Abformgenauigkeit hydrophilisierter und konventioneller Elastomere im trockenen und feuchten Milieu

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Humanmedizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Veronika Leßmann

aus Bielefeld

Gießen, 1999

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

Abteilung Zahnärztliche Prothetik

Leiter: Professor Dr. P. Ferger

des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Dr. H. Herget

Tag der Disputation: 27. Juni 2000

Ich danke meinen Eltern für

ihre geduldige und unschätzbare Unterstützung

meines Lebens- und Ausbildungswegs.

Inhaltsverzeichnis

1 **EINLEITUNG** **6**

2 **LITERATURÜBERBLICK ZUR ABFORMUNG** **8**

2.1 HISTORISCHER ÜBERBLICK ÜBER DIE ABFORMMATERIALIEN 8

2.2 HISTORISCHER ÜBERBLICK ÜBER DIE ABFORMMETHODEN 8

2.3 BEURTEILUNG DER ABFORMUNG UND BEDEUTUNG DER RANDSCHLUßGENAUIGKEIT 10

2.4 BEDEUTUNG DER ABFORMUNG 10

2.5 SCHWIERIGKEITEN BEI DER ABFORMUNG 12

2.5.1 Reduzierung des feuchten Milieus *13*

2.5.2 Verminderung der hydrophoben Eigenschaften von Silikonen *14*

3 **HYDROPHOBIE UND HYDROPHILIE** **15**

3.1 DIE HYDROPHILISIERUNG 17

3.2 MEßMETHODEN ZUR BESTIMMUNG DER BENETZBARKEIT UND DER BENETZUNGSFÄHIGKEIT VON ABFORMMATERIALIEN 18

3.2.1 Profilometrische Rauhtiefenmessung *18*

3.2.2 Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche Abformmasse/Dentin *19*

3.2.3 Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche Abformmasse/Flüssigkeit *21*

3.2.4 Kontaktwinkelmessung nach Behandlung der Oberfläche vernetzter Abformmaterialien *22*

3.3 SCHWIERIGKEITEN BEI DER KLINISCHEN UNTERSUCHUNG DES RANDSPALTES 23

4 **ZIEL DER UNTERSUCHUNG** **25**

5 **ABFORMMATERIALIEN UND ABFORMMETHODEN** **26**

5.1 EINTEILUNG DER MATERIALIEN 26

5.2 MATERIALEIGENSCHAFTEN VON ELASTOMEREN 26

5.2.1 Konsistenz *27*

5.2.2 Gummielastizität *28*

5.2.3 Die Hydrophilie *29*

5.2.4 Thixotropie *29*

5.3 AUSHÄRTUNG DURCH VERNETZUNG 30

5.3.1 Vernetzungsreaktion der K-Silikone *30*

5.3.2 Vernetzungsreaktion der A-Silikone *32*

5.3.3 Vernetzungsreaktion der Polyäther *33*

5.4 EINTEILUNG DER ABFORMMETHODEN 35

5.4.1 Korrekturabformung *36*

5.4.2 Doppelmischabformung *38*
5.4.3 Einphasenabformung *39*
5.5 VERWENDETE ABFORMMATERIALIEN UND METHODEN 40

6 DURCHFÜHRUNG DER UNTERSUCHUNG 42

6.1 VERSUCHSAUFBAU 42
6.2 ABFORMUNG DER STÜMPFE 46
6.3 MODELLHERSTELLUNG 47
6.4 HERSTELLUNG DER MEßKÄPPCHEN 47
6.5 MESSUNG DER RANDSPALTEN 49
6.6 AUSWERTUNG VON RANDSPALTMESSUNGEN 51

7 ERGEBNISSE 54

7.1 DARSTELLUNG DER ERGEBNISSE AUS DEN ABFORMUNGEN IM TROCKENEN MILIEU 54
7.1.1 Betrachtung der „200µm-Grenze“ und der „50µm-Grenze“ *55*
7.1.2 Betrachtung der Streubreite der Ergebnisse *55*
7.1.3 Betrachtung der Medianwerte, Mittelwerte und Maxima *56*
7.2 ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE AUS DEM TROCKENEN MILIEU 57
7.3 DARSTELLUNG DER ERGEBNISSE AUS DEN ABFORMUNGEN IM FEUCHTEN MILIEU 59
7.3.1 Betrachtung der „200µm-Grenze“ und der „50µm-Grenze“ *59*
7.3.2 Betrachtung der Streubreite der Ergebnisse *60*
7.3.3 Betrachtung der Medianwerte, Mittelwerte und Maxima *61*
7.4 ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE AUS DEM FEUCHTEN MILIEU 62
7.5 GESAMTVERGLEICH DER ERGEBNISSE MIT UND OHNE FLÜSSIGKEIT 63
7.5.1 Vergleich der Stoffklassen *64*
7.5.2 Vergleich der Abformtechniken *65*
7.6 ERGEBNISSE DER SIGNIFIKANZPRÜFUNG 66
7.7 ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE 68

8 DISKUSSION DER ERGEBNISSE 69

8.1 DISKUSSION DER ERGEBNISSE UNTER VERSCHIEDENEN MILIEUBEDINGUNGEN 69
8.1.1 Diskussion der verschiedenen Stoffklassen im trockenen Milieu *69*
8.1.2 Diskussion der verschiedenen Techniken im trockenen Milieu *70*
8.1.3 Diskussion der verschiedenen Stoffklassen im feuchten Milieu *71*
8.1.4 Diskussion der verschiedenen Techniken im feuchten Milieu *73*
8.2 SCHLUßFOLGERUNG 74

9 ZUSAMMENFASSUNG 75

10 **ANHANG** **76**

10.1 CHARGENNUMMERN ZU DEN VERWENDETEN MATERIALIEN 76

10.2 ABBILDUNGSVERZEICHNIS 77

10.3 TABELLENVERZEICHNIS 79

10.4 LITERATURVERZEICHNIS 80

11 **DANKSAGUNG** **87**

12 **LEBENSLAUF** **88**

1 Einleitung

Die Abformung nimmt auch gegenwärtig noch eine zentrale Stellung zwischen zahnärztlicher und zahntechnischer Tätigkeit ein [25, 63, 70, 82]. Sie informiert den Zahntechniker über die Situation im Mund. Ohne Abformung ist die Herstellung eines Arbeitsmodells, auf dem der Zahnersatz gefertigt werden kann, derzeit nicht möglich. Je höher die Dimensionstreue und je besser die Detailwiedergabe des Abformmaterials sind, desto paßgenauer ist auch der auf dieser Basis gefertigte Zahnersatz.

Es gibt bereits zahlreiche Untersuchungen zur Wiedergabegenauigkeit von Abformmaterialien [1, 2, 14, 85]. Die Laborversuche gehen das Problem vor allem von der werkstoffkundlichen Seite der Abformmaterialien an und beurteilen diese oft anhand der Größe des Randspaltes der resultierenden Krone [8, 9, 15, 22, 28, 42, 46, 63, 64, 67]. Bei in-vitro Versuchen können immer wieder Randschlußgenauigkeiten zwischen 50-100µm gemessen werden [21, 28, 42, 67, 73].

In-vivo Studien berücksichtigen die klinischen Parameter (insbesondere Speichel, Blutung, infragingivalliegende Präparationsgrenze) bei der Abformung [29, 80, 86, 89]. Klinisch konnten solche Randschlußgenauigkeiten, wie sie in-vitro möglich sind, bisher nicht erreicht werden [25, 27, 34].

Das feuchte Milieu „Mund“ ist eine schwer zu bewältigende Fehlerquelle bei der Abformung mit dem Ziel höchst möglicher Reproduktionsgenauigkeit [3, 19, 20, 84]. Eine absolute Trockenlegung im Mund gelingt kaum, und die in der Praxis gegenwärtig zur Abformung hauptsächlich benutzten Elastomere (A-Silikone, K-Silikone und Polyäther), insbesondere die A-Silikone, sind aufgrund ihrer chemischen Struktur wasserabweisend (hydrophob). Die Folge dieser Erkenntnisse ist ein steigendes Interesse an der Hydrophilisierung (Steigerung der Affinität zu Wasser) von A-Silikonen (Polyvinylsiloxanen). Zur Beurteilung des klinischen Verhaltens eines Materials bei Kontakt mit Blut, Speichel oder Sulkusflüssigkeit während der Abbindephase sind aussagekräftige in-vivo Versuche notwendig, welche allerdings hinsichtlich ihrer Zumutbarkeit für den Patienten schnell an ethische Grenzen stoßen. Auf Grund der Schwierigkeiten und dem Aufwand umfangreiche Studien am Patienten durchzuführen,

gibt es nur wenige systematische klinische Studien [39, 53, 54, 89]. Eine vollständige Beschreibung und Ermittlung der klinisch verantwortlichen Faktoren bei der Abformung wurden erstmalig Anfang diesen Jahrzehnts von *Wöstmann* zusammengestellt [84].

Zur Untersuchung von Abformmaterialien wurde von *Uhlig* ein Sulkusfluid-Flow-Modell (S.F.M.) entwickelt, das die klinische Situation bestmöglich nachstellt und umfassende, standardisierte Versuche zuläßt. Auf diesem Modell werden in der vorliegenden Studie neue Elastomere auf ihr Verhalten im feuchten Milieu untersucht. Dabei wird die Affinität zu Blut bzw. Plasmaexpander (beide haben ähnliche rheologische Eigenschaften) besonders im dünnfließenden, noch nicht ausgehärteten Zustand des Materials untersucht. Nach Abformung, Modellherstellung und Gießen einer Krone werden Kronenrandspaltmessungen unter einem Makroskop vorgenommen. Der Kronenrandspalt dient als Kriterium für die Qualität der Abformung.

2 Literaturüberblick zur Abformung

2.1 Historischer Überblick über die Abformmaterialien

Die Bedeutung der Abformung erkannte schon *Pfaff* im 18. Jahrhundert [30]. Die Abform-Ära begann mit den starren Abformmassen, wie den reversibel-starren thermoplastischen Kompositionsmassen und den irreversibel-starren Abformgipsen. Diese hatten den Nachteil, daß sie nicht in toto aus dem Mund entfernt werden konnten.

Die moderne Zahnheilkunde bedient sich hauptsächlich elastischer Abformmassen, die auch bei Abformungen von Unterschnitten in toto aus dem Mund genommen werden können, indem sie sich beim Abziehen leicht elastisch deformieren. Das Zeitalter der elastischen Abformmaterialien begann 1926 mit den reversiblen Hydrokolloiden. Irreversible elastische Materialien wurden erstmalig 1954 verwendet. Hierbei handelt es sich um die Polysulfide, die 1955 von den kondensationsvernetzenden Silikonen (auch K-Silikone genannt) ergänzt wurden. Der Polyäther fand 1964 Einzug auf dem Dentalmarkt. Seit diesem Zeitpunkt konzentriert sich die Entwicklung auf die Verbesserung der vorhandenen Abformmaterialien und Abformmethoden. So entstanden 1975/76 die Vinylpolysiloxane (oder A-Silikone) mit überlegener Dimensionsstabilität. Bei den A-Silikonen wird die Abbindekontraktion, wie sie bei K-Silikonen auftritt, vermieden, da sie durch Polyaddition ohne Abspaltung von Nebenprodukten aushärten [49, 69, 84]. Als letzte Weiterentwicklung kamen in den achtziger Jahren die hydrophilisierten additionsvernetzenden Silikone auf den Markt [44].

2.2 Historischer Überblick über die Abformmethoden

Sears führte 1937 die einzeitige Spritzenabformung zuerst mit Hydrokolloiden, dann mit Polysulfiden (*Permlastic* von Kerr) ein. Sie war in Europa damals besser bekannt als *Kerr-Permlastik*-Doppelmischtechnik [10, 11, 16]. Die zweizeitige Abformung trat 1956 in den Vordergrund. *Stahl* nahm den Erstabdruck noch mit einer thermoplastischen Kompositionsmasse, während er für die Zweitphase eine elastische Masse benutzte [75].

Böttger [10, 11] verwendete erstmals 1962 auch für die Erstabformung eine elastische Masse, mit dem Vorteil, daß zwei elastische Massen besser aneinander haften, als ein Silikon an einer thermoplastischen Masse, wie z.B. an einer *Stents*-Masse oder einer *Kerr*-Masse.

Hofmann und *Knoblauch* entwickelten 1963 den Vorläufer der heute gebräuchlichen Korrekturabformung, indem sie den Erstabdruck, damals noch mit *Stents*-Masse, so genau wie möglich nahmen. Für die Korrekturphase verwendeten auch sie eine elastische Masse. Die Korrekturabformung in ihrer heutigen Form, mit erster und zweiter Phase aus Silikon, führte *Hofmann* erstmalig 1965 ein [32]. Von *Staehle* wurde dann 1967 der Doppelabdruck propagiert [74]. Im Unterschied zur Korrekturabformung wird die Erstabformung bei dem Doppelabdruck vor der Präparation der Zähne genommen. Dadurch hat das dünnfließende Silikon bei der Zweitabformung nach der Präparation der Zähne genug Platz, so daß der Verdrängungseffekt vernachlässigbar gering ist. Seit 1969 beschäftigt sich die Weiterentwicklung der Methoden hauptsächlich mit der Verbesserung des Dimensionsverhaltens der Abformung, und zwar durch Beschneiden des Erstabdrucks, Anlegen von Abflußkanälen/-rinnen in der Erstabformung, direktes Umspritzen der Stümpfe mit dünnflüssigem Silikon, Verlängerung der Verarbeitungszeit durch Kühlen des Materials vor der Anwendung und Benutzung von Langzeithärtern. Erst Anfang der neunziger Jahre erkannte *Wöstmann* [84], daß die individuelle klinische Situation am Patienten in endscheidendem Maße für die Präzision einer Abformung bestimmend ist.

Das Thema Abformmaterialien und -methoden beschäftigt also schon seit zwei Jahrhunderten die Zahnmedizin und selbst der heutige Stand hat noch nicht das Optimum erreicht, was das anhaltende Bemühen der Industrie, immer wieder neue, verbesserte Materialien auf den Markt zu bringen, zeigt.

2.3 Beurteilung der Abformung und Bedeutung der Randschlußgenauigkeit

Die Qualität einer Krone und damit der Abformung wird in zahlreichen Studien an der Größe ihres Randspaltes beurteilt (Randspaltverhalten) [8, 9, 22, 36, 42, 60]. *Rehberg* [64] definierte den „Randspalt“ als einen nicht exakten bzw. nicht guten Randschluß, da ein Abstand zwischen Gußobjekt und präpariertem Zahn gegeben ist. Fehlpassungen von Kronenrändern mindern den Langzeiterfolg des Zahnersatzes im Mund und können sich negativ auf den Zahn und das umgebende Parodontium auswirken [19, 35]. *Kerschbaum* [36] fand Manifestationen dieser Fehlpassungen in Form von Gewebstraumata, Sekundärkaries, parodontalen Läsionen, Hypersensibilität etc.. Systematische Untersuchungen zu dieser Problematik fehlen bisher weitgehend. Da aber der prinzipielle Zusammenhang zwischen Randspaltfehler und Schädigung des Parodonts gesichert ist, sollte eine möglichst gute Paßgenauigkeit angestrebt werden. So fordert *Rehberg* [64] 20µm, *Dreyer-Jörgenson* [15] 50µm und *Marxkors* [48] weniger als 200µm.

2.4 Bedeutung der Abformung

Im Herstellungsprozeß eines Gußobjektes stellen sowohl die Abformung als auch das Modell eine entscheidende Fehlerquelle der Reproduktionsgenauigkeit dar. In-vitro Studien von *Lehmann* und *Plekavich* [43, 60] bestätigen, daß eine direkte Modellation einer Gußkrone kleinere Randspalten erreicht als eine indirekt über eine Abformung und ein Modell gefertigte Krone. Dennoch ist die Herstellung eines Zahnersatzes gegenwärtig an die Fertigung auf einem Modell gebunden (s. Einleitung). Dieses Modell wird auf der Basis einer Abformung gewonnen.

Die Abformung ist bei dem Entstehungsprozeß von festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz der Informationsträger zwischen dem Zahnarzt und dem Zahntechniker (Abbildung 1). Jede Abformung eines präparierten Zahnes folgt einem Positiv-Negativ-Positiv-Modell. Das Arbeitsmodell (Positiv) des Technikers aus Gips kann maximal so gut sein wie die Abformung (Negativ) des Zahnarztes es vorgibt. Die Krone wiederum ist höchstens so genau wie ihr Modell [59]. Der Erfolg der Abformung kann erst bei der

Anprobe des Gußobjektes im Mund des Patienten beurteilt werden, d.h. erst nach den vollständigen labortechnischen Arbeitsabläufen. Bei einem Mißerfolg müßte die gesamte Herstellung beginnend mit der erneuten Abformung wiederholt werden.

Arbeitsschritte	ausgeführt durch
PRÄPARATION	ZAHNARZT
↓	
ABFORMUNG	ZAHNARZT
↓	
MODELLHERSTELLUNG	ZAHNTECHNIKER
↓	
MODELLATION in Wachs	ZAHNTECHNIKER
↓	
GIEßEN in Metall	ZAHNTECHNIKER
↓	
AUSARBEITEN	ZAHNTECHNIKER
↓	
ANPROBE/EINSETZEN DES GUßOBJEKTES	ZAHNARZT

Abbildung 1: Werkstoff- und Arbeitskette bei der Herstellung von festsitzendem Zahnersatz

2.5 **Schwierigkeiten bei der Abformung**

Eine vergleichende Gegenüberstellung von in-vivo und in-vitro Studien verdeutlicht die Schwierigkeit der Abformung im feuchten Milieu. Bei in-vitro Versuchen konnten immer wieder Randspalten zwischen 50µm und 100µm erreicht werden [28, 42], während in-vivo Studien Randspalten >160µm ergaben. Tabelle 1 zeigt eine Literaturzusammenstellung verschiedener klinischer Großstudien.

Autor	**Jahr**	**Anzahl Kronen**	**Randspalt in µm**
Albert	1971	264	70-251
Ludewig	1979	173	647 (-/+636)
Düsterhus	1980	110	> 160
Spiekermann	1986	142	382 (50-1425)
Donath	1987	115	632 (39-5340)
Müller	1994	213	446 (-/+ 277)

Tabelle 1: Randschlußqualität aus in-vivo Studien [36]

Nur etwa 1% der untersuchten Kronen aus Tabelle 1 ergaben Randfugen in der angestrebten Größenordnung unter 100µm. Mehr als 50% der Randspalten der untersuchten Kronen lagen zwischen 300µm und 500µm. Diese Diskrepanz zwischen werkstoffkundlich erreichbaren, sehr exakten Randschlußgenauigkeiten und klinisch realisierbaren Randschlußfugen schließt Fehler in der Werkstoffkette weitgehend aus, da in-vitro Untersuchungen sonst auch keine kleineren Randspalten ergeben würden. Es werden also klinische Parameter als Störfaktoren bei der Abformung angenommen [87]. Diese klinischen Parameter wurden in Studien von *Wöstmann et al.* [89] ermittelt. Ihre negativen Auswirkungen auf die Abformung sind bestätigt worden. Als entscheidende Parameter werden u.a. die infragingivale Lage der Präparationsgrenze, die Sulkusblutung und der Speichel genannt. Die Abformung eines mit Blut, Sulkusflüssigkeit oder Speichel benetzten Stumpfes ist insofern schwierig, da sich als Abformmaterialien der Wahl die Elastomere (v.a. A-Silikone, Polyäther) wegen ihrer zahlreichen Vorteile etabliert haben. Die A-Silikone haben ihre Grenzen allerdings im feuchten infragingivalen Bereich, denn sie sind auf Grund ihrer chemischen Struktur feuchtigkeitsabweisend (hydrophob). Bei

infragingivaler Präparation kann es daher zu einer Verdrängung des dünnfließenden Abformmaterials durch die Feuchtigkeit im Sulkus kommen [58] und somit zu einer ungenaueren Abformung mit der Folge eines vergrößerten Kronenrandspaltes. *Peutzfeldt* und *Asmussen* [58] konnten für hydrophobe Abformmaterialien (Kontaktwinkel >70°) die Viskosität als entscheidenden Faktor für die Fähigkeit Wasser zu verdrängen, herausstellen. Für die hydrophileren (feuchtigkeitsliebenden) Materialien (Kontaktwinkel <70°) ermittelten sie in ihrer Studie eine Korrelation zwischen dem Grad der Hydrophilie und der Verdrängungsfähigkeit von Wasser.

Es gibt zwei Möglichkeiten, eine höhere Reproduktionsgenauigkeit im feuchten Milieu zu erzielen:

1. Trockenlegung der abzuformenden Mundregion
2. Verminderung hydrophober (feuchtigkeitsabweisender) Eigenschaften der elastomeren Abformmaterialien.

2.5.1 **Reduzierung des feuchten Milieus**

Eine Möglichkeit besteht darin, die problematische Abformung im feuchten Milieu von klinischer Seite aus zu bewältigen. Dazu müßten Blutung, Speichel und Sulkusflüssigkeit bei allen Lösungsansätzen möglichst maximal unterbunden werden.

Gausch [20] empfahl daraufhin 1968 die marginale Gingiva erst gar nicht bei der Präparation zu verletzen, um die Blutung zu vermeiden. Die Realisierung dieser Empfehlung ist abhängig von der Lage der Präparationsgrenze.

Die Kontamination eines präparierten Zahnes mit Speichel sollte möglichst vermieden werden, da sich nach *Baier* und *Glantz* [3] durch alleiniges Abspülen mit Wasser und anschließendem Trockenpüsten eine Benetzungsschicht aus Speichel auf dem präparierten Zahnstumpf nicht vollkommen entfernen läßt.

Frick [19] hat seine eigene Lösung gefunden. Seit 1989 propagiert er die Gingivektomie mit Gingivoplastik entlang eines bis zum Taschenboden eingelegten Ringes. Die Präparation erfolgt danach unter Sicht und blutungsfrei entlang der elektrotomierten

Gingiva. Bei der anschließenden Abformung fallen der „Störfaktor“ Blutung und der „Störfaktor“ Sulkus nach dieser Methode nicht mehr ins Gewicht. Die mit dieser Methode erzielten Ergebnisse sind über einen Fünf-Jahreszeitraum in der Dissertation „Verweildaueranalyse und klinische Nachuntersuchungen von festsitzendem Zahnersatz unter besonderer Berücksichtigung der Kronenrandspalten“ von *Nordmeyer* ausgewertet worden. Danach wiesen die 472 untersuchten Einzelkronen eine kumulierte Überlebenswahrscheinlichkeit von 99,5% auf, die 131 Brücken eine 98,5%ige Überlebenswahrscheinlichkeit [19].

Auch *Wöstmann* [84] gibt Empfehlungen auf Grund einer umfassenden Studie, um die Erfolgswahrscheinlichkeit einer Abformung zu erhöhen. Danach soll die Korrekturabformung mit einem K-Silikon zu den besten Ergebnissen geführt haben, wenn sie 10 Tage nach der Präparation genommen wurde, nachdem zuvor UDS forte intrapapillär injiziert wurde und mit Vasokonstringens getränkte Retraktionsfäden gelegt wurden.

Eine absolut trockene Ausgangsposition vor Abformung ist aber in keinem der durchgeführten Versuche gelungen.

2.5.2 **Verminderung der hydrophoben Eigenschaften von Silikonen**

Die zweite Lösungsmöglichkeit geht das Problem von der werkstoffkundlichen Seite an. Der Wunsch nach Verminderung der hydrophoben Eigenschaften durch „Hydrophilisierung“ von A-Silikonen, die reproduktionsgenau im feuchten Milieu abformen, ist nach obiger Erkenntnis gewachsen. Die Dentalindustrie folgt diesem Wunsch gegenwärtig, indem sie auf verschiedene Weisen versucht, die Silikone zu hydrophilisieren. Das Kapitel 3 beschäftigt sich näher mit möglichen Hydrophilisierungsansätzen.

3 Hydrophobie und Hydrophilie

Aus den Problemen der konventionellen Elastomere (s. Kapitel 2.5) ergibt sich der Wunsch nach Hydrophilie von Silikonen. Aus dem Griechischen übersetzt bedeutet das Wort: dem Wasser zugeneigt, wasserliebend, mit Wasser benetzbar. Das wirft den Begriff der Benetzbarkeit von festen Grenzflächen auf, den *Landt* [38] 1977 beschreibt als „das Vermögen fester Substanz, Flüssigkeiten die Möglichkeit zum Eindringen in kleinste Unebenheiten zu bieten“.

Auf Grund ihrer chemischen Struktur (langkettige, apolare Kohlenwasserstoffketten) sind konventionelle Elastomere hydrophob; das bedeutet, daß Wasser gegenüber Elastomeren schlecht benetzend wirkt.

Hydrophile Oberflächen sind gut mit Wasser benetzbar. Ist eine Oberfläche gut benetzbar, bildet ein Flüssigkeitstropfen darauf einen Winkel aus, der kleiner als 90° ist, d.h. die Flüssigkeit kann sich auf der Oberfläche mehr oder weniger ausbreiten. Ist die Oberfläche nicht gut benetzbar, so ist der Kontaktwinkel größer als 90°. Nicht nur die Flüssigkeit allein bestimmt die Benetzbarkeit, sondern auch der angrenzende Stoff [4]. Dieselbe Flüssigkeit bildet an der Grenze zu verschiedenen Stoffen unterschiedliche Spannungen aus: die sogenannte Grenzflächenspannung. Allgemein gilt: Je geringer die Grenzflächenspannung ist, desto höher ist die Benetzbarkeit [4]. Die Oberflächenspannung wird bestimmt durch die Kohäsionskräfte, die zwischen den Molekülen desselben Stoffes wirken und den Adhäsionskräften, die zwischen den Molekülen verschiedener Stoffe wirken. Sind die Kohäsionskräfte groß gegenüber den Adhäsionskräften an einer Grenzfläche, resultiert eine große Oberflächenspannung. Sind hingegen die Adhäsionskräfte groß, resultiert eine hohe Benetzbarkeit und eine geringe Oberflächen- bzw. Grenzflächenspannung. Eine Flüssigkeit kann sich in letzterem Fall auf einem gegebenen Stoff gut ausbreiten.

Die Benetzbarkeit eines Stoffes kann durch grenzflächenaktive Stoffe, die die Oberflächenspannung herabsetzen, gesteigert werden. Solche grenzflächenaktiven Stoffe sind z.B. Tenside oder Detergentien [4]. Sie werden in anionenaktiv, kationenaktiv und nichtionogen eingeteilt und setzen die Grenzflächenspannung des Wassers herab [31].

Tenside bestehen aus einem hydrophilen und einem hydrophoben Teil. Der hydrophile Teil kann aus Sulfon-, Sulfat- und Carboxy-Gruppen bestehen. Der hydrophobe Teil besteht aus Kohlenwasserstoff- oder Benzolresten. Der hydrophile Teil wird in das Wasser hineingezogen, der hydrophobe Teil wird aus dem Wasser herausgedrängt (Abbildung 2). So entsteht eine neue Wasseroberfläche, die eine veränderte Grenzflächenspannung gegenüber eines gegebenen Stoffes aufweist.

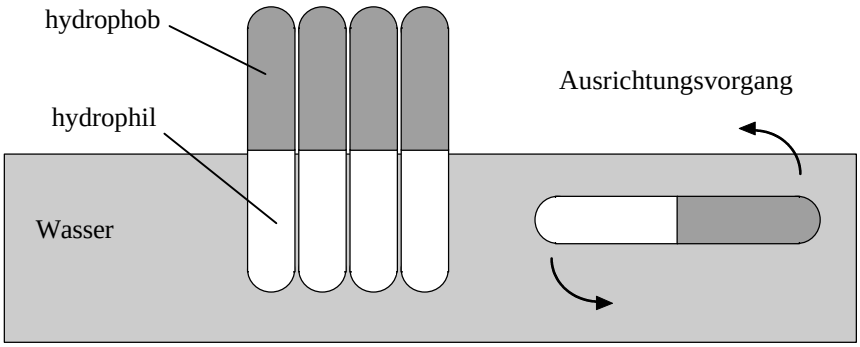


Abbildung 2: Beispiel eines Tensids

Zusammenfassend gibt es vier Ckarakteristika, die die Hydrophilie eines Stoffes kennzeichnen und auseinander resultieren:

POLARITÄT

↓

NIEDRIGE GRENZFLÄCHENSPANNUNG gegenüber Wasser

↓

GUTE BENETZBARKEIT mit Wasser

↓

KLEINER KONTAKTWINKEL

↓

HYDROPHILIE

Abbildung 3: Charakteristika der Hydrophilie

Die Hydrophilie wird in zahlreichen Studien durch Benetzbarkeitsmessungen in Form von Kontaktwinkelmessungen am liegenden Tropfen an abgebundenen Materialien bestimmt [2, 55, 61, 77]. Die Methodik der Messung wird in Kapitel 3.2 näher erläutert.

3.1 **Die Hydrophilisierung**

Das Ziel der Hydrophilisierung ist eine bessere Benetzbarkeit der präparierten Zahnhartsubstanz im feuchten Milieu, ein homogeneres Einfließen in einen feuchten Sulkus, eine bessere Benetzbarkeit des Materials mit Gips bei der Modellherstellung und damit eine möglichst originalgetreue Oberflächenreproduktion.

Durch besondere Zusätze oder neue chemische Zusammensetzung können Elastomere heute hydrophilisiert werden, erreichen aber nicht die Hydrophilie der Hydrokolloide [2]. Bei ihnen spricht man von einer echten Hydrophilie, da sie zu 75Gew. % aus Wasser bestehen [84].

In der Literatur ist seit kurzem ein namentlich genannter hydrophilisierender Zusatz zu finden. Dieser wurde im Juni 1998 von *Bissinger*, *Wanek* und *Zech* [6] als neuer grenzflächenaktiver Zusatz für Polyvinylsilikone vorgestellt: Polyäther-Carbosilan-Surfactants (PCS). Er ist nichtionogen und besteht aus einer hydrophoben Carbosilangruppe, verbunden mit einer hydrophilen Polyätherkette. Ein Vorteil von PCS im Vergleich zu anderen oberflächenaktiven Stoffen ist die verbesserte Fähigkeit, den hydrophoben Teil des Moleküls zu modifizieren, z.B. mit zwei Carbosilangruppen. Der Polyäther-Carbosilan ist im flüssigen Zustand der Basispaste zugesetzt. Nach Zugabe der Katalysatorpaste beginnt der Vernetzungsvorgang. Während des Abbindens steigt das flüssige PCS durch Diffusion an die Oberfläche des Polyvinylsilikons. Im Vergleich zu Wasser haben die Polyvinylsilikone eine niedrige Oberflächenspannung. An der Oberfläche richtet PCS sich auf Grund seines Dipolcharakters aus und setzt die Oberflächenspannung des Wassers herab, so daß dieses sich gut auf der Oberfläche des Abformmaterials ausbreiten kann. Ergebnis der Studie ist, daß PCS die Benetzbarkeit der abgebundenen Materialien wie gewünscht erhöht und den Kontaktwinkel verkleinert.

Die Wirkung von PCS war besonders nach Desinfektion der Abformmaterialien zu erkennen. Während abgebundene Materialien mit PCS-Zusatz Kontaktwinkel unter 45° ergaben, wiesen abgebundene konventionelle Materialien ohne PCS-Zusatz Kontaktwinkel über 55° auf [6].

Auch *Norling* und *Reisbick* [55] fügten nichtionogene grenzflächenaktive Stoffe zu einigen Abformmaterialien und bemerkten eine signifikante Reduzierung der Kontaktwinkel im Vergleich zu konventionellen Materialien.

3.2 Meßmethoden zur Bestimmung der Benetzbarkeit und der Benetzungsfähigkeit von Abformmaterialien

In der Vergangenheit haben verschiedene Methoden Anwendung gefunden, um Materialien untereinander auf ihre Benetzungsfähigkeit im feuchten und im trockenen Milieu zu testen, sowie ihre Benetzbarkeit zu untersuchen. Geläufig sind die Kontaktwinkelmessung am liegenden Tropfen und die Rauhtiefenmessung. Dabei unterscheiden sich die Beurteilungskriterien in Messungen an abgebundenen Materialien und Benetzbarkeitsmessungen an Materialien im flüssigen Zustand, wobei letztere einen erheblich größeren Aufwand erfordern. Bei allen Versuchen handelte es sich im Endeffekt um Laborversuche, die in gewisser Hinsicht realitätsfern sind, da der Lage der Präparationsgrenze und der Anatomie des Sulkus keine Beachtung geschenkt worden sind.

3.2.1 Profilometrische Rauhtiefenmessung

- mechanische Abtastung
- optische Lasermessung

Die profilometrische Rauhtiefenmessung gibt Auskunft über die Benetzbarkeit von Dentinoberflächen mit flüssigen Materialien während ihrer Abbindephase.

Mit anderen Worten wird die Tiefe des Eindringens eines plastischen Materials in die Unebenheiten einer Dentinoberfläche während der fortschreitenden Vernetzung

bestimmt. Alle Materialien befinden sich im Moment der Applikation in flüssiger Phase. Das Benetzungsverhalten der Abformmaterialien in diesem Zustand ist also für die endgültige Reproduktion von besonderer klinischer Bedeutung. Insbesondere interessiert die Benetzungsfähigkeit des flüssigen Materials von Oberflächen, die mit Speichel, Blut oder Sulkusflüssigkeit benetzt sind, da eine Abformung im Patientenmund nie unter absolut trockenen Bedingungen genommen werden kann.

Ein in-vitro Versuch von *Setz* und *Geis-Gerstorfer* [72] beurteilt die Abformmaterialien anhand von Rauhtiefenmessungen an Abformung und Gipsmodell auf ihre Benetzungsfähigkeit. Als Meßgeräte dienten ein Laser (Focusdurchmesser 1µm), der das Zahnoberflächenrelief berührungslos abtastete, so wie ein Tastdiamant (Spitzenradius 10µm), der die Rauhtiefe durch mechanische Abtastung ermittelte. Die erniedrigten Rauhtiefen des Tastdiamanten gegenüber dem Laser beschreiben die Autoren als Artefakte, verursacht durch das Eindrücken der elastischen Masse beim Vermessen. Eine verkleinerte Rauhtiefe in Abformung und Gipsmodell sehen *Setz et al*. [72] als Folge einer unvollständigen Benetzung der Zahnoberfläche durch die Abformmaterialien an. Eine große Rauhtiefe zeichnete die gut benetzungsfähigen Materialien aus. Die Autoren setzen die Benetzungsfähigkeit ins Verhältnis zur Oberflächenreproduktion.

3.2.2 **Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche Abformmasse/Dentin**

Bei der Kontaktwinkelmessung wird ein Winkel zwischen einer festen und einer flüssigen Phase gemessen. An der Grenzfläche Abformmasse/Dentin wird der Winkel eines Tropfen flüssigen Abformmaterials (flüssige Phase) nach dem Abbinden auf der Dentinoberfläche (feste Phase) gemessen.

Auch hier wird wie bei der Rauhtiefenmessung die Benetzbarkeit der Dentinoberfläche mit flüssigen Materialien während der Abbindephase bestimmt.

Der Kontaktwinkel zwischen Dentin und Wasser ist schon früh (1969) von *Glantz* [26] gemessen worden. Er beträgt 45,3° und wird zur Orientierung in vielen Studien mit angegeben.

Landt und *Glantz* [38] führten 1977 diese erste wirklich klinisch relevante Untersuchung durch. Sie untersuchten vier Abformmaterialien auf ihre Benetzungsfähigkeit von feuchten Dentinoberflächen mittels Kontaktwinkelmessung. Kleine Kontaktwinkel stehen für ein gutes Einfließen in die Tiefe, also eine gute Benetzbarkeit und folglich eine hohe Reproduktionsgenauigkeit. Große Kontaktwinkel sind dementsprechend umgekehrt zu interpretieren (Abbildung 4). Die Varianz dieser Messungen bestand in dem unterschiedlichen Zustand der Dentinoberfläche. Es sind Messungen mit trockener und feuchter (Wasser, Silikonöl) Dentinoberfläche durchgeführt worden. Bei feuchter Oberfläche resultierte für die Hydrokolloide ein kleinerer Kontaktwinkel als für die Polysulfide und Silikone. Dieses Ergebnis verhielt sich umgekehrt bei trockener Dentinoberfläche [38].

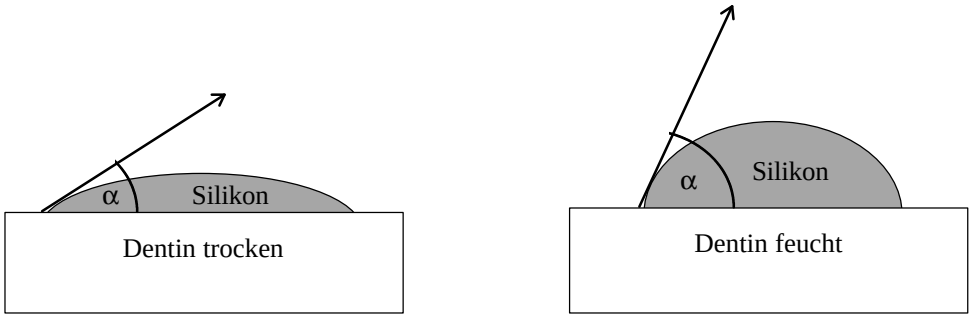


Abbildung 4: Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche Abformmasse/Dentin

Auch *Peutzfeldt* und *Asmussen* [58] untersuchten Abformmaterialien in dünnfließender Phase. Sie bestätigten die von *Landt* und *Glantz* [38] aufgestellte Korrelation zwischen Kontaktwinkelgröße und Benetzbarkeitsgrad. Sie fügten hinzu, daß das gleiche Material, welches im abgebundenen Zustand einen Kontaktwinkel kleiner als 70° aufwies, eine größere Fähigkeit besaß, Wasser zu verdrängen als Materialien, die Kontaktwinkel über 70° ergaben. In letzteren Fällen war die Viskosität des jeweiligen Materials entscheidend für den Grad der Wasserverdrängung [58].

3.2.3 **Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche Abformmasse/Flüssigkeit**

Bei der Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche Abformmasse/Wasser werden Aussagen über die Benetzbarkeit von Abformmaterialien im abgebundenen Zustand getroffen. Es wird der Winkel, den ein Wassertropfen mit einem vernetzten Abformmaterial bildet, gemessen. Dazu wird ein Tropfen destilliertes Wasser, $CaSO_4$ oder Gipsbrei auf das abgebundene Material gebracht, eine definierte Zeit abgewartet und der Winkel mittels eines Meßmikroskops bestimmt [2, 81].

Die Kontaktwinkelmessung läßt von der Benetzbarkeit auf die Hydrophilie schließen, da der Grenzwinkel an einen Wassertropfen bestimmt wird. Je weiter der Tropfen sich auf dem Material ausbreiten kann, je benetzbarer das Silikon also ist, desto kleiner ist der Winkel zwischen Material und einer Tangente an den Tropfen. Der Benetzbarkeitsgrad wurde erstmalig in diesem Sinn von *Zisman* [91] 1962 so beschrieben.

Das abgebundene Abformmaterial ist nach *Pratten* und *Craig* [61] bei einem Kontaktwinkel kleiner 90° (Abbildung 5) hydrophil. Je größer der Winkel ist, desto schlechter kann sich der Tropfen auf dem Material ausbreiten. Das Wasser nimmt die Gestalt eines kugelförmigen Tropfens an, da das Silikon nicht oder nur schlecht benetzbar ist. Das abgebundene Material ist bei einem Winkel größer 90° hydrophob [61]. Die beschriebene Benetzbarkeit des abgebundenen Abformmaterials hat Bedeutung für das Ausgießen der Abformung mit Gips. *Bader* und *Setz* [2] folgerten, daß ein kleiner Kontaktwinkel, also ein gut mit Gipsbrei benetzbares Material, den Einschluß von Luftblasen beim Ausgießen der Abformung vermindert und die angestrebte Übereinstimmung von Modell und Original erhöht. Diese Beziehung zwischen großen Kontaktwinkeln, Benetzbarkeitseigenschaften und Luftblasendefekten im Gipsmodell bestätigen auch eine Reihe von anderen Studien [45, 61].

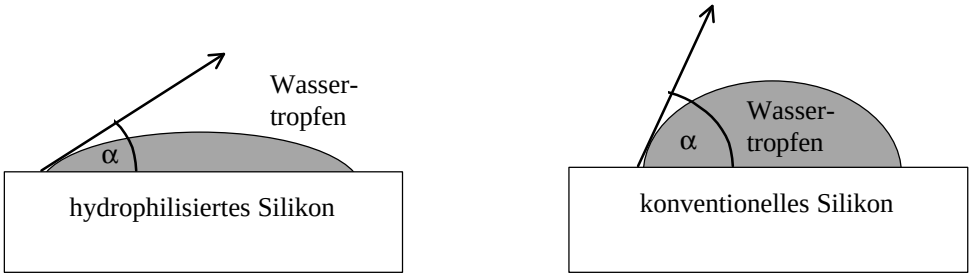


Abbildung 5: Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche Abformmasse/Wasser

3.2.4 **Kontaktwinkelmessung nach Behandlung der Oberfläche vernetzter Abformmaterialien**

Die in diesem Abschnitt zusammen gefaßten Untersuchungen haben alle das Ziel, durch eine Oberflächenbehandlung der Abformmaterialien eine möglichst vollständige Benetzung der Abformung mit Gips zu verwirklichen. Abgebundene Abformmaterialien werden mit den unterschiedlichsten Stoffen beschickt und anschließend auf ihr Verhalten gegenüber Abformgipsen getestet. Die Größe des Kontaktwinkels korreliert gut mit Untersuchungen zur Häufigkeit von Lufteinschlüssen an Gipsmodellen [2, 45].

In der Literatur kommen z.B. Messungen nach Behandlung der Abformungen mit oberflächenentspannenden Mitteln vor. Diese verkleinern den Kontaktwinkel und erhöhen folglich die Benetzbarkeit [50].

Desweiteren ist die Wirkung von Desinfektionsmitteln auf den Kontaktwinkel in verschiedenen Studien untersucht worden [6, 62]. Die Desinfektion der Abformung ist wichtig, um die Verbreitung von Bakterien und Viren zu unterbinden. Desinfektionsmittel sollten allerdings nicht die Benetzbarkeit der Materialien herabsetzen.

In den letzten Jahren wurde über eine Reduzierung des Kontaktwinkels nach Behandlung der Abformmaterialien mit Plasma berichtet [7, 79]. Plasma ist ein Gas, welches im „Glow-discharge-Prozeß“ generiert wird.

Auch *Özden et al*. [56] beschichteten zwei Polyvinylsilikone mittels eines „glow-discharg-system“ mit Plasma. Dieses beförderte polare Hydroxyl- und Carbonylgruppen

auf die Oberfläche. Kontaktwinkelmessungen nach Empfehlungen von *Andrade* und *Coleman* ergaben eine erhöhte Oberflächenbenetzbarkeit [13].

3.3 Schwierigkeiten bei der klinischen Untersuchung des Randspaltes

Die einheitliche und aussagekräftige Bewertung des Verhaltens von Abformmaterialien und -methoden im klinisch feuchten Milieu ist in der Vergangenheit problematisch gewesen. Insbesondere die Beurteilung des hydrophilen Verhaltens von Abformmaterialien bereitet Schwierigkeiten.

Die meisten in-vitro Versuche zur Bewertung von Abformmaterialien sind auf die klinische Situation schlecht übertragbar, da Speichel, Blutung und die Lage der Präparationsgrenze vernachlässigt worden sind. Sie erfüllen allerdings den Anspruch auf Parameterkonstanz und hohen Probenumfang. Hierzu gehören auch in gewisser Hinsicht die in Kapitel 3.2 aufgeführten Versuche zu Bestimmung von Benetzbarkeit und Benetzungsfähigkeit, da sie die individuelle Gestaltung des Sulkus nicht berücksichtigen.

Klinische Bestimmungen des Randspaltes wurden sowohl intraoral als auch extraoral vorgenommen. Intraorale Kronenrandspaltmessungen mittels Meßsonde waren zu ungenau, da durch die individuelle Taktilität eines jeden Behandlers die Reproduktionsgenauigkeit und Vergleichbarkeit der Messungen nicht gewährt werden konnte [64].

Indirekte intraorale Messungen über Röntgenbilder, Replika oder Silikoninnenabformungen hatten nur mangelnde Aussagekraft. Die Innenabformung eines Gußobjektes mittels dünnfließendem Silikon stellt Fehlpassungen optisch dar, die exakte Größe ist allerdings auf Grund der Plastizität des Materials und der Schwierigkeit, die Meßstelle des Silikonfilms der entsprechenden Stelle des Stumpfes zuzuordnen, schwer zu ermitteln [42]. Die Röntgenbilder waren mit Projektionsfehlern behaftet, weshalb auch sie für die Ermittlung der Abformgenauigkeit im feuchten Milieu nicht zufriedenstellend waren [66].

Mikroskopische Messungen lieferten die zuverlässigsten Werte, vorausgesetzt die Meßstrecke für den Randschlußfehler wurde klar definiert. Extraorale mikroskopische Nach-

untersuchungen an extrahierten Zähnen, die in früherer Zeit überkront wurden, ließen oft keine Rückschlüsse auf Material und Methode zu. Deshalb ging man dazu über, zur Extraktion vorgesehene Zähne zu präparieren, abzuformen und zu vermessen. Die Ergebnisse waren wegen kleinem Probenumfang wiederum nicht repräsentativ [84]. Allen bisherigen Versuchsmethoden zur Bestimmung der Abformgenauigkeit von Materialien mangelt es entweder an Realitätsnähe, Probenumfang, Parameterkonstanz oder Meßgenauigkeit, so daß sie den Anspruch auf standardisierte Bedingungen nicht erfüllen.

In dieser Situation ist 1998 von *Uhlig* [78] ein Sulkusfluid-Flow-Modell (S.F.M.) entwickelt worden, das die physiologischen Verhältnisse im Mundraum, insbesondere die Blutung und die infragingivale Lage der Präparationsgrenze, imitiert. Es handelt sich um das erste Modell mit klinischer Aussagekraft. Die Gegenüberstellung der Ergebnisse aus den Untersuchungen des S.F.M.`s und der bisher aussagekräftigsten in-vivo Studie von *Wöstmann, Dohle* und *Rettberg* [89] bei Verwendung der gleichen Abformmaterialien haben die klinische Relevanz dieses Modells bewiesen. Es läßt reproduzierbare Abformungen im feuchten und im trockenen Milieu in großem Umfang zu, so daß Kronen, die unter semiklinischen Bedingungen hergestellt werden, mittels Mikroskop reproduktionsgenau auf ihre Spaltbreite vermessen werden können und Aussagen über die Hydrophilie von Abformmaterialien im noch nicht abgebundenen Zustand gemacht werden können.

Die vorliegende Studie untersucht mittels dieses S.F.M.`s neue Materialien auf ihr hydrophiles Verhalten.

4 Ziel der Untersuchung

Mit Hilfe des S.F.M.`s ist es möglich, die klinische Situation einer Sulkusblutung auf dem Modell zu simulieren, wie *Uhlig* in Versuchen gezeigt hat [78].

Ziel dieser Untersuchung ist eine systematische Analyse gängiger Abformmaterialien und –verfahren auf ihre Beeinflußbarkeit durch ein Sulkusfluid.

Durch die Abformung einer trockenen, infragingival gelegenen Präparationsgrenze und die gleichzeitige Abformung einer mit Plasma benetzten, ebenfalls infragingival gelegenen Präparationsgrenze, unter ansonsten standardisierten Bedingungen, wird bei jeder untersuchten Material-/Technikkombination der in-vitro erreichbare Randspalt dem klinisch möglichen Randspalt gegenübergestellt. Diese Simulation praxisrelevanter Faktoren erlaubt eine Beurteilung des Einflusses der Sulkusflüssigkeit auf das Abformergebnis im Kronenrandbereich.

5 Abformmaterialien und Abformmethoden

Das Wissen über Zusammensetzung, Eigenschaft und Handhabung eines jeden Abformmaterials ist Voraussetzung für den Erfolg einer Abformung. Im folgenden sei deshalb ein kurzer Überblick über die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Abformmaterialien und -methoden gegeben.

5.1 Einteilung der Materialien

Eichner teilt die Abformmaterialien in vier Hauptgruppen ein [17]:

1. irreversibel-starr:
    - Abformgips
    - Zinkoxid-Eugenol-Pasten
    - Kunststoffe
2. reversibel-starr:
    - thermoplstische Kompositionsmassen
    - Guttapercha
3. reversibel-elastisch
    - Hydrocolloid
4. irreversibel-elastisch:
    - Alginate
    - Elastomere: Polysulfide, Silikone, Polyäther

5.2 Materialeigenschaften von Elastomeren

Elastomere sind nach ISO 4823 prinzipiellen Anforderungen unterworfen. Die Norm beschreibt meist eine Materialeigenschaft, um Vergleiche zwischen den Materialien zu

erlauben und eine Voraussage über ihr klinisches Verhalten davon abzuleiten. In letzterem liegen die größten Schwierigkeiten. Nach Veröffentlichung der Normen sind diese auf der Gebrauchsanweisung anzugeben [18, 65]. Dort sind folgende Eigenschaften aufgeführt:

- Konsistenz (eingeteilt nach Typ 0-3)
- Gesamt-Verarbeitungszeit
- Abbindezeit
- Verformung unter Druck
- Rückstellvermögen
- lineare Dimensionsänderung

5.2.1 **Konsistenz**

Die untersuchten Materialien werden mit den Begriffen putty, heavy, regular, light-fast bezeichnet. Hierbei handelt es sich um unterschiedliche Konsistenzen der elastomeren Abformmaterialien. Die Konsistenz ist eine Materialeigenschaft, die eng verwandt ist mit der Viskosität und dem Fließverhalten. Synonym wird auch der Begriff Phase benutzt.

Eichner teilt die Konsistenzen wie folgt ein [17]:

knetbar	putty	entspricht nach EN 24823 oder ISO 4823 Type 0
schwerfließend	heavy	entspricht nach EN 24823 oder ISO 4823 Type 1
mittelfließend	regular	entspricht nach EN 24823 oder ISO 4823 Type 2
leichtfließend	light fast	entspricht nach EN 24823 oder ISO 4823 Type 3

Die Fließeigenschaft, die von knetbar bis leichtfließend reicht, wird zum größten Teil durch den Füllstoffgehalt (zB. SiO_2, $CaCO_3$, $CaSO_4$) bestimmt. Je höher der Füllstoff-anteil ist, desto höher ist die Viskosität und desto geringer ist die Schrumpfung [52].

5.2.2 **Gummielastizität**

Alle Elastomere haben eine Eigenschaft gemein: die Gummielastizität. Nach dem Mischen zweier plastischer Ausgangsprodukte (Basispaste und Härterpaste) steigt die Viskosität bis der irreversible gummielastische Zustand durch zunehmende Vernetzung erreicht wird. Durch die Gummielastizität lassen sich untersichgehende Stellen in toto abformen, da sich das Material beim Herausnehmen aus dem Mund leicht deformiert und wieder zurückstellt. Diese Eigenschaft findet man nur bei makromolekularen Substanzen, da diese sich nicht im gestreckten, sondern im unregelmäßig verknäuelten Zustand befinden (Abbildung 6). Zur Streckung der Molekülkette ist eine Kraft erforderlich, der eine Rückstellkraft auf Grund der Verknäuelungstendenz entgegen wirkt. Die zur Streckung benötigten Kräfte sind gering, während die Deformation groß ist (Abbildung 7). Das Verhältnis Zugspannung zur Dehnung (= E-Modul) ist bei den elastomeren Abformmassen bis zu 100.000 mal kleiner als bei den Edelmetallegierungen, da die Bindungen der einzelnen Atome des Makromoleküls nicht beansprucht werden bis zur vollständigen Streckung [51].

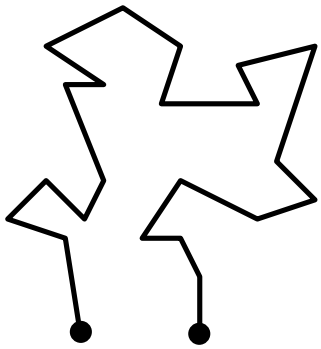


Abbildung 6: Lineares Makromolekül

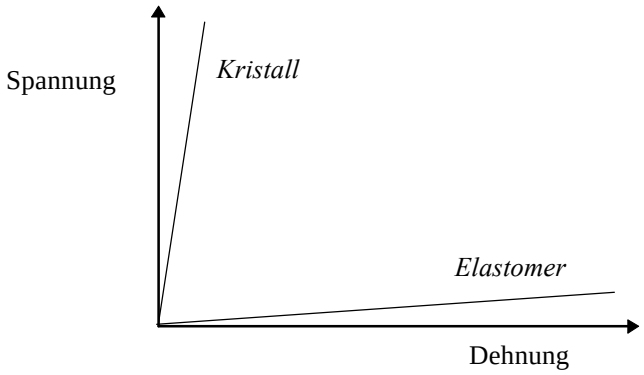


Abbildung 7: Spannungs-Dehnungs-Diagramm

5.2.3 **Die Hydrophilie**

Silikone, insbesondere A-Silikone, sind auf Grund ihrer apolaren chemischen Struktur sehr hydrophob. Polyäther dagegen sind wegen ihrer Polarität weniger hydrophob. Um diese unerwünschte Eigenschaft zu verringern, können den Silikonen hydrophilisierende Zusätze zugegeben werden. Grundsätzliches zu der Eigenschaft der Hydrophilie wurde bereits in Kapitel 3 näher beschrieben.

5.2.4 **Thixotropie**

Thixotrope Materialien haben die Eigenschaft, unter Scherbelastung ihre Viskosität zu verringern. Durch das Auspressen durch eine Kanüle werden Wasserstoffbrücken zerstört. Der Aufbau neuer Wasserstoffbrücken braucht sehr viel mehr Zeit als die Umorientierung parallel ausgerichteter Moleküle strukturviskoser Materialien. Der Viskositätsanstieg dauert bei thixotropen Materialien also länger als bei strukturviskösen Materialien [76].

5.3 **Aushärtung durch Vernetzung**

Während des Aushärtungsvorganges wird ein plastisches Material durch eine chemische Reaktion in den gummielastischen Zustand überführt. Der Zusammenhalt der Moleküle untereinander entsteht durch Bindungen sekundärer Art. Diese sind sehr schwach und entscheidend für den Zustand des Materials. Der gummielastische Zustand wird durch die festeren chemischen Bindungen erreicht, auf Kosten der Bindungen sekundärer Art. Mit zunehmender Vernetzungsdichte verschwindet die Gummielastizität zugunsten der Eigenschaft eines linear, polymeren, starren Festkörpers mit seinen vielen effektiven chemischen Bindungen [49, 51, 52].

5.3.1 **Vernetzungsreaktion der K-Silikone**

Die Vernetzungsreaktion der K-Silikone geschieht durch Reaktion bifunktioneller Silizium-Sauerstoff-Ketten einer Basiskomponente mit tetrafunktionellen Molekülen einer Härterkomponente.

Die Basiskomponente enthält lineare Ketten mit endständigen OH-Gruppen, sogenannte Silanole. Die beiden übrigen Valenzen des Siliziumsatoms sind mit Alkyl- oder Aryl-gruppen gesättigt (meist -CH_3) (Zusammensetzung siehe Tabelle 2).

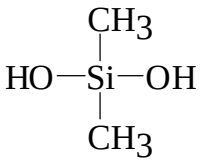


Abbildung 8: Silanol

Die Härterkomponente besteht aus tetrafunktionellem Äthyl- bzw. Methylsilikat und einer organischen Zinnverbindung als Katalysator (Zusammensetzung siehe Tabelle 2).

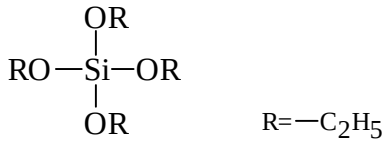


Abbildung 9: Äthylsilikat

Nach dem Mischen von Basiskomponente und Härterkomponente läuft die Polykondensation wie in Abbildung 10 dargestellt ab:

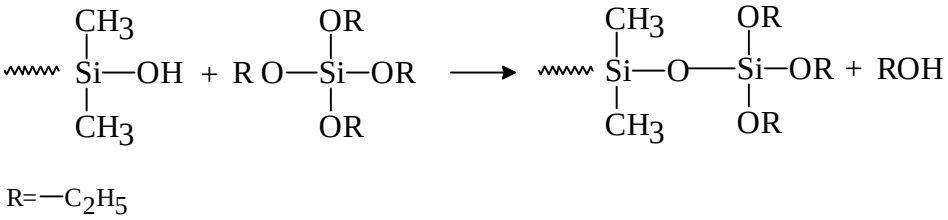


Abbildung 10: Polykondensation

Dabei kommt es zur Alkoholabspaltung (R-OH) (Abbildung 10). Die Kettenenden werden multifunktionell und können mit weiteren OH-Gruppen reagieren. Es kommt zur Verlängerung, Verzweigung und Vernetzung [17, 49, 69, 84]. Infolge der Abspaltung des Nebenproduktes Alkohol tritt eine Materialkontraktion auf, die abhängig ist vom Füllstoffanteil. Als Folge der Kontraktion der K-Silikone fallen die Gipsmodelle nicht dimensionsgetreu aus. Dieser Fehler wird im Verlauf der Werkstoffkette auf die darauf gefertigten Kronen übertragen [49].

Basispaste	**Härterpaste**
Polysiloxane mit endständigen OH-Gruppen	Katalysator: org. Zinnverbindung
Weichmacher (Paraffin oder Silikonöl)	Äthyl-/Methylsilikate
Farb- und Füllstoffe ($CaCO_3$, $CaSO_4$,SiO_2)	Evtl. Farb- und Füllstoffe
	Evtl. Lösungsmittel

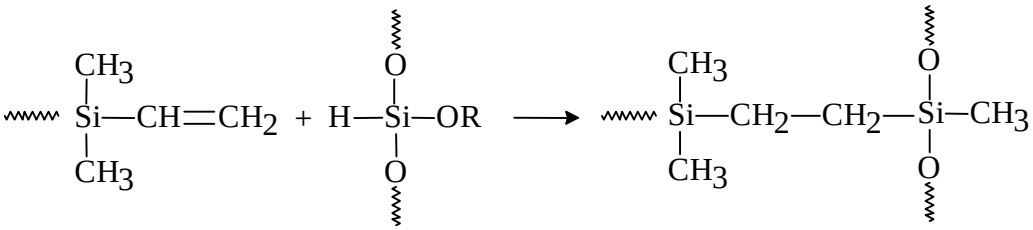
Tabelle 2: Materialzusammensetzung der K-Silikone [17, 69]

weitere Charakteristika der K-Silikone:

Vernetzungsbeginn:	sofort nach Härterzugabe
endogene Spannung:	größer als bei A-Silikonen und Polyäther, da die Vernetzung sofort nach Härterzugabe beginnt
Schrumpfungsverhalten:	je nach Füllstoffgehalt zw. 0,2-0,4% lin.
Aushärtungszeit:	je nach Fabrikat 5-6 Minuten
Lagerungszeit:	1 Stunde nach Aushärtungszeit
Hydrophobie:	K-Silikone sind weniger hydrophob als A-Silikone im unausgehärteten Zustand (*Uhlig*)
	A-Silikone sind weniger hydrophob als K-Silikone im abgebundenen Zustand (*Bader* und *Setz*)

5.3.2 **Vernetzungsreaktion der A-Silikone**

Die A-Silikone werden auch Polyvinylsiloxane genannt, weil ihre Basispaste endständige Vinylgruppen ($CH=CH_2$) anstatt Hydroxylgruppen (-OH) enthält. Bei der Vernetzungsreaktion der A-Silikone handelt es sich um eine Reaktion ohne Abspaltung von Nebenprodukten. Eine materialbedingte Schrumpfung ist somit weitgehend ausgeschlossen. Eine dennoch bestehende geringe Schrumpfung nach in-vivo Abformung ist als thermische Schrumpfung anzusehen [48]. Die Entstehung von Makromolekülen heißt bei den A-Silikonen Polyaddition [49]. Die Polyaddition verläuft wie in Abbildung 11.



Vinylsiloxan H-Siloxan Polymernetzwerk

Abbildung 11: Polyaddition

Die endständigen Vinylgruppen der Basiskomponente reagieren mit den seitlichen H-Gruppen der Härterkomponente. Die Reaktion wird durch eine organische Platin-Verbindung (H_2PtCl_6) katalysiert und die Vernetzung erfolgt unter Bildung von Äthyl-brücken zum Polymernetzwerk.

Basispaste	**Härterpaste**
Polysiloxane mit endständigen Vinylgruppen	Organohydrogensiloxane
Weichmacher	
Katalysator (Hexachlorplatinsäure: H_2PtCl_6)	
Farb- und Füllstoffe	Farb- und Füllstoffe

Tabelle 3: Materialzusammensetzung der A-Silikone [17, 69]

weitere Charakteristika der A-Silikone:

Vernetzungsbeginn:	verzögert
endogene Spannung:	gering, da eine meßbare Vernetzung erst nach ca. 2 min. beginnt
Schrumpfungsverhalten:	<0,05%lin.
Aushärtungszeit:	je nach Fabrikat 5-6 Minuten
Lagerungszeit:	Tage bis Monate
Hydrophobie:	im unausgehärteten Zustand sind A-Silikone hydrophober als K-Silikone (*Uhlig*)
	im abgebundenen Zustand sind A-Silikone weniger hydrophob als K-Silikone (*Bader* und *Setz*)

5.3.3 **Vernetzungsreaktion der Polyäther**

Bei der Vernetzungsreaktion des Polyäthers handelt es sich, wie bei den A-Silikonen, um eine Polyaddition ohne Abspaltung eines Nebenproduktes, was sich wiederum günstig auf das Schrumpfungsverhalten auswirkt [16, 17]. Die Vernetzungsreaktion beginnt genau

wie bei den K-Silikonen direkt nach der Härterzugabe. Die endogene Spannung ist aber geringer als bei den K-Silikonen, da die Aushärtungszeit der Polyäther länger dauert als die Aushärtungszeit der K-Silikone, so daß durch die Fließvorgänge mehr Spannungen abgebaut werden können [84].

Durch Polyaddition von Äthylenoxid und Tetrahydrofuran wird das Ausgangspolymer synthetisiert und im weiteren mit ungesättigten Säuren verestert. Die so entstandenden Moleküle der Basiskomponente besitzen hochreaktive endständige Aziridino- oder Ehtylenimin-Gruppen, die bei Härterzugabe durch den darin befindlichen Benzolsulfonsäureester zur Aufspaltung und anschließenden Polyaddition der Aziridino-Gruppen veranlaßt werden (Abbildung 12) [12, 49, 65, 71].

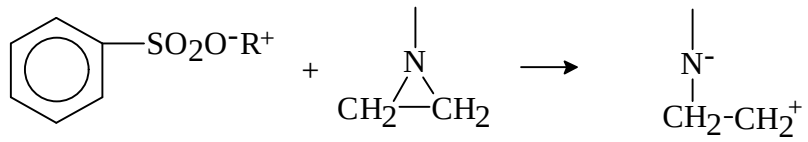


Abbildung 12: Kationische Polyaddition des Polyäthers

Basispaste	**Gew.%**	**Härterpaste**	**Gew.%**
Polyätherpolymer und Weichmacher	58	Aromatische Sulfonsäureester und Weichmacher	65
Füll-und Farbstoffe	42	Füll- und Farbstoffe	35

Tabelle 4: Materialzusammensetzung des Polyäthers [17, 84]

weitere Charakteristika des Polyäthers:

Vernetzungsbeginn: sofort nach Härterzugabe

endogene Spannung: geringer als bei den K-Silikonen, da die Aushärtungszeit länger ist [83]

Schrumpfungsverhalten: <0,05% lin.

Aushärtungszeit: länger als bei K-Silikonen (>5 Minuten)

Lagerungszeit:	Tage
Hydrophobie:	weniger hydrophob als A- und K-Silikone

5.4 Einteilung der Abformmethoden

Bis heute sind folgende Abformmethoden bekannt [84, 69]:

1.) Einzelzahnabformung:

- Kupferringabformung
- optische Abformung

2.) Abformung von Zahngruppen

2a.) *einzeitge* Verfahren:

- Einphasenabformung
- Doppelmischabformung
- Sandwichabformung
- Hydrokolloidabformung

2b) *zweizeitige* Verfahren:

- Korrekturabformung bzw. Doppelabdruck
- Ergänzungsabformung
- Segmentabformung
- optische Abformung

In dieser Studie werden die Doppelmischtechnik, die Korrekturabformung und die Einphasenabformung verwendet, die im folgenden näher erläutert werden:

5.4.1 **Korrekturabformung**

Die Korrekturabformung ist das in der Bundesrepublik am häufigsten angewendete Abformverfahren [40]. Eine Untersuchung nach *Wöstmann* [84] von 1992 bestätigt dies. Es handelt sich um ein zweizeitiges Verfahren, da sozusagen zwei zeitlich getrennte Abformungen nacheinander stattfinden[1]. Die erste Abformung (Erstabformung) wird mit einem knetbaren K- oder A-Silikon nach der Präparation der Zähne und gelegten Retraktionsfäden genommen. Diese Abformung wird nach Entnahme aus dem Mund sorgfältig beschnitten, um alle untersichgehenden Stellen zu beseitigen und genügend Abflußmöglichkeiten zu schaffen. Die Beseitigung der Unterschnitte kommt besonders zum Tragen, wenn neben präparierten Zähnen noch unpräparierte Zähne mit ihrer Supra- und Infrawölbung stehen[2]. Nach dem Beschneiden, der Replazierungskontrolle und dem Entfernen der Retraktionsfäden wird die zweite Abformung durchgeführt (Korrekturabformung). Dazu wird dünnfließendes bzw. niedrigviköses Material in einer Spritze verwendet. Dieses sogenannte Korrekturmaterial ist heute vornehmlich in Kartuschen erhältlich, um Dosierfehler zu vermeiden. Das Zweitmaterial wird rasch in den Sulkus zirkulär um den präparierten Zahn gespritzt. Dabei wird der Einschluß von Luftblasen vermieden, indem das Material unter ständigem Zahnkontakt appliziert wird. Der Löffel mit dem Erstmaterial wird mit einem kurzen, kräftigen Druck über dem Korrekturmaterial replaziert. Ein gewisser Druck ist notwendig, um das Material zum Fließen in den engen Sulkus zu veranlassen. Dies ist der sogenannte Stempeldruck. Ein Druck über die Applikationsphase hinaus kann zu Deformationen im Erstmaterial führen. Da sich das Erstmaterial auf Grund der schnell zunehmenden Vernetzung des Zweitmaterials nicht mehr zurückstellen kann, werden die Spannungen erst beim Abnehmen der Abformung frei. Die Folge sind zu schmale Abformlumina, was zu verkleinerten Modellstümpfen führt und somit verkleinerte Kronen entstehen [41]. Die Abbindekontraktion des Zweit-

---

[1] In dieser Arbeit sind folgende Materialien in Verbindung mit der Korrekturabformung verwendet worden: Silaplast, Contrast light regular, Contrast light fast und Imprint II.

[2] Im vorliegenden Modellversuch mit nur zwei präparierten Konuskronen aus Stahl gibt es keine untersichgehenden Stellen, deshalb wurde hier nur für einen ausreichenden seitlichen Abfluß gesorgt, um Verdrängungseffekte mit der Folge von bleibenden Deformationen zu vermeiden.

materials ist so gering, daß sie die Dimensionsänderung nicht beheben kann. Dieser mögliche Fehler nennt sich Verdrängungseffekt. Vermeidbar ist er durch einzeitige Abformmethoden (unter 5.4.2 und 5.4.3. näher erklärt). Verringern läßt er sich bei der Korrekturabformung durch sorgfältig angelegte Abflußrinnen. Ein weiterer Fehler ist die endogene Spannung. Sie ist abhängig vom Vernetzungsgrad des Materials. Schon beim Anmischen von Basispaste und Härterpaste beginnt die Vernetzungsreaktion, also der Übergang von dem plastischen in den elastischen Zustand. Zum Zeitpunkt des Einbringens des Löffels in den Mund werden die bereits vorhandenen elastischen Anteile gespannt wie Gummibänder. Sie können sich aber auf Grund der schnell zunehmenden Vernetzung nicht mehr entspannen. Die Spannung wird erst durch Entnahme des Löffels aus dem Mund gelöst, was zur bleibenden Deformation in Form einer Lumenverkleinerung oder Verzerrung führt. Vermeidung bzw. Reduzierung dieses Fehlers ist durch die Verwendung von A-Silikonen statt K-Silikonen, Verlängerung der Anmischzeit durch Materialkühlung oder Langzeithärter erreichbar (Abbildung 13). Die dritte Fehlerquelle ist die Materialschrumpfung. Unterschieden wird zwischen der Abbindeschrumpfung und der thermischen Schrumpfung. Die Abbindeschrumpfung ist eine Eigenschaft der K-Silikone, da als Nebenprodukt der Polykondensation Alkohol frei wird. Die Schrumpfung der A-Silikone ist im wesentlichen auf thermische Schwankungen zwischen Mund- und Raumtemperatur zurückzuführen[3]. Für alle Materialien gilt: je höher der Füllstoffgehalt ist, desto geringer ist die Schrumpfung [48, 49, 84]. Die Abbildung 13 gewährt einen Überblick über die Fehlerquellen bei der Abformung und die Möglichkeiten sie zu verringern.

[3] In dieser Studie ist die thermische Schrumpfung unbedeutend, da es sich um einen in-vitro Versuch handelt und alle Versuche bei konstanter Raumtemperatur durchgeführt worden sind.

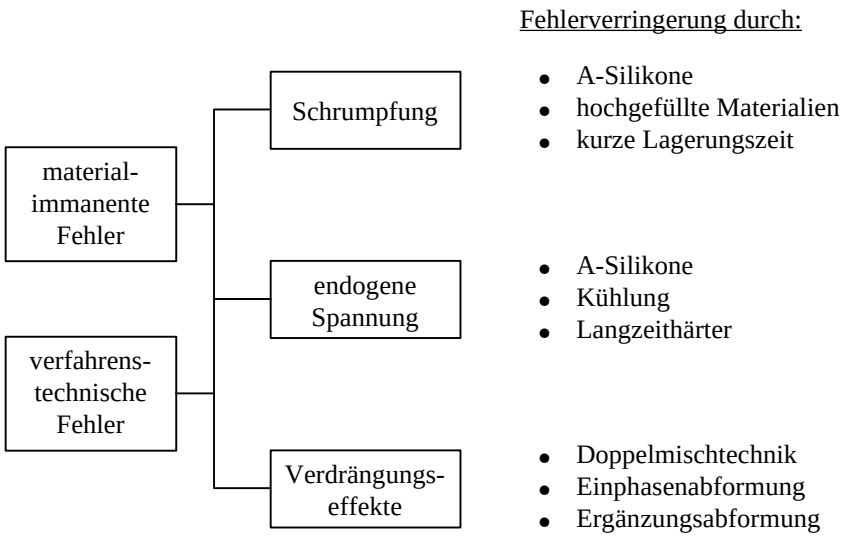


Abbildung 13: Fehlerquellen bei der Abformung mit Silikonen und ihre Vermeidung[48]

5.4.2 **Doppelmischabformung**

Bei der Doppelmischabformung handelt es sich um ein einzeitiges Verfahren mit einem Material in zwei unterschiedlichen Phasen[4]. Im Rahmen einer Abformung wird das Wort „Phase“ synonym der „Konsistenz“ oder der „Viskosität“ zweier in ihrer chemischen Zusammensetzung gleichwertigen Abformmassen verwendet [83]. Der Löffel wird nur einmal in den Mund eingesetzt. Während der Materialträger mit einem knetbaren bzw. zähflüssigen Material von der Helferin beschickt wird, spritzt der Zahnarzt das dünnfließende Material zirkulär in den durch Retraktionsfaden geöffneten Sulkus. Sofort danach erfolgt die Plazierung des Löffels über dem Korrekturmaterial. Hochvisköse und niedrigvisköse Phase binden gemeinsam ab [68, 69]. Der fehlende Stempeldruck, wie er bei der Korrekturabformung vorherrscht, hat den Vorteil, daß Verdrängungseffekte ausgeschlossen werden und den Nachteil, daß infragingival gelegene Präparationsgrenzen oft nicht genau wiedergegeben werden [23]. Die beiden o.g. Fehlerquellen - endogene Spannung und Schrumpfung - können durch A-Silikone, Kühlung, kurze Lagerzeit nach

[4] In dieser Studie wurde nur das A-Silikon Imprint II mit der Doppelmischtechnik verwendet

der Abformung und Langzeithärter verringert werden. Die Doppelmischtechnik beeinflußt den Verdrängungseffekt positiv.

5.4.3 **Einphasenabformung**

Die Einphasenabformung ist eine einzeitige Methode mit nur einem Material hochviskoser, aber noch spritzbarer Konsistenz (Phase)[5]. Der präparierte Zahn wird vom Behandler mit dem Einphasenmaterial umspritzt, während die Helferin den Löffel mit dem gleichen Material beschickt. Dieser wird sofort nach dem Umspritzen in den Mund gebracht. Verdrängungseffekte sind durch das einzeitige Vorgehen unbedeutend, die Schrumpfung läßt sich durch Verwendung von A-Silikonen oder Polyäther verringern und die endogene Spannung kann durch A-Silikone, Langzeithärter und Kühlung (Abbildung 13) verringert werden. Ein Fehler, der bei allen einzeitigen Methoden mit Elastomeren hinzukommt, ist die durch fehlenden Stempeldruck entstehende Ungenauigkeit im subgingivalen Bereich. *Marxkors* und *Schwickerath* empfehlen deshalb die Einphasenabformung mit individuellem Löffel [37, 71, 84].

[5] In der vorliegende Untersuchung wurden Honigum, Contrast Monophase und ein Silico-Polyäther als Einphasenmaterialien verwendet.

5.5 verwendete Abformmaterialien und Methoden

Die folgende Tabelle führt die in dieser Arbeit verwendeten Elastomere auf, ordnet sie in Stoffklassen und zeigt, mit welchen Abformmethoden die Materialien kombiniert wurden.

Methode	**zeitlicher Ablauf**	**Phasen**	**Verwendete Materialien**[6]
Korrekturabformung	zweizeitig	zweiphasig	**K-Silikon**: • Silaplast/Silasoft N **A-Silikon:** • Contrast putty mit Korrektur-material light regular, • Contrast putty mit Korrektur-material light fast, • Imprint II: Tray Material-High Viscosity mit Wash Material-Low Viscosity
Doppelmischabformung	einzeitig	zweiphasig	**A-Silikon**: • Imprint II: Tray Material-High Viscosity mit Wash Material-Low Viscosity
Einphasenabformung	einzeitig	einphasig	**Wachsilikon:** • Honigum **A-Silikon:** • Contrast Monophase **Silico-Polyäther**[7]: • Versuchsmaterial

Tabelle 5: Überblick der angewendeten Abformverfahren und -materialien

[6] Chargennummern und Hersteller siehe Anhang

[7] aus patentrechtlichen Gründen waren zum Zeitpunkt der Untersuchung Angaben über die Materialzusammensetzung und die Vernetzungsreaktion des Silico-Polyäthers nicht öffentlich bekannt. Der Silico-Polyäther ist deshalb entsprechend den anderen Materialien verarbeitet worden. Es wird angenommen, daß dieses Material die Vorteile der Silikone mit den Vorteilen des Polyäthers vereinigen soll.

Von den Herstellern werden die A-Silikone und der Silico-Polyäther als „hydrophilisiert“ deklariert. Bei dem Wachssilikon auf additionsvernetzender Basis wird mit seinem ausgezeichneten Anfließverhalten an Gingiva und Präparationsgrenze geworben, erzielt durch die mikrokristalline Wachsmatrix. Das untersuchte K-Silikon ist ein konventionelles Silikon älteren Jahrgangs und dient zum Vergleich in dieser Studie. Das Material *Imprint II* wurde mit verschiedenen Verfahren getestet, damit die Ergebnisse sowohl mit Blick auf die Hydrophilie des Materials als auch der Einfluß der Abformmethode diskutiert werden kann.

6 Durchführung der Untersuchung

6.1 Versuchsaufbau

In der vorliegenden Arbeit diente ein Messingmodell, auf das zwei identische aus Werkstahl gefertigte Prüfkörper (Stümpfe) nebeneinander geschraubt wurden, als Positiv der Abformung. Abbildung 14 zeigt das sogenannte S.F.M.. Die Stümpfe imitierten präparierte Zähne, die zur Versorgung mit einer Vollgußkrone vorgesehen waren. Der Konuswinkel der Stümpfe betrug 7°. Um eine möglichst klinische Situation zu schaffen, floß bei einem der beiden Prüfkörper von unten durch das Modell kontinuierlich Plasmaexpander[8] (450000 mmol) 5ml/h, zur Imitation der Sulkusflüssigkeit bzw. der Blutung bei infragingivalen Präparationen. Dazu war eine Seite des Modells von unten perforiert. Unter den Stumpf dieser Seite wurde ein normales Fensterleder gespannt, welches als semipermeable Membran für die Plasmaersatzflüssigkeit diente. Das „Plasmasteril“ konnte so von unten durch das Leder fließen und die Präparationsgrenze des einen Prüfkörpers benetzen. Die Präparationsgrenze lag 2 mm subgingival. 1 mm apikal der Präparationsgrenze lagen Prüfkörper und Messingmodell dicht aneinander (Abbildung 17). Auf diese Art wurde der physiologische Gingivalraum simuliert. Über einen am Boden des Labormodells befestigten Kunststoffschlauch wurde die Verbindung zu dem Perfusor ED2 hergestellt, welcher die Flüssigkeitsmenge auf 5ml/h während der Abformung konstant hielt[9]. Der andere Stumpf blieb trocken (Abbildung 15).

Pro Abformung wurden zwei Stümpfe abgeformt. Der eine wurde trocken, der andere im Bereich der Präparationsgrenze mit Plasma benetzt abgeformt. Der befeuchtete Stumpf sollte die in-vivo Situation und das Problem der Benetzungsfähigkeit von Elastomeren

[8] Plasmasteril, Fresenius AG

[9] Nähere Erläuterungen zur Auswahl der imitierenden Flüssigkeit, Flüssigkeitsmenge und der Wahl des Perfusors gibt die Dissertation von Uhlig: Entwicklung eines S.F.M. zum Vergleich von Abformmaterialien und -techniken unter standardisierten Bedingungen.

möglichst genau wiedergeben. Die Stümpfe wurden mit A-Silikonen, K-Silikonen, Wachssilikon oder Silico-Polyäther abgeformt. Dabei wurden ausschließlich die drei heute am häufigsten in der Praxis angewandten Abformmethoden gewählt: Korrekturabformung, Doppelmischabformung und die Einphasenabformung.

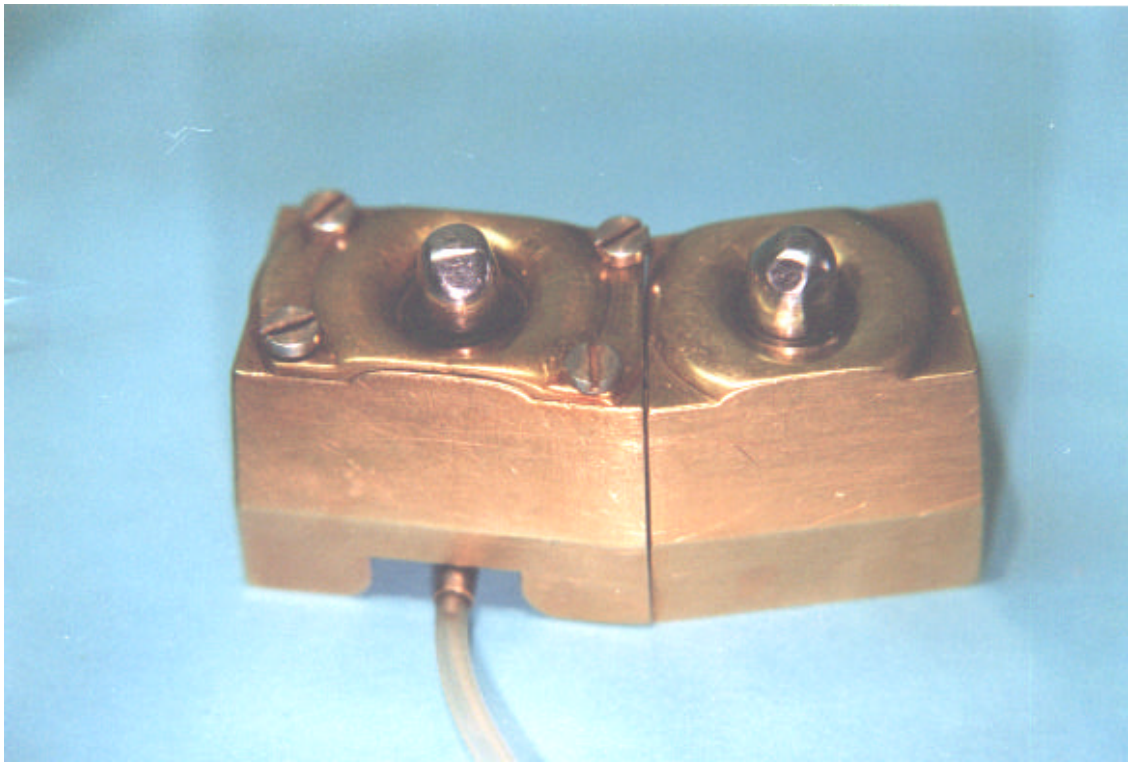


Abbildung 14: Messingmodell mit beiden eingeschraubten Prüfkörpern (S.F.M.).
Links im Bild ist der Stumpf mit einer Abschrägung zu sehen. Der zirkuläre Sulkus wird von unten durch ein Zulaufsystem mit Plasmaexpander befeuchtet (5ml/h). Die semipermeable Membran ist auf diesem Foto nicht eingespannt. Rechts im Bild ist der Stumpf mit zwei Abschrägungen zu erkennen. Dieser wird bei allen Abformungen immer als Kontrollstumpf trocken mit abgeformt.

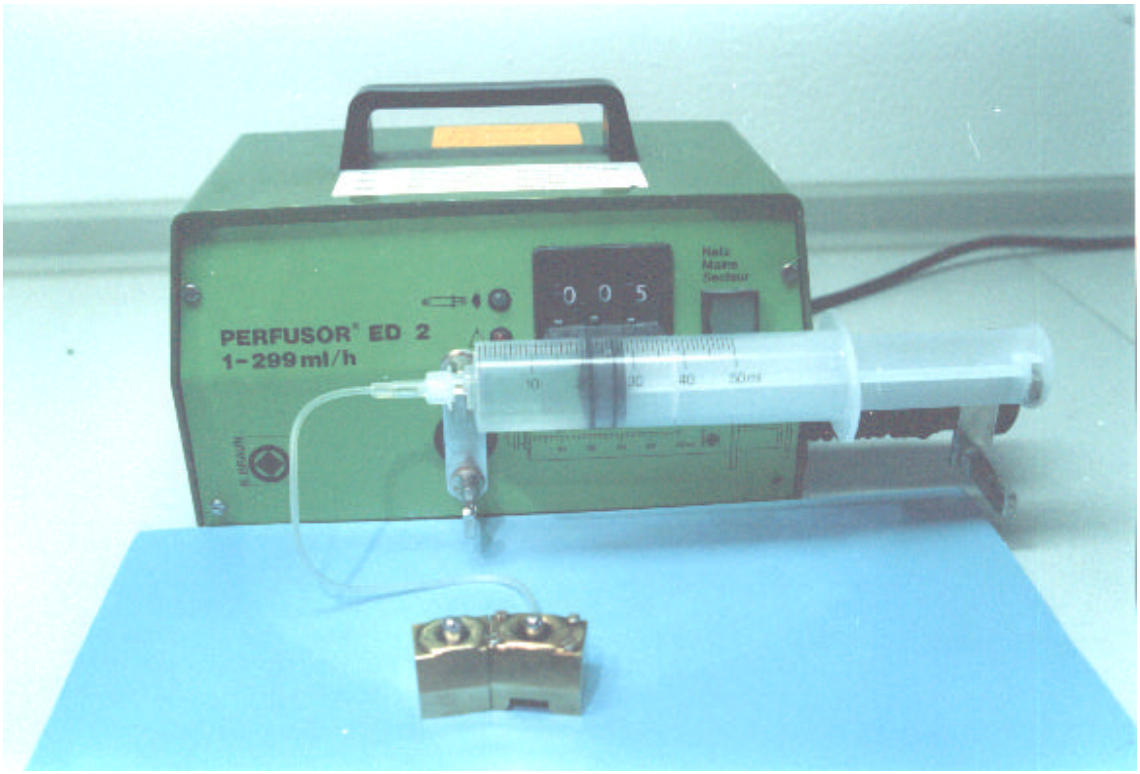


Abbildung 15: PERFUSOR ED 2 mit Zulaufsystem zum Messingmodell

Die Prüfkörper hatten folgende Dimension (*Abbildung 16*):

- Durchmesser im Bereich der Präparationsgrenze: 8mm
- Höhe ab Präparationsgrenze: 7mm
- Konuswinkel: 7°
- zirkuläre Stufenbreite: 0,5mm
- Abschrägung der Präparationsstufe: 26°
- Okklusionsfläche mit einer Anschrägung = feucht abzuformender Prüfkörper
- Okklusionsfläche mit zwei Anschrägungen = trocken abzuformender Prüfkörper

Abbildung 16: Stahlstümpfe einzeln, außerhalb des Modells

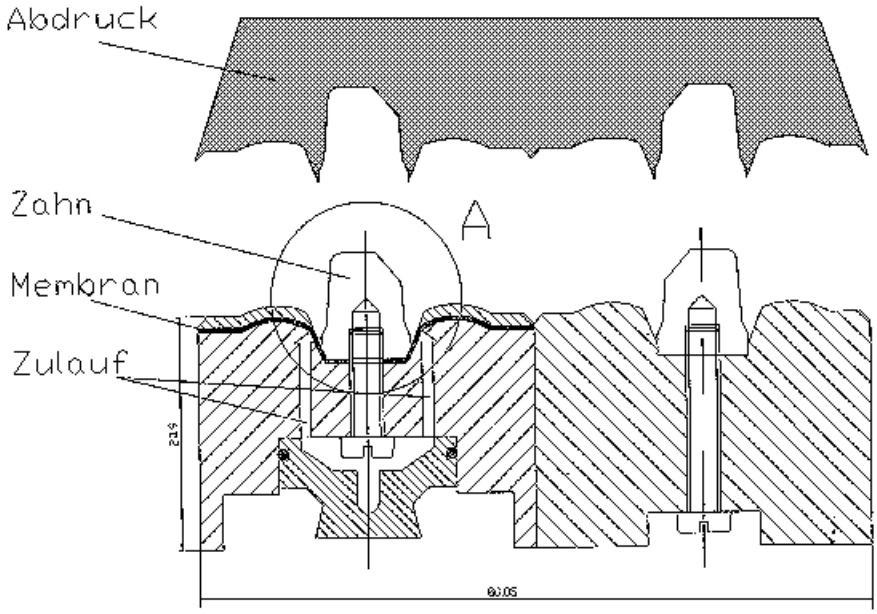


Abbildung 17: Skizze des Modells nach Uhlig, modifiziert

6.2 **Abformung der Stümpfe**

Zur Abformung wurden metallisch perforierte OK-Serienlöffel verwendet. Um eine sichere Haftung zu gewährleisten, wurde der Löffel vor der Abformung jeweils dünn mit Haftlack bestrichen.

Die Materialien wurden alle bei konstanter Raumtemperatur (22°C) verarbeitet. Soweit die Materialien mit der Hand anzumischen waren[10] wurden Vinylhandschuhe benutzt. Das Mischen der beiden Komponenten (Basispaste und Katalysatorpaste) erfolgte zügig, aber sehr gründlich und homogen. Nur homogen angemischte Materialien gewährleisten ein gleichmäßiges Aushärten und dadurch eine erfolgreiche Abformung [65]. Heute liefern die meisten Hersteller das Material in Kartuschen[11]. Dadurch werden Dosierfehler, Inhomogenitäten und Lufteinschlüsse, wie sie beim manuellen Anmischen vorkommen können, vermieden. Bei Materialien, die mit dem Spatel anzumischen waren, wurde ebenfalls auf zügiges, homogenes Anmischen ohne Lufteinschlüsse geachtet[12]. Die in Kapitel 5.5 genannten Materialien wurden ausschließlich in Kombination mit den heute gebräuchlichsten Methoden „Korrektur-, Doppelmisch- und Einphasenabformung“ verwendet.

---

[10] von den in dieser Studie verwendeten Materialien handelt es sich um: Silaplast putty und Contrast putty soft.

[11] in dieser Studie: Silco-Polyäther, Imprint II Tray- und Wash-Material, Contrast Monophase, Contrast light fast und Contrast light regular.

[12] in dieser Studie: Honigum

6.3 **Modellherstellung**

Die Abformungen wurden alle mit Fuji Rock Spezialhartgips (Typ IV)[13] ausgegossen (100 g Fuji Rock auf 20 ml Aqua dest., Anmischzeit 60 sec. im Vakuummischgerät[14], lineare Abbindeexpansion von 0,08%). Die Zeit bis zum Ausgießen des Abdrucks wurde entsprechend den Herstellerangaben eingehalten. A-Silikone und das Wachssilikon wurden frühestens nach 30 Minuten ausgegossen, spätestens nach 2 Stunden. Der Zeitpunkt des Ausgießens von K-Silikonen lag zwischen 30 Minuten und 1 Stunde, wie *Marxkors* es empfiehlt [48]. Der Silico-Polyäther wurde nach spätestens 1 Stunde ausgegossen, da Empfehlungen des Herstellers zum Zeitpunkt der Untersuchung nicht vorlagen. Frühestens 24 Stunden später wurde die Abformung vom Gipsmodell abgezogen.

Nach genügend langer Reifung des Modells wurde das jeweils zusammengehörige Stumpfpaar gesägt und die Präparationsgrenzen sorgfältig frei gelegt. Dabei konnte die Präparationsgrenze nur soweit dargestellt werden wie sie das Negativ der Abformung wiedergab. Die Stümpfe wurden mit „Die Prep Hardener“[15] gehärtet und anschließend mit „Die Spacer“[16] bis 1mm oberhalb der Präparationsgrenze überzogen.

6.4 **Herstellung der Meßkäppchen**

Nach Isolation der Gipsstümpfe wurden die Käