an den Faden oder die Wand des Zylinders zu stoßen, die Spitze des Intraoraltips verbleibt dabei stets im Abformmaterial. Der Zylinder wird im Überschuss befüllt und das Abformmaterial verbleibt für zehn Minuten zur vollständigen Aushärtung in der Vorrichtung.



Abbildung 4: Der Probenzylinder wird mit dem Abformmaterial befüllt.

Nach zehn Minuten wird der Zylinder aus der Zentriervorrichtung herausgenommen, das Gewicht entfernt und der Überschuss der einen Seite mit einem Skalpell abgetrennt, so dass der mit dem Adstringens beschickte Faden genau auf 15 mm Länge in Kontakt mit dem Abformmaterial steht (siehe Abb.5).

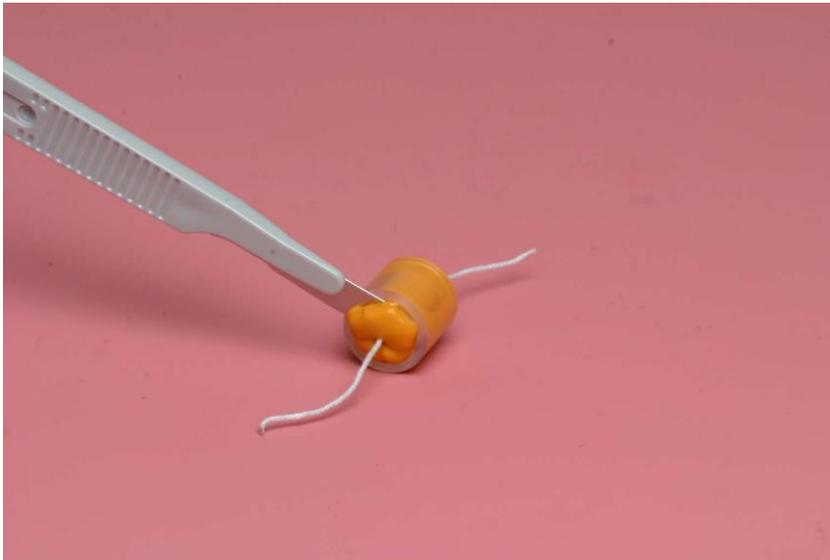


Abbildung 5: Der Überschuss des Abformmaterials wird mit einem Skalpell abgetrennt.

### 2.6.3 Versuchsdurchführung

Der Prüfkörper wird mit Hilfe des auf der einen Seite herausragenden Fadens in die Zwick Maschine eingespannt (siehe Abb.1). Zu diesem Zweck wird eine Kupferplatte mit einem Loch in der Mitte, durch welches der Faden geführt wird, auf den Zylinder gelegt. Die Kupferplatte hat einen Außendurchmesser von 14 mm und liegt dem Acrylzylinder plan auf (siehe Abb.6).



Abbildung 6: Der Prüfkörper, in welchem sich der Retraktionsfaden mittig im abgebundenen Abformmaterial befindet. Eine Kupferplatte ist ihm aufgelegt.

Der Retraktionsfaden wird mit den Branchen einer Klemme festgehalten, die mit einer Messdose zur Datenerfassung verbunden ist. Der Abstand zwischen den Branchen der Klemme und den Verriegelungsplatten beträgt konstant 20 mm und wird mit Hilfe eines halben offenen Acrylzylinders justiert, um immer die gleiche Länge des Retraktionsfadens während des Zugversuches zu gewährleisten (siehe Abb.7).

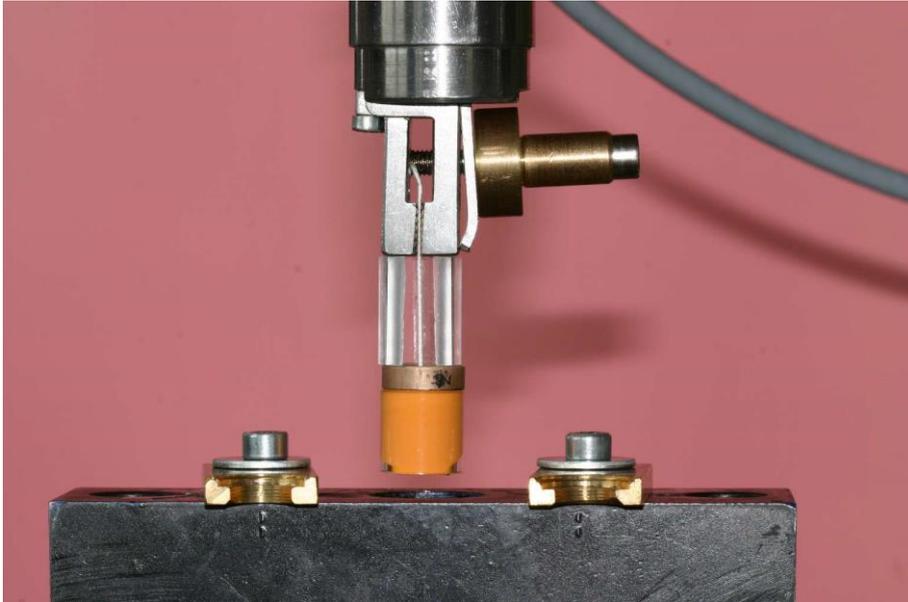


Abbildung 7: Der Probenzylinder wird mit dem Faden in die Branchen der Messapparatur eingespannt. Ein halber offener Acrylzylinder dient als Abstandshalter.

Der Zylinder wird in eine Halterung gefahren und zwei Riegel werden so an der Halterung arretiert, dass der Zylinder frei am Faden hängt, sich aber während des Zuges nach oben an die Riegel, welche als Widerstand dienen, legen kann. Die Kupferplatte auf dem Zylinder dient dazu, sich bei dem Zugversuch an die Riegel zu legen und für einen dichten Abschluss zu sorgen, damit das Abformmaterial nicht, seiner Elastizität folgend, nach oben aus dem Zylinder treten kann (siehe Abb.8). Der Zugversuch wird mit einer konstanten Geschwindigkeit von 5 mm/min ausgeführt.

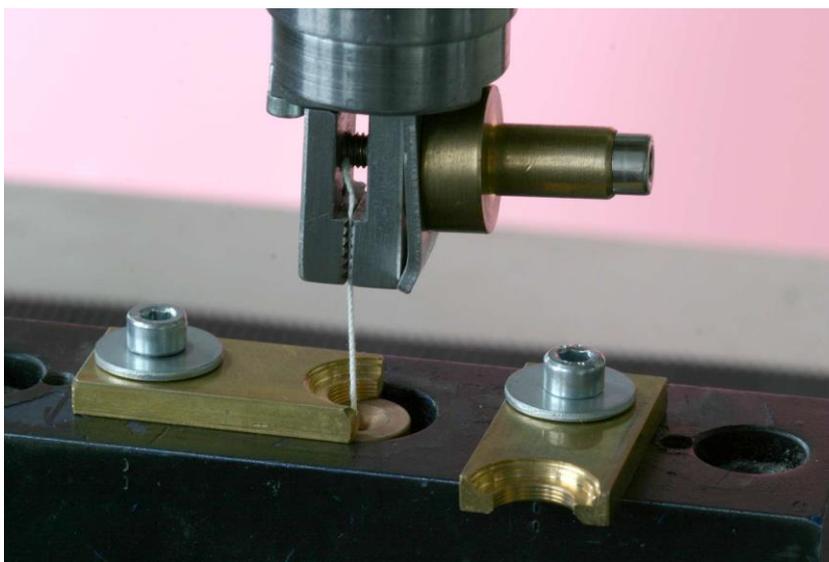


Abbildung 8: Zwei Riegel dienen als Widerstand während des Zugversuches.

## 2.7 Messung

Während der Messung wurden die Zugkraft in Newton, der zurückgelegte Weg in Millimetern und die Zeit in Sekunden erfasst und gespeichert. Die Messung erfolgte mit einer Taktung von 100 Hertz, es wurden pro Sekunde 100 Messungen gespeichert.

Grafisch ließ sich eine Messreihe als Kurve darstellen, exemplarisch ist die Messreihe der Kontrollgruppe des Polyethers A, sowie die Messreihe des Polyethers A mit Aluminiumchlorid dargestellt (siehe Abb. 9 und 10).

Die durchschnittliche Maximalkraft jeder materialspezifischen Gruppe wurde aus den Ergebnissen errechnet und in einem Balkendiagramm dargestellt, die Standardabweichung der Maximalkraft in jeder Gruppe wurde mit Fehlerindikatoren in einem Balkendiagramm dargestellt (siehe Abb. 11 bis 16, S.28 - 32). Die einzelnen Gruppen wurden nach dem zu testenden Abformmaterial definiert und signifikante ( $p \leq 0,05$ ) Unterschiede mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS 14.0 für Windows (SPSS Inc., USA) errechnet.

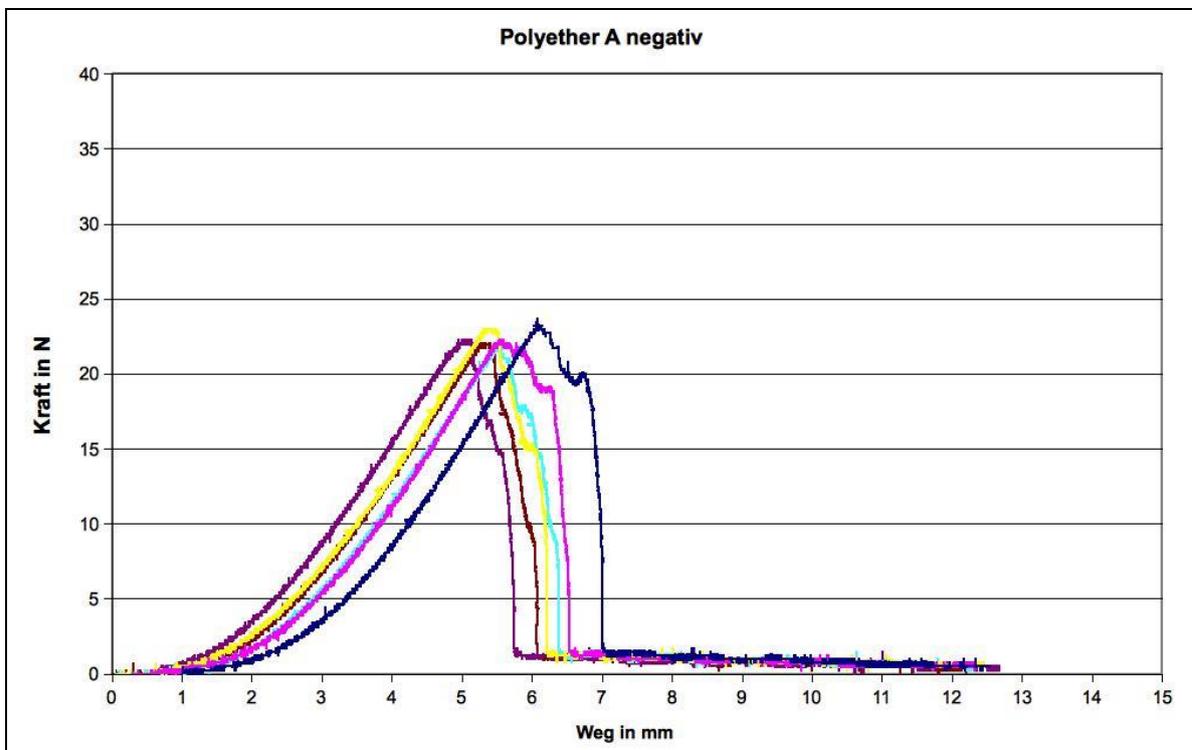


Abbildung 9: Grafische Darstellung der Messreihe der Kontrollgruppe des Polyethers A. Kraft in Newton pro zurückgelegtem Weg in mm.

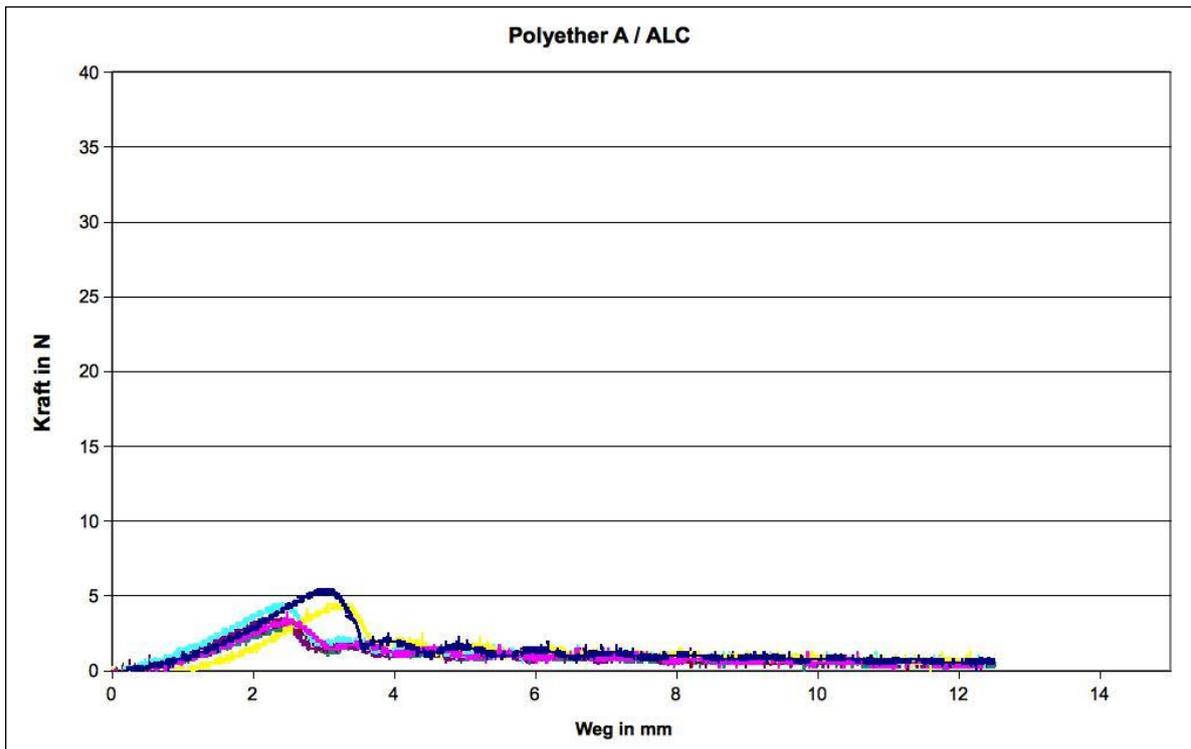


Abbildung 10: Grafische Darstellung der Messreihe Polyether A mit Aluminiumchlorid ALC. Kraft in Newton pro zurückgelegtem Weg in mm.

## 2.8 Statistische Auswertung

Da die Kraftwerte aufgrund der unterschiedlichen mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Materialien nicht über die Grenzen der Materialgruppen hinweg vergleichbar sind, erfolgt eine statistische Auswertung nur innerhalb der Materialgruppen. Nach Auswertung auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Test) wurden die Daten innerhalb einer Materialgruppe ohne Einbeziehung der Daten für den trockenen Faden mittels einfaktorieller ANOVA und post-hoc Test (Scheffé-Prozedur) auf signifikante Unterschiede hin untersucht.

Anschließend erfolgte innerhalb der Materialgruppen zusätzlich ein Vergleich der Werte von trockenem Faden und mit aqua dest. getränktem Faden mittels T-Test.

Das Signifikanzlevel wurde bei  $p \leq 0,05$  festgelegt.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Ergebnisse der Hauptversuche

Die Ergebnisse der Hauptversuche sind in den Abbildungen 11-15 zu sehen. In der Kontrollgruppe (AQD) wurde aqua dest. zum Tränken des Fadens verwendet. Die durchschnittlich gemessene Haftkraft der Kontrollgruppe wurde als 100 % gesetzt und die Ergebnisse der Testgruppen werden als Prozentwerte in Relation zur Kontrollgruppe dargestellt und ausgewertet.

##### 3.1.1 Polyether A

Die Haftkraft des getränkten Fadens wurde beim Polyether A von allen Adstringenzen signifikant negativ beeinflusst. Die maximale Haftkraft sank bei Aluminiumchlorid (ALC) und bei Aluminiumsulfat (ALS) auf 13 % des Kontrollwertes (AQD), bei Eisensulfat (FES) sank sie auf 16 % und bei Epinephrin (EPI) auf 64 % des Kontrollwertes (AQD) (siehe Abb. 11 und Tabelle 7, S.51).

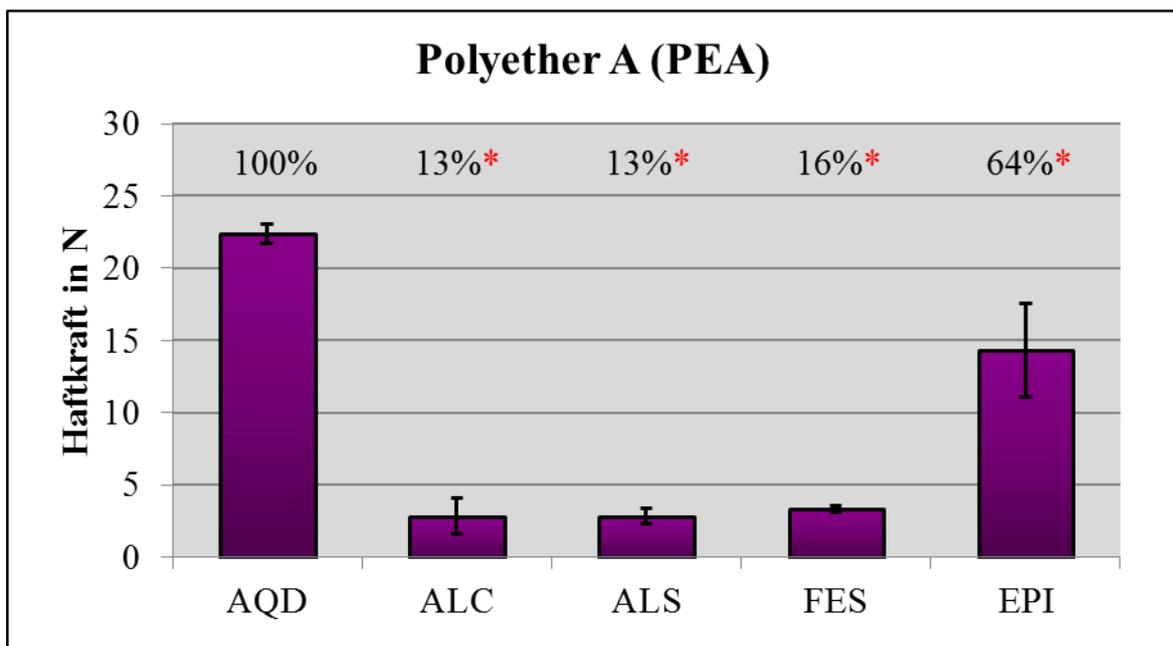


Abbildung 11: Polyether A (PEA) - Ergebnisse der Zugversuche. Haftkraft in Newton. Signifikante Abweichungen sind mit einem \* gekennzeichnet (vergl. Tabelle 6, S.34).

### 3.1.2 Polyether B

Hier wurde ein sehr geringer Ausgangswert bei der Kontrollgruppe mit aqua dest. (AQD) von 5,2 N gemessen. Bei Anwendung von Aluminiumchlorid (ALC), Aluminiumsulfat (ALS) und Eisensulfat (FES) stieg die Haftkraft signifikant. Die maximale Haftkraft stieg auf 258 % des Kontrollwertes (AQD) bei ALC, auf 175 % bei ALS und auf 238 % bei FES. Epinephrin (EPI) beeinflusste die Haftkraft nicht signifikant (96 %) (siehe Abb. 12 und Tabelle 8, S.51).

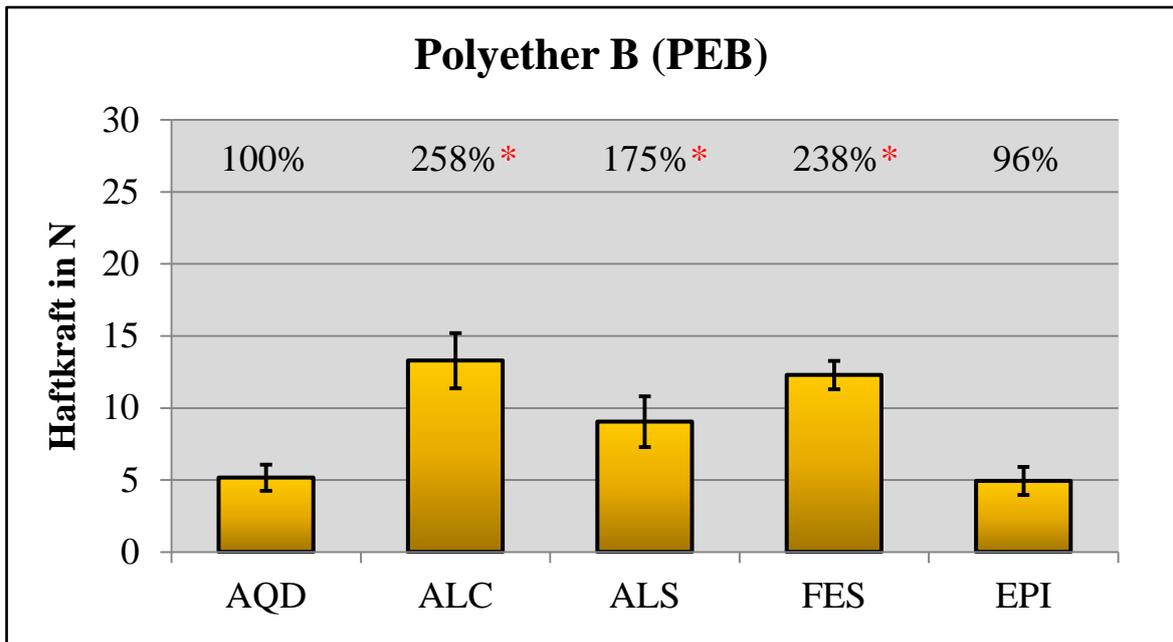


Abbildung 12: Polyether B - Ergebnisse der Zugversuche. Haftkraft in Newton. Signifikante Abweichungen sind mit einem \* gekennzeichnet (vergl. Tabelle 6, S.34).

### 3.1.3 Polyvinylsiloxan (PVS)

Bei dem Polyvinylsiloxan zeigte sich eine signifikante Steigerung der Haftkraft auf 125 % des Wertes der Kontrollgruppe (AQD) bei Anwendung von Eisensulfat (FES). Die Steigerungen bei Aluminiumchlorid (ALC), Aluminiumsulfat (ALS) oder Epinephrin (EPI) waren nicht signifikant (siehe Abb. 13 und Tabelle 9, S.52).

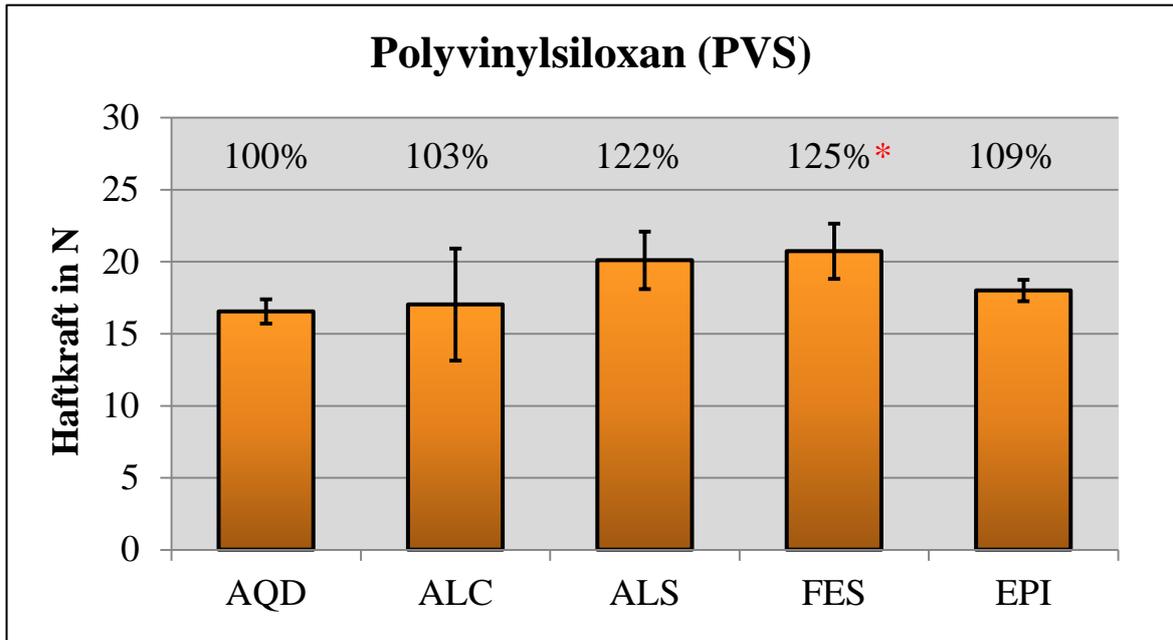


Abbildung 13: Polyvinylsiloxan (PVS) - Ergebnisse des Zugversuches. Haftkraft in Newton. Signifikante Abweichungen sind mit einem \* gekennzeichnet (vergl. Tabelle 6, S.34).

### 3.1.4 Vinylpolysiloxanether (VSE)

Der Vinylpolysiloxanether wurde nur bei Anwendung von Aluminiumchlorid (ALC) eine signifikante Steigerung der maximalen Haftkraft auf 118 % des Kontrollwertes (AQD) gemessen. Die Veränderungen bei Aluminiumsulfat (ALS), Eisensulfat (FES) oder Epinephrin (EPI) waren nicht signifikant (siehe Abb.14 und Tabelle 10, S.52).

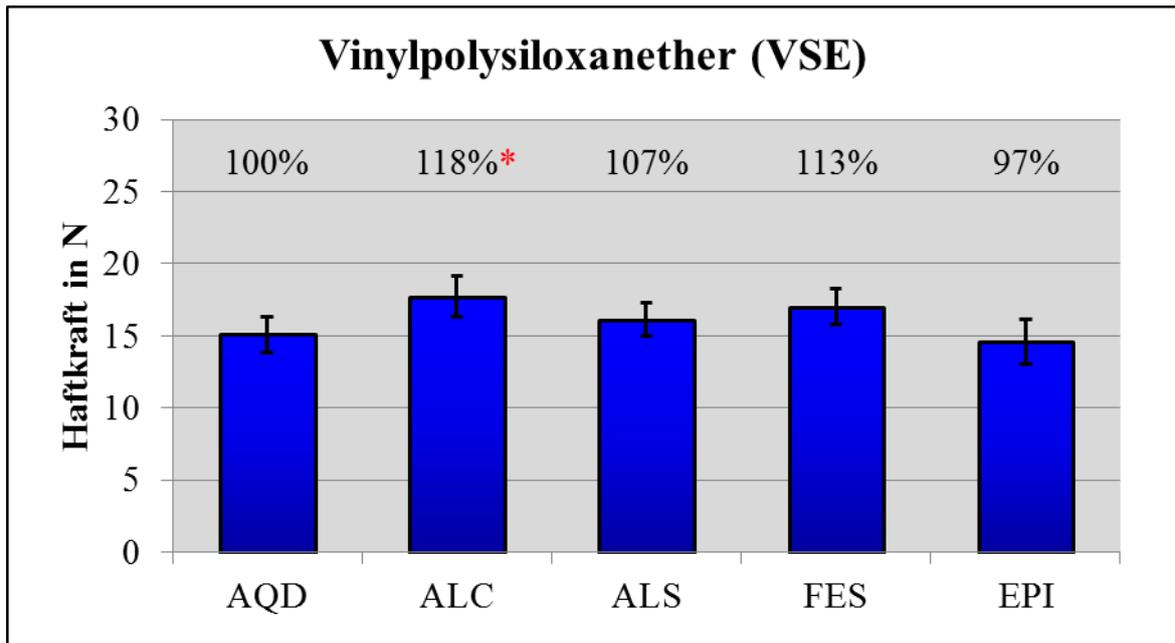


Abbildung 14: Vinylpolysiloxanether (VSE) - Ergebnisse der Zugversuche. Haftkraft in Newton. Signifikante Abweichungen sind mit einem \* gekennzeichnet (vergl. Tabelle 6, S.34).

### 3.1.5 Polysiloxan (PSX)

Bei dem Polysiloxan wurde keine signifikante Veränderung der Haftkraft durch die Adstringenzen ermittelt (siehe Abb. 15 und Tabelle 11, S.53).

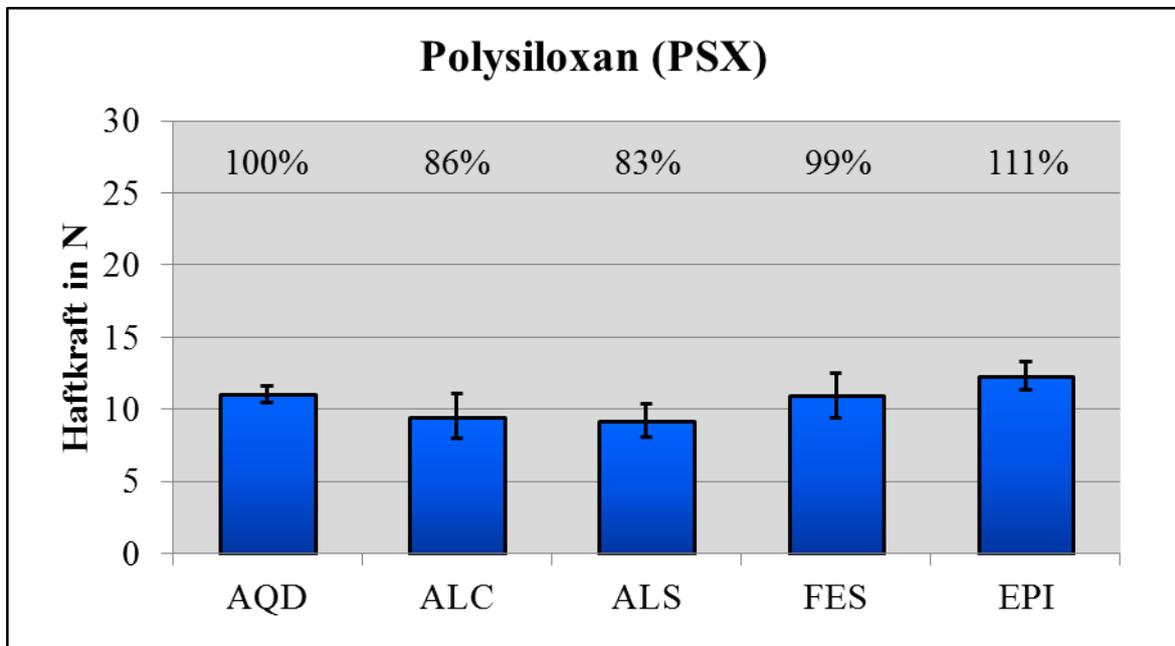


Abbildung 15: K-Silikon (PSX) - Ergebnisse der Zugversuche. Haftkraft in Newton. Signifikante Abweichungen sind mit einem \* gekennzeichnet (vergl. Tabelle 6, S.34).

### 3.2 Vergleich trockener und angefeuchteter Faden

Die Ergebnisse des Vergleiches zwischen ungetränktem (TRO) und mit destilliertem Wasser getränktem Faden (AQD) sind in der Abbildung 16 für die verschiedenen Abformmaterialien dargestellt. Es zeigte sich jeweils ein signifikanter Abfall der Haftkraft für den mit aqua dest. getränkten Faden im Vergleich zum trockenen Faden. Dieser ist im Fall des Polyethers B besonders stark mit einem Abfall von 20,7 N auf 5,2 N.

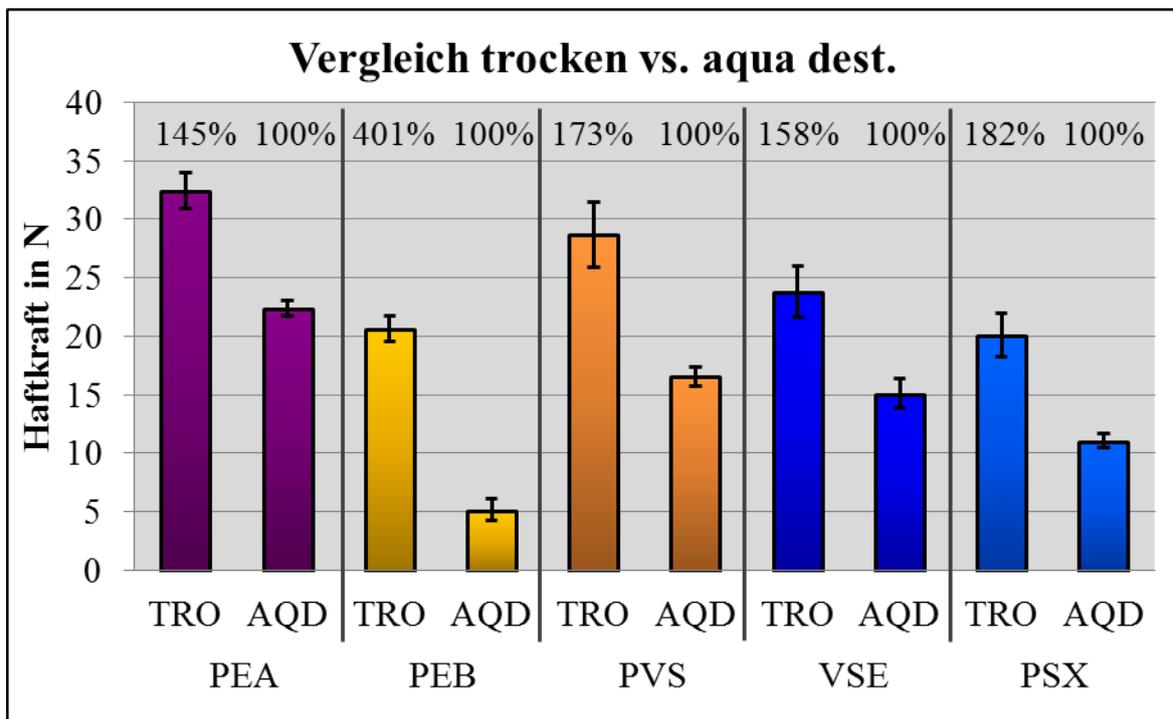


Abbildung 16: Vergleich des trockenen (TRO) und des mit Wasser getränktem Faden (AQD). Alle Abweichungen sind signifikant. Jede Gruppe wurde getrennt voneinander untersucht.

### 3.3 Statistische Auswertung

Primär wurde mittels einfaktorieller ANOVA jeweils für die fünf verschiedenen Abformmaterialien ausgewertet, ob signifikante Unterschiede in der maximalen Haftkraft bei Anwendung der fünf untersuchten Flüssigkeiten gefunden wurden (Tabelle 5). Hierbei ergab sich bei allen Materialien ein signifikanter Unterschied, so dass eine weiterführende Auswertung mittels post-hoc-Tests durchgeführt wurde.

	PEA	PEB	PVS	VSE	PSX
Einfaktorielle ANOVA	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 0,003$	$p = 0,001$	$p \leq 0,001$

Tabelle 5: Signifikanzlevel  $p$  für die Unterschiede in der maximalen Haftkraft innerhalb der fünf Materialgruppen (ANOVA, ohne trockenen Faden)

Aufgrund der Fragestellung wird die Darstellung der ausgewerteten Unterschiede mittels des post-hoc-Tests (Scheffé-Prozedur) für die einzelnen Gruppen auf die Unterschiede zwischen den Testflüssigkeiten und der Kontrollgruppe beschränkt (Tabelle 6).

	ALC	ALS	FES	EPI
PEA (AQD)	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$
PEB (AQD)	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p \leq 0,001$	$p = 1,000$
PVS (AQD)	$p = 0,996$	$p = 0,082$	$p = 0,027$	$p = 0,817$
VSE (AQD)	$p = 0,020$	$p = 0,734$	$p = 0,155$	$p = 0,968$
PSX (AQD)	$p = 0,250$	$p = 0,126$	$p = 1,000$	$p = 0,449$

Tabelle 6: Signifikanzlevel  $p$  für die Unterschiede in der maximalen Haftkraft zwischen aqua dest. (AQD) und den vier Testflüssigkeiten für die fünf Materialgruppen (Scheffé-Prozedur, ohne trockenen Faden)

Beim Vergleich der maximalen Haftkraft zwischen trockenem Faden und mit aqua dest. getränktem Faden ergaben sich innerhalb aller fünf Materialgruppen signifikante Unterschiede mit einem Signifikanzlevel von  $p \leq 0,001$  (T-Test)

## **4 Diskussion**

Eine qualitativ mangelhafte Abformung der Präparation stellt – besonders im Bereich der Präparationsgrenze – ein signifikantes Problem bei der Herstellung von Zahnersatz dar. Mängel der Abformung im Bereich der Präparationsgrenze können auf unterschiedliche Ursachen zurückgeführt werden. Zum einen sind dies Unzulänglichkeiten in der klinischen Durchführung der Darstellung der Präparationsgrenze, die sowohl in der Vorbehandlung (z.B. mangelnde parodontale Vorbehandlung oder die Nichteinhaltung der biologischen Breite) als auch im eigentlichen, klinischen Verfahren selbst (z.B. Kontamination mit Speichel und/oder Blut oder unzureichendem Gewebemanagement), bedingt sein können. Zum anderen können auch chemische Inkompatibilitäten besonders zwischen den verwendeten Adstringenzien und Abformmaterialien die korrekte Abformung der Präparationsgrenze negativ beeinflussen.

Bei Mängeln in einem konkreten klinischen Fall können natürlich auch beide Ursachenkomplexe in Verbindung miteinander auftreten, so dass für eine adäquate Fehleranalyse das Wissen um mögliche chemische Inkompatibilitäten zwischen den unterschiedlichen verwendeten Materialien essentiell ist. Bisher liegt aber keine Studie vor, die systematisch die unterschiedlichen, in der Praxis angewendeten Adstringenzien und Abformmaterialien in Bezug auf chemische Inkompatibilitäten untersucht hat. Hinzu kommt die klinische Einführung neuer Stoffklassen im Bereich der Abformmaterialien in den letzten Jahren, zu denen noch keine diesbezüglichen Daten vorliegen.

### **4.1 Diskussion der Methodik**

Die Literaturrecherche bezüglich der Fragestellung von Inkompatibilitäten zwischen Adstringenzien und Abformmaterialien ergab nur eine sehr geringe Anzahl von Untersuchungen, was angesichts der klinischen Bedeutung der Fragestellung verwundert hat.

#### **4.1.1 Entwicklung einer neuen Messmethodik**

Die in den bisherigen Studien angewandten Methoden haben nur eine sehr eingeschränkte Aussagekraft, da die Auswertung entweder rein qualitativ erfolgte [5,8,25,30], oder nur

bedingt die klinische Situation wiedergab [4,25]. Aus diesem Grund wurde ein komplett neuer Versuchsansatz zur Beantwortung der Fragestellung erarbeitet. Die in dieser Studie vorgestellte Methodik hat sich im Rahmen erster Untersuchungen mit unterschiedlichen Ansätzen als die vor allem in Bezug auf die Standardisierbarkeit vielversprechendste Methode gezeigt, die dann im Rahmen von verschiedenen Vorversuchen optimiert wurde und bei der Durchführung der eigentlichen Studie angewendet wurde.

Ein Grundgedanke der entwickelten Methodik war, dass, wie in der klinischen Anwendung, als Träger des adstringierenden Medikaments ein Retraktionsfaden verwendet werden sollte. Dies wurde auch in vorhergehenden Studien bei einer rein qualitativen Auswertung durchgeführt, jedoch sollte in dieser Studie eine quantitative Methodik angewendet werden, welche statistisch auswertbare Ergebnisse ermöglicht.

Die in anderen Studien bereits qualitativ belegte mögliche Inhibition der Polymerisation der Abformmaterialien an der Grenzfläche zum getränkten Retraktionsfaden führte zur Formulierung der Hypothese, dass ein in Abformmaterial eingebetteter Faden, der mit einem Adstringenz getränkt ist, welches die Polymerisation inhibiert, sich bei geringeren Kraftwerten aus dem Material herausziehen lässt als bei einem Adstringenz, welches keinen negativen Einfluss auf die Polymerisation hat. Dieser Test sollte standardisiert in einer Universalprüfmaschine als Zugversuch durchgeführt werden.

Die postulierte Hypothese wurde primär durch eine Positivprobe (Polyether A mit bekannter Inkompatibilität zu Aluminiumsulfat) und Negativproben (trockener Faden bzw. Faden getränkt mit aqua dest.) bestätigt. Daraufhin wurde der Versuchsaufbau in weiteren Vorversuchen modifiziert mit dem Ziel, die Standardisierung zu optimieren und die Standardabweichung in den Versuchsreihen zu minimieren.

Eine Schlüsselrolle im Versuchsaufbau hatte der verwendete Retraktionsfaden. Er musste zum einen den Belastungen im Zugversuch standhalten ohne selbst zu reißen und sollte zum anderen eine möglichst gleichmäßige eigenständige Verformung unter zunehmender Kraft aufweisen. Alle in den Vorversuchen getesteten Fäden hatten die Eigenschaft, sich bei Zug in der Länge elastisch zu verformen. Geflochtene (braided) Fäden zeigten eine elastische Verformung mit gleichmäßigem Anstieg im Kurvenverlauf des Kraft-Weg-Diagramms. Gedrehte (twisted) und gestrickte (knitted) Fäden zeigten einen eher ungleichmäßigen, von

Schwankungen in der gemessenen Kraft gekennzeichneten Kurvenverlauf und wurden daher nicht verwendet. Der ausgewählte Faden „Racestytine braided cord Gr.1“ zeigte die günstigste Kombination von Reißfestigkeit und gleichmäßiger Verformung.

Von maßgeblicher Bedeutung für die Höhe der gemessenen Kräfte im Zugversuch war die Länge des Fadens, die vom Abformmaterial umschlossen wird, bei sonst gleichen Bedingungen erhöhte sich die gemessene Kraft, bei der sich der Faden aus dem Abformmaterial löste, mit der Länge des ummantelten Fadens. Begrenzend für die mögliche Länge der Strecke waren zum einen die Reißfestigkeit des Fadens und zum anderen die blasenfreie Befüllbarkeit des Testkörpers in dem zur Verarbeitung des Abformmaterials zur Verfügung stehenden Zeitraum. Im Rahmen von Vorversuchen zeigte sich, dass die verschiedenen Anforderungen bei einer Zylinderlänge von 15 mm am günstigsten miteinander kombiniert werden konnten. Eine Erhöhung der Messgenauigkeit konnte durch eine Vorspannung des Fadens über ein Gewicht von zehn Gramm vor dem Einfüllen des Abformmaterials erreicht werden. Die Gestaltung des Probenkörpers ermöglichte ein reproduzierbares, freies Herausziehen des Fadens in der Universalprüfmaschine.

Eine gleichmäßige und standardisierte Durchfeuchtung des Retraktionsfadens mit der Testflüssigkeit im Bereich des Probekörpers konnte durch die Applikation von 8  $\mu\text{l}$  Testlösung mit einer Eppendorf-Pipette erreicht werden.

Mit dem entwickelten Versuchsaufbau war es erstmals möglich, den Einfluss von Adstringenzen auf die Polymerisation von Abformmaterialien im Kontaktbereich der Materialien quantitativ zu erfassen und bei hoher Reproduzierbarkeit und geringer Standardabweichung zu bewerten. Dies stellt einen deutlichen Vorteil im Vergleich zu der rein qualitativen Bewertung dar, wie sie bisher in den Studien von Camargo et al., 1993, Borchers et al., 1994, O'Mahoney et al. 2000 und Kumbulogu et al. 2007 durchgeführt wurde.

Die gleichmäßige Durchfeuchtung des Fadens bietet auch eine standardisierte Grenzfläche zur Bewertung des Einflusses der Polymerisation. Bei Auftrag von Testflüssigkeiten auf Glasplatten (Borchers et al. 1994) oder Metallprüfkörper (O'Mahoney et al. 2000) kann nicht von einer gleichmäßigen Beschichtung des nicht saugfähigen Untergrundes

ausgegangen werden, was eine Erklärung für die widersprüchlichen Ergebnisse darstellen kann.

Ein direktes Vermischen des Adstringenz mit dem Abformmaterial beim Anmischen, wie es von Borchers et al. 1999 durchgeführt wurde, steht im Widerspruch zur korrekten, vom Hersteller vorgegebenen Verarbeitung der Materialien und ist nur sehr bedingt auf die klinische Situation übertragbar. Die Ergebnisse stehen z.T. auch im Widerspruch zu den anderen Untersuchungen und sollte nicht überbewertet werden.

### **Kontrollgruppen**

Da eine mögliche chemische Interaktion des in einer wässrigen Lösung vorliegenden Adstringenz mit dem Abformmaterial untersucht werden sollte, wurde als Kontrollgruppe die Gruppe mit einem mit aqua dest. getränkten Faden gewählt. Weil die absolute Höhe des gemessenen Kraftwertes beim Zugversuch zu einem großen Teil auch von den unterschiedlichen mechanischen und physikalischen Eigenschaften der zu testenden Abformmaterialien abhängig ist, wurde als Referenzwert für ein Material der durchschnittliche Messwert bei Verwendung des mit aqua dest. getränkten Fadens verwendet und als 100 % gesetzt und die Testgruppen in Relation zu diesem Standard ausgewertet.

Dass die Verwendung eines materialübergreifenden Referenzwertes für diese Fragestellung nicht möglich war, zeigen die doch sehr unterschiedlichen absoluten Messwerte bei dem mit aqua dest. getränkten Faden für die verschiedenen Abformmaterialien (vergl. Abb. 16, S.33). Als zusätzliche Kontrollgruppe wurde der Versuch mit einem ungetränkten Faden gewählt. Für alle Materialien ist ein gutes Anfließen an den trockenen Faden zu erwarten und die Höhe des Messwertes erlaubt einen Rückschluss auf mechanische Werte wie z.B. Reißfestigkeit und elastische Deformation. Da die Hydrophilie und damit das Anfließen an feuchte Oberflächen der untersuchten Abformmaterialien durchaus unterschiedlich ist, erlaubt der Vergleich zwischen trockenem und mit aqua dest. befeuchtetem Faden eine bessere klinische Einordnung der ermittelten Messwerte, als es eine alleinige Betrachtung im Vergleich zu dem mit aqua dest. befeuchteten Faden ermöglicht [13,21,24,32,37]. Dies wird besonders bei der Betrachtung der Werte in den Kontrollgruppen von Polyether A und Polyether B deutlich. So liegt der absolute Kraftwert von Polyether B bei trockenem Faden bereits unter dem Wert von Polyether A bei mit aqua dest. befeuchtetem Faden. Zudem kommt es zu einem weiteren starken Abfall des Wertes bei Polyether B bei

Verwendung von aqua dest. Die dann bei Verwendung der Adstringenzien z.T. wieder signifikant steigenden Werte können durch die Einbeziehung der Kontrollgruppe mit trockenem Faden besser in Relation gesetzt und hinterfragt werden.

#### **4.1.2 Verwendete Materialien**

##### **Adstringenzien**

Für die Untersuchungen wurden die vier mit Abstand häufigsten am Markt vertretenen Adstringenzien angewendet, wobei für jede unterschiedliche Substanz ein markttypischer Vertreter in Form einer wässrigen Lösung gewählt wurde (vergl. Kapitel 2.5). Aufgrund des Versuchsaufbaues konnten Retraktionsmittel, die in gelförmiger oder schaumartiger Konsistenz appliziert werden, nicht berücksichtigt werden. Da in diesen Retraktionsmitteln aber die gleichen Adstringenzien wie in den wässrigen Lösungen verwendet werden, ist eine Übertragbarkeit der Ergebnisse zu erwarten.

##### **Abformmaterialien**

Die drei am häufigsten angewendeten Abformmaterialien in der zahnärztlichen Praxis sind Polyether A und die beiden Materialien auf Silikonbasis: Polyvinylsiloxan und Polysiloxan, wobei das kondensationsvernetzende Polysiloxan zunehmend durch das additionsvernetzende Polyvinylsiloxan aufgrund seiner besseren elastischen Eigenschaften und besseren Lagerfähigkeit ersetzt wird. In den letzten Jahren wurden weitere Materialien eingeführt, die entweder eine Substitution von Polyether A erlauben sollen, der ausschließlich von einem Hersteller vertrieben wird (z.B. Polyether B) oder Materialien, in denen die jeweils positiven Eigenschaften von Polyether und Silikon kombiniert werden sollen (z.B. Vinylpolysiloxanether). Besonders zu den beiden letztgenannten Materialien liegen bisher kaum publizierte Daten vor. Aus diesem Grund wurden die fünf in dieser Studie untersuchten Materialien ausgewählt.

Besonders in Bezug auf die additionsvernetzenden Polyvinylsiloxane muss einschränkend festgestellt werden, dass eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf Produkte eines anderen Herstellers zu erwarten ist, aber durch gesonderte Versuche abgesichert werden sollte, da die inzwischen herstellenseits verwendeten Zusätze zur Hydrophilisierung der per se hydrophoben Materialien einen weiteren Einfluss haben könnten.

## 4.2 Diskussion der Ergebnisse

### 4.2.1 Polyether A

Dieses Abformmaterial war das Einzige, bei dem die Untersuchungsergebnisse einen signifikanten Abfall für alle verwendeten Adstringenzien im Vergleich zur Kontrollgruppe zeigten. Dieser Abfall war besonders bei den verwendeten Metallsalzen so stark, dass davon ausgegangen werden muss, dass der Polyether A in Kontakt mit diesen Adstringenzien nicht aushärtet. Dies steht im Widerspruch zu den Angaben des Herstellers, der zwar Epinephrin und Eisensulfat als mögliche Inhibitoren für die Polymerisation angibt, aber Aluminiumchlorid und Aluminiumsulfat (sofern sie nicht 8-Hydrochinolin enthalten) zur Anwendung empfiehlt. In dieser Studie konnte kein Unterschied zwischen den drei Präparaten festgestellt werden, alle inhibierten die Reaktion gleichermaßen. Die Inhibition durch die Epinephrinlösung fiel dabei mit einer Reduktion des Kraftwertes auf 64 % deutlich geringer aus als bei den Metallsalzlösungen (13 - 16 %), so dass epinephrinhaltige Lösungen unter diesem Gesichtspunkt zu bevorzugen sind.

Wie genau die Adstringenzien den Ablauf der Polymerisationsreaktion beeinflussen kann nicht genau ermittelt werden, da die exakte Zusammensetzung der Pasten und der genaue Ablauf der Polymerisation nicht vom Hersteller bekannt gegeben werden. Ein Zusammenhang zwischen dem pH-Wert des Adstringens und dem Einfluss auf den Katalyse wäre ebenfalls möglich, da die Präparate Racestypine Solution, Orbat sensitiv und Astringedent auf Metallsalzbasis mit pH-Werten zwischen 1 und 2,5 deutlich niedrigere Messwerte im Zugversuch zeigten, als dies bei dem Epinephrinpräparat Surgident, mit einem pH-Wert von 4, der Fall war.

Die Ergebnisse der Zugversuche lassen den Schluss zu, dass ein Kontakt von Adstringenzien bei der Verwendung von Polyether A möglichst zu vermeiden ist, so dass in der klinischen Anwendung entweder auf die Verwendung dieser Präparate verzichtet werden sollte, oder nach Verwendung und vor der Abformung die Reste eines Retraktionsmittels gründlich entfernt werden sollten. Die Beobachtungen von Borchers 1994 und 1999 mit chemisch verwandten Polyether Impregum zeigten ebenfalls eine deutliche negative Beeinflussung der Polymerisation durch die verwendeten Adstringenzien [4,5]. Der klinischen Studie von Kumbuloglu zufolge versprochen neben Epinephrin, welches aus oben genannten Gründen nur eingeschränkt empfohlen werden kann, auch ungetränkte Fäden ein klinisch zufriedenstellendes Ergebnis bei der Abformung [25].

Dieser Ansicht widersprachen Toshes und Salvi, die die Blutungskontrolle und die Verdrängung der Gingiva mit ungetränkten Fäden als ungenügend einstufen [36].

#### **4.2.2 Polyether B**

Bemerkenswert ist der starke Abfall der Kontrollgruppe aqua dest. auf 5,2 N im Vergleich zur Kontrollgruppe mit trockenem Faden (20,6 N) der in diesem Ausmaß bei keinem anderen getesteten Abformmaterial beobachtet wurde. Der Polyether B zeigt ein chemisch deutlich anderes Verhalten als der Polyether A und katalysiert eine Polymerisation in Anwesenheit eines jeden Adstringens auf Metallsalzbasis im Vergleich zu der Kontrollgruppe (AQD) signifikant besser. Nur das Adstringens Epinephrin beeinflusste die Polymerisation nicht signifikant. Die deutliche Verringerung der Haftkraftwerte in Anwesenheit von Wasser und dem Adstringens mit einem pH-Wert von vier im Vergleich zu den verbesserten Haftkraftwerten der stark sauren Präparate auf Metallsalzbasis lässt die Hypothese zu, dass der pH-Wert einen starken Einfluss auf die Polymerisation des Abformmaterial im Bereich der Oberfläche hat.

Gestützt wird diese Hypothese auf eine Studie von Kanehira 2007, in welcher beobachtet wurde, dass der Polyether P2 im Vergleich mit dem Polyether Impregum und zwei A-Silikon an eine feuchte Dentinoberfläche deutlich schlechter anfließt, weil das Material im Kontaktbereich nicht abgebunden war [21]. Es wurde eine dünne, nicht ausgehärtete Oberfläche nachgewiesen, welche erst nach Stunden weiter polymerisierte. Der Autor erklärt dies mit der Verschiebung der Dissoziation der für die Polymerisation notwendigen Säure des Katalysators. Durch die Verdünnung der Säure würde der Katalysator nicht effektiv arbeiten und eine vollständige Polymerisation würde verhindert. Diese Erklärung deckt sich mit den in dieser Studie gemessenen, niedrigen Haftkraftwerten für die Kontrollgruppe aqua dest.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Kompatibilität des Polyethers B mit Adstringenzen gewährleistet ist und dass bei Anwendung der Metallsalzlösungen mit ihrem niedrigen pH-Wert ein positiver Effekt beobachtet wurde. Im Hinblick auf die klinische Anwendung muss aber der geringe Ausgangswert bei der Kontrollgruppe kritisch berücksichtigt werden.

### 4.2.3 Polyvinylsiloxan

Das additionsvernetzende Polyvinylsiloxane durch andere Substanzen bei der Verarbeitung in ihrer Polymerisation gehindert werden können, wurde bereits in mehreren Studien gezeigt. So berichteten Chee et al. bereits 1989 in einer klinischen Fallstudie, dass die Polymerisation durch das Benutzen von Latexhandschuhen negativ beeinflusst wurde [6]. Der Schwefel, der auf Latexhandschuhen und Kofferdamgummi vorkommt, wurde in Studien von Kimoto et al. und Kahn et al. als Verursacher der Polymerisationsinhibition nachgewiesen [19,23]. Das Vorhandensein von chemisch gebundenem Schwefel in Form von Sulfat jedoch scheint keinen negativen Einfluss zu haben. Alle untersuchten Adstringenzen führten in dieser Untersuchung zu einer Erhöhung der Haftkraft im Vergleich zur Kontrollgruppe aqua dest., die bei Verwendung des Eisensulfats sogar signifikant war, so dass keine negativer Einfluss auf die Polymerisation nachgewiesen werden konnte.

Dies entspricht nicht den Ergebnissen von O'Mahony et al., welche die Entfernung von Adstringenzen vor der Abformung empfehlen, da in ihrer Studie das Polyvinylsiloxan Reprosil (LD Caulk, USA) in einem Test nach ADA Spezifikation Nr. 19 zwar akzeptabel abschnitt, aber deutliche Einbußen in der Oberflächenbeschaffenheit aufwies [2,30]. De Camargo et al. hingegen konnten ebenfalls keinen negativen Einfluss auf die Polyvinylsiloxane Reprosil (Dentsply De Trey, Deutschland) und Extrude (Kerr, USA) durch Retraktionsmittel nachweisen. Auch Kumbuloglu stellte klinisch keine Beeinflussung des getesteten Polyvinylsiloxans Affinis (Colthène, Frankreich) durch verschiedene Retraktionsmittel fest.

Borchers zeigte 1999 in einem gänzlich anderen Messansatz, dass die beiden dort getesteten A-Silikone Permagum (3M ESPE, Deutschland) und Panasil (Kettenbach, Deutschland) signifikant negativ beeinflusst wurden, wenn dem Abformmaterial während des Abbindesprozesses zwei Volumenprozent Adstringens untergemischt wurden, wobei die klinische Relevanz dieses Ansatzes zu hinterfragen ist. Er weist auf die Beobachtung hin, dass unterschiedliche Vertreter derselben Stoffklasse auf die gleichen Adstringenzen unterschiedlich reagieren können.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass sich die Vielzahl unterschiedlicher Produkte der Polyvinylsiloxane, die sich durch die unterschiedlichen zugesetzten Stoffe, z.B. zur Hydrophilisierung, trotz der identischen chemischen Grundrezeptur nicht als homogene Materialgruppe darstellen. Eine allgemeingültige, positive Aussage für alle

Polyvinylsiloxane aufgrund dieser Studie ist somit nur eingeschränkt möglich und sollte in weiteren Untersuchungen an dieser Produktgruppe verifiziert werden.

#### **4.2.4 Vinylpolysiloxanether**

Dieses Abformmaterial stellt eine neu eingeführte Materialgruppe dar, welche eine Mischung aus Polyether und Polyvinylsiloxan ist und die positiven Eigenschaften beider Materialien zusammenführen soll. Für die untersuchte Fragestellung und im Hinblick auf die sehr unterschiedlichen Ergebnisse der beiden Polyether und des Polyvinylsiloxans war hier von besonderem Interesse, wie sich dieses neue Material einordnete.

Die gemessenen Haftkraftwerte liegen etwa auf dem Niveau des Polyvinylsiloxans und das Verhalten gegenüber den verschiedenen Adstringenzen zeigte ebenfalls eine sehr ähnliche Charakteristik. So waren für die Lösungen der Metallsalze die Werte geringfügig höher, für das Aluminiumchlorid bei 118 % sogar signifikant höher, während bei Verwendung von Epinephrin der Wert bei 97 % praktisch identisch zur Kontrollgruppe war. Auch die Ergebnisse der beiden Kontrollgruppen zueinander entsprachen dem Verhältnis beim Polyvinylsiloxan, so dass sich dieses neue Material in der untersuchten Fragestellung nicht wie ein Polyether sondern wie ein Polyvinylsiloxan verhielt und nicht negativ durch die Adstringenzen beeinflusst wurde.

#### **4.2.5 Polysiloxan**

Bei dem untersuchten Polysiloxan waren die Haftwerte bei Verwendung der Metallsalze geringer, der Unterschied war aber nicht signifikant. Insgesamt lagen die Werte für dieses Material auf einem geringeren Kraftniveau. Die Ergebnisse zeigen, dass in der klinischen Anwendung kein negativer Einfluss durch ein Adstringens zu erwarten ist. Jedoch ist auch bei den Polysiloxanen von der Verallgemeinerung abzusehen, grundsätzlich von einer Unempfindlichkeit gegenüber Retraktionsmitteln zu sprechen, da in der Studie von Borchers et al. 1994 das kondensationsvernetzende Silasoft (Detax, Deutschland) in Verbindung mit Racestypine deutliche Oberflächenveränderungen zeigte und in der Testanordnung Borchers 1999 ebenfalls die getesteten kondensationsvernetzenden Silikone beim Zusatz von Adstringenzen während der Polymerisation in ihren Eigenschaften beeinflusst wurden.

### **4.3 Schlussfolgerung und klinische Anwendung**

Eine unzureichende Darstellung der Präparationsgrenze bei der Herstellung von Zahnersatz kann durch Fehler in der klinischen Prozedur, aber auch durch Inkompatibilitäten zwischen Abformmaterialien und verwendeten Adstringenzen bedingt sein. Besonders bei der Einführung neuer Materialgruppen, sollten solche Inkompatibilitäten vermieden werden oder zumindest bekannt sein. Das Wissen um eine mögliche Inhibition der Polymerisation ist notwendig, um die klinische Prozedur zu optimieren und Fehlerquellen zu vermeiden.

Bei bekannter Inkompatibilität, wie in dieser Untersuchung für den Polyether A ermittelt, muss eine sorgfältige Entfernung etwaiger Reste durchgeführt werden, bzw. alternative Prozeduren (z.B. Elektrochirurgie) verwendet werden. Mit der neu entwickelten Methodik ist eine gute und sichere Prüfung der möglichen Materialkombinationen *in vitro* möglich. Es konnten hier auch erstmals Daten für neue Materialgruppen vorgestellt werden.

Einschränkend ist zu sagen, dass aufgrund der bisherigen Untersuchung kein sicherer Schwellenwert in Bezug auf den Wert der Kontrollgruppe formuliert werden kann, bei dem noch nicht mit Problemen zu rechnen ist, wie z.B. bei der Verwendung von Epinephrin in Kombination mit dem Polyether A. Für fast alle anderen Kombinationen ergaben sich aber eindeutige Ergebnisse. Wichtig ist die Einbeziehung des trockenen Fadens in die Messreihe um das Anfließverhalten des Materials im feuchten Milieu und damit seine klinische Wertigkeit besser beurteilen zu können.

## 5 Zusammenfassung

Eine qualitativ mangelhafte Abformung der Präparation stellt – besonders im Bereich der Präparationsgrenze – ein signifikantes Problem bei der Herstellung von Zahnersatz dar. Mängel der Abformung im Bereich der Präparationsgrenze können u.a. durch chemische Inkompatibilitäten zwischen den verwendeten Adstringenzen und Abformmaterialien bedingt sein. Zur systematischen, reproduzierbaren in-vitro Untersuchung dieser möglichen Inkompatibilitäten liegt jedoch bisher kein geeignetes Versuchsdesign vor, bisherige Untersuchungen kamen zu widersprüchlichen Aussagen und waren größtenteils auf qualitative Aussagen beschränkt. Ziel dieser Studie war die Entwicklung eines Versuchsaufbaus, mit dem eine an der Grenzfläche von dentalen Abformmaterialien zu Retraktionsmitteln vorhandene oder nicht vorhandene Polymerisationsstörung quantitativ messbar ist und die nachfolgende Untersuchung der klinisch angewendeten Materialien im entwickelten Versuchsaufbau.

Im entwickelten Versuchsaufbau wurden Retraktionsfäden (Racestypine braided cord<sup>®</sup>) in der Mitte eines Acrylzylinders von 15 mm Höhe positioniert und der Zylinder mit einem leichtfließenden, elastomeren Abformmaterial befüllt. Nach 10 Minuten Abbindezeit wurde der Prüfkörper in eine Materialprüfmaschine (Zwick 1435, Zwick/Roell, Deutschland) eingespannt und der Retraktionsfaden in einem Zugversuch mit 5 mm/min aus dem Abformmaterial herausgezogen. Die Zugkraft, bei der sich der Faden aus dem Abformmaterial löste, wurde als Messwert definiert.

Im entwickelten Versuchsaufbau wurden die Retraktionsfäden mit einer definierten Menge von 8µl eines Adstringenz (Aluminiumchlorid – Racestypine<sup>®</sup>, Aluminiumsulfat – Orbat sensitive<sup>®</sup>, Eisen(III)sulfat – Astringedent<sup>®</sup>, Epinephrin – Surgident Solution<sup>®</sup>) getränkt, als Kontrollgruppen dienten mit aqua dest. getränkte und ungetränkte Fäden. Die fünf bedeutendsten Materialklassen von elastomeren Abformmaterialien (Polyether – Permadyne Garant L Duosoft<sup>®</sup> und P2 Polyether<sup>®</sup>, Polyvinylsiloxan – Aquasil XLV<sup>®</sup>, Vinylsiloxanether – Identium light<sup>®</sup>, Polysiloxan – Xantopren Comfort Light Hydro Control<sup>®</sup>) wurden mit in die Studie einbezogen, für jede Kombination von Retraktionsfäden und Abformmaterial wurden 7 Proben hergestellt und untersucht, so dass in den Hauptversuchen insgesamt 210 Messungen durchgeführt wurden. Die statistische

Auswertung erfolgte mittels einfaktorieller ANOVA und anschließendem post-hoc Scheffé Test, jeweils für die fünf verschiedenen Abformmaterialien.

Die Ergebnisse zeigten eine gute Differenzierbarkeit und Reproduzierbarkeit in Bezug auf die Zielsetzung für den neu entwickelten Versuchsaufbau. Als Bezugswert für eine mögliche Inkompatibilität wurde für jedes untersuchte Abformmaterial der Messwert bei dem mit aqua dest. getränkten Faden genommen und als 100 % gesetzt. Der Vergleich zum ungetränkten Faden diente zu einer Abschätzung der Hydrophilie und der mechanischen Eigenschaften des jeweiligen Abformmaterials.

Bei den untersuchten Materialien zeigte der Polyether A als einziges der untersuchten Materialien einen signifikanten Abfall bei allen Adstringenzien auf 64 % bei Epinephrin und 11-13 % bei den Metallsalzen. Bei allen anderen untersuchten Materialien kam es im Vergleich zum mit aqua dest. getränkten Faden zu keinem signifikanten Abfall, in einigen Fällen sogar zu einem signifikanten Anstieg. Der Vergleich zum ungetränkten Faden erlaubte eine bessere klinische Einordnung der eigentlichen Messwerte. So wurde beim Polyether B im Vergleich zu den anderen Materialien bereits ein extremer Abfall des mit aqua dest. getränkten Fadens im Vergleich zum ungetränkten Faden gemessen, so dass hier der absolute Messwert bei der Kontrollgruppe aqua dest. mit 5,2 N nur unwesentlich über den ungünstigen Messwerten des Polyethers A bei Anwendung der Metallsalze (2,8-3,3 N) lag.

Insgesamt war es mit dem neu entwickelten Versuchsaufbau möglich, eine mögliche Inhibition der Polymerisation von elastomeren Abformmaterialien durch Adstringenzien quantitativ und mit guter Reproduzierbarkeit zu prüfen. Die Einbeziehung eines ungetränkten Fadens als zweite Kontrollgruppe hat sich für die weiterführende Analyse der Messergebnisse bewährt. Die ermittelten Ergebnisse liefern wichtige Informationen bei der Analyse von Abformfehlern im maßgeblichen Bereich der Präparationsgrenze, da auch zu zwei Materialklassen (Polyether B und Vinylpolysiloxanether) bisher keine diesbezüglichen Daten vorlagen.

Eine Übertragbarkeit der Ergebnisse zwischen den Produkten verschiedener Hersteller innerhalb einer Materialklasse von Abformmaterialien ist nur bedingt gegeben, da jeweils unterschiedliche Zusätze zur Beeinflussung und Modifikation der Eigenschaften, wie z.B. Hydrophilie, zugesetzt werden. Hierzu sind weitere vergleichende Untersuchungen notwendig, ebenso besteht weiterer Forschungsbedarf zum besseren Verständnis des Einflusses des pH-Wertes auf den Abbindemechanismus der Materialien.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Akca EA, Yildirim E, Dalkiz M, Yavuzyilmaz H, Beydemir B. Effects of different retraction medicaments on gingival tissue. *Quintessence Int* 2006;37:53-59.
2. American-National-Standards-Institute. Revised American Dental Association Specification no. 19 for Non-aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials. *J Am Dent Assoc* 1977;94:733-741.
3. Bader JD, Bonito AJ, Shugars DA. A systematic review of cardiovascular effects of epinephrine on hypertensive dental patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002;93:647-653.
4. Borchers L KL, Scheller, H. Der Einfluß von Adstringentien auf das Abbindeverhalten von Abformmassen. *ZWR*; 108:356-9 1999;
5. Borchers L S, H, Labove F. Der Effekt von Adstringentien auf die Oberfläche von Abformungen. *Dtsch Zahnarzt Z* 1994;49:618-621.
6. Chee WW, Donovan TE, Kahn RL. Indirect inhibition of polymerization of a polyvinyl siloxane impression material: a case report. *Quintessence Int* 1991;22:133-135.
7. Csillag M, Nyiri G, Vag J, Fazekas A. Dose-related effects of epinephrine on human gingival blood flow and crevicular fluid production used as a soaking solution for chemo-mechanical tissue retraction. *J Prosthet Dent* 2007;97:6-11.
8. de Camargo LM, Chee WW, Donovan TE. Inhibition of polymerization of polyvinyl siloxanes by medicaments used on gingival retraction cords. *J Prosthet Dent* 1993;70:114-117.
9. de Waal H, Castellucci G. The importance of restorative margin placement to the biologic width and periodontal health. Part II. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994;14:70-83.
10. Donovan TE, Gandara BK, Nemetz H. Review and survey of medicaments used with gingival retraction cords. *J Prosthet Dent* 1985;53:525-531.
11. Endo T, Finger WJ. Dimensional accuracy of a new polyether impression material. *Quintessence Int* 2006;37:47-51.
12. Enkling N, Bayer S, Jöhren P, Mericske-Stern R. Vinylsiloxanether: A New Impression Material. Clinical Study of Implant Impressions with Vinylsiloxanether

- versus Polyether Materials. *Clinical implant dentistry and related research* 2012;14:144-151.
13. German MJ, Carrick TE, McCabe JF. Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties. *Dent Mater* 2008;24:951-956.
  14. IDZ. *Das Dental Vademekum BZÄK und KZBV*, 2004.
  15. Ingber JS, Rose LF, Coslet JG. The "biologic width"--a concept in periodontics and restorative dentistry. *Alpha Omegan* 1977;70:62-65.
  16. ISO, TC106/SC2. 4823:2000/Cor 1:2004 - Dentistry -- Elastomeric impression materials 2004;
  17. Jagger DC, Al Jabra O, Harrison A, Vowles RW, McNally L. The effect of a range of disinfectants on the dimensional accuracy of some impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2004;12:154-160.
  18. Jagger DC, Vowles RW, McNally L, Davis F, O'Sullivan DJ. The effect of a range of disinfectants on the dimensional accuracy and stability of some impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2007;15:23-28.
  19. Kahn RL, Donovan TE, Chee WW. Interaction of gloves and rubber dam with a polyvinyl siloxane impression material: a screening test. *Int J Prosthodont* 1989;2:342-346.
  20. Kanehira M, Finger WJ, Endo T. Volatilization of components from and water absorption of polyether impressions. *J Dent* 2006;34:134-138.
  21. Kanehira M, Finger WJ, Komatsu M. Surface detail reproduction with new elastomeric dental impression materials. *Quintessence Int* 2007;38:479-488.
  22. Kern M, Rathmer RM, Strub JR. Three-dimensional investigation of the accuracy of impression materials after disinfection. *J Prosthet Dent* 1993;70:449-456.
  23. Kimoto K, Tanaka K, Toyoda M, Ochiai KT. Indirect latex glove contamination and its inhibitory effect on vinyl polysiloxane polymerization. *J Prosthet Dent* 2005;93:433-438.
  24. Kugel G, Klettke T, Goldberg JA, Benchimol J, Perry RD, Sharma S. Investigation of a new approach to measuring contact angles for hydrophilic impression materials. *J Prosthodont* 2007;16:84-92.
  25. Kumbuloglu O, User A, Toksavul S, Boyacioglu H. Clinical evaluation of different gingival retraction cords. *Quintessence Int* 2007;38:e92-98.
  26. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J* 1998;43:428-434.

27. Martin N, Martin MV, Jedyakiewicz NM. The dimensional stability of dental impression materials following immersion in disinfecting solutions. *Dent Mater* 2007;23:760-768.
28. Matis BA, Valadez D, Valadez E. The effect of the use of dental gloves on mixing vinyl polysiloxane putties. *J Prosthodont* 1997;6:189-192.
29. Neissen LC, Strassler H, Levinson PD, Wood G, Greenbaum J. Effect of latex gloves on setting time of polyvinylsiloxane putty impression material. *J Prosthet Dent* 1986;55:128-129.
30. O'Mahony A, Spencer P, Williams K, Corcoran J. Effect of 3 medicaments on the dimensional accuracy and surface detail reproduction of polyvinyl siloxane impressions. *Quintessence Int* 2000;31:201-206.
31. Peregrina A, Land MF, Feil P, Price C. Effect of two types of latex gloves and surfactants on polymerization inhibition of three polyvinylsiloxane impression materials. *J Prosthet Dent* 2003;90:289-292.
32. Petrie CS, Walker MP, O'Mahony A M, Spencer P. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent* 2003;90:365-372.
33. Reitz CD, Clark NP. The setting of vinyl polysiloxane and condensation silicone putties when mixed with gloved hands. *J Am Dent Assoc* 1988;116:371-375.
34. Rosen M, Touyz LZ, Becker PJ. The effect of latex gloves on setting time of vinyl polysiloxane putty impression material. *British dental journal* 1989;166:374-375.
35. Stark MM, Nicholson DJ, Soelberg KB, Kempler D, Pelzner RB. The effects of retraction cords and electrosurgery upon blood pressure and tissue regeneration in rhesus monkeys. *J Dent Res* 1977;56:881-888.
36. Tosches NA, Salvi GE. Gingival retraction methods. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2009;119:121-138.
37. Walker MP, Petrie CS, Haj-Ali R, Spencer P, Dumas C, Williams K. Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *J Prosthodont* 2005;14:158-163.
38. Wöstmann B. Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. *Zahnärztl Mitt* 2005;21:32-39.
39. Wostmann B, Rehmann P, Trost D, Balkenhol M. Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns. *J Dent* 2008;36:508-512.

40. Yagiela JA. Adverse drug interactions in dental practice: interactions associated with vasoconstrictors. Part V of a series. *J Am Dent Assoc* 1999;130:701-709.

## 7 Anhang

<b>PEA</b>	Trocken	AQD	ALC	ALS	FES	EPI
1.Messung in N	31,5	23,7	5,4	2,9	3,4	20,5
2.Messung in N	32,5	22,1	2,9	1,7	3,4	16,9
3.Messung in N	32,0	22,9	3,2	2,9	3,2	13,7
4.Messung in N	29,8	21,7	2,7	3,2	2,9	12,0
5.Messung in N	33,7	22,2	1,7	2,9	3,7	13,0
6.Messung in N	33,2	22,0	2,0	3,4	3,4	12,7
7.Messung in N	34,4	22,2	2,0	2,9	3,2	11,5
Mittelwert Messung 1 – 7 in N	32,4	22,4	2,8	2,8	3,3	14,3
Standartabweichung in N	1,5	0,7	1,3	0,5	0,3	3,2
Abweichung (%) zu AQD	145%	100%	13%	13%	15%	64%

Tabelle 7: Alle Messwerte der Versuchsreihen für den Polyether A (PEA)

<b>PEB</b>	Trocken	AQD	ALC	ALS	FES	EPI
1.Messung in N	20,8	5,6	13,4	11,5	12,9	3,9
2.Messung in N	20,8	5,4	14,4	9,5	11,0	3,9
3.Messung in N	18,6	6,6	15,4	10,3	12,5	5,9
4.Messung in N	21,5	5,6	11,0	9,3	11,0	3,9
5.Messung in N	21,7	4,4	14,6	7,6	12,7	5,6
6.Messung in N	19,8	4,6	10,3	9,0	12,2	5,4
7.Messung in N	21,5	3,9	13,9	6,1	13,7	5,9
Mittelwert Messung 1 – 7 in N	20,6	5,2	13,3	9,0	12,3	4,9
Standartabweichung in N	1,1	0,9	1,9	1,8	1,0	1,0
Abweichung (%) zu AQD	401%	100%	258%	175%	238%	96%

Tabelle 8: Alle Messwerte der Versuchsreihen für den Polyether B (PEB)

<b>PVS</b>	Trocken	AQD	ALC	ALS	FES	EPI
1.Messung in N	31,0	16,4	20,0	17,1	18,6	19,3
2.Messung in N	25,1	16,4	12,5	20,3	18,8	17,3
3.Messung in N	27,1	15,9	20,5	18,8	20,8	18,1
4.Messung in N	29,8	15,6	11,7	18,6	19,5	17,8
5.Messung in N	27,1	16,1	17,1	21,7	21,5	17,6
6.Messung in N	27,6	17,6	15,9	22,5	23,9	18,6
7.Messung in N	33,2	17,8	21,5	21,7	22,0	17,3
Mittelwert Messung 1 – 7 in N	28,7	16,5	17,0	20,1	20,7	18,0
Standartabweichung in N	2,8	0,8	3,9	2,0	1,9	0,7
Abweichung (%) zu AQD	174%	100%	103%	122%	125%	109%

Tabelle 9: Alle Messwerte der Versuchsreihen für das Polyvinylsiloxan (PVS)

<b>VSE</b>	Trocken	AQD	ALC	ALS	FES	EPI
1.Messung in N	24,4	13,7	15,9	16,1	16,1	17,3
2.Messung in N	20,0	15,4	19,0	14,9	16,1	13,7
3.Messung in N	22,2	14,4	16,6	17,6	18,1	13,9
4.Messung in N	24,9	13,9	17,3	17,6	16,4	12,7
5.Messung in N	24,4	16,6	19,3	16,4	15,6	14,2
6.Messung in N	26,9	14,9	16,8	15,1	17,8	14,4
7.Messung in N	23,9	16,8	19,3	15,1	19,0	15,9
Mittelwert Messung 1 – 7 in N	23,8	15,1	17,8	16,1	17,0	14,6
Standartabweichung in N	2,2	1,3	1,4	1,1	1,3	1,5
Abweichung (%) zu AQD	158%	100%	118%	107%	113%	97%

Tabelle 10: Alle Messwerte der Versuchsreihen für den Vinylpolysiloxanether (VSE)

<b>PSX</b>	Trocken	AQD	ALC	ALS	FES	EPI
1.Messung in N	22,9	11,2	11,2	8,5	13,7	11,0
2.Messung in N	21,7	10,3	10,7	11,0	8,5	12,7
3.Messung in N	19,3	12,0	11,0	9,0	10,7	13,0
4.Messung in N	17,1	11,5	7,0	8,5	10,5	13,7
5.Messung in N	19,8	11,2	8,8	10,0	11,7	11,5
6.Messung in N	19,5	10,7	8,5	10,0	11,2	12,7
7.Messung in N	20,5	10,5	9,3	7,6	10,5	11,7
Mittelwert Messung 1 – 7 in N	20,1	11,1	9,5	9,2	11,0	12,3
Standartabweichung in N	1,9	0,6	1,6	1,2	1,6	1,0
Abweichung (%) zu AQD	182%	100%	86%	83%	99%	112%

Tabelle 11: Alle Messwerte der Versuchsreihen für das Polysiloxan (PSX)

## 8 Lebenslauf

- geboren am: 09. Dezember 1981 in Hagenow
- Nationalität: deutsch
- Vater: Dr. Siegbert Schreiber
- Mutter: Bärbel Schreiber
- Geschwister: Frederike Schreiber
- 1988 – 1991 Besuch der Grundschule POSII in Hagenow
- 1991 – 1992 Besuch der Grundschule Jahnschule in Kiel
- 1992 – 2001 Besuch der Kieler Gelehrtenschule;  
Erlangung der Hochschulreife
- 2001 – 2002 Ableistung der Wehrersatzdienstes als Zivildienstleistender im  
Rudolph-Steiner Kindergarten für seelenpflege-bedürftige  
Kinder in Kiel
- 2002 – 2007 Studium der Zahnmedizin an der Christian-Albrechts  
Universität zu Kiel
- 2004, September Naturwissenschaftliche Vorprüfung mit dem Gesamtergebnis  
- gut -
- 2005, März Zahnärztliche Vorprüfung mit dem Gesamtergebnis  
- befriedigend -
- 2007, Dezember Examen mit dem Gesamtergebnis: - gut -
- 2007, Dezember Approbation als Zahnarzt
- 2008 – 2009 Vorbereitungsassistent Praxis Dr. Schweikert in Husum
- 2009 – 2012 Weiterbildungsassistent zum Fachzahnarzt für Oralchirurgie  
Praxis Dr. Holthaus / Gerth in Bad Segeberg

## Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Professor Wenz für seine stete Hilfe in allen Belangen der Dissertation und die vielen konstruktiven Vorschläge.

Ich möchte mich an dieser Stelle von ganzem Herzen sowohl bei meinen Eltern Bärbel und Siegbert Schreiber, als auch meiner Lebensgefährtin Ina Kloas für die immerwährende Unterstützung und verständnisvolle Geduld bedanken, ohne die das Studium und die Promotionsarbeit nicht möglich gewesen wären.

Ein Dankeschön gilt auch den Firmen 3M Espe, Heraeus Kulzer, Dentsply DeTrey, Kettenbach, Septodont Pharma, Igea, UP Dental und Sigma Dental Systems – Emasdi für die materielle Unterstützung dieser Arbeit.

Zuletzt möchte ich mich bei den Mitarbeitern der wissenschaftlichen Abteilung der zahnärztlichen Prothetik der Universität Kiel für Ihre Hilfe bedanken, bei Herrn Gostomsky, Herrn Lehmann, Herrn Dr. Steiner und Herrn Möller.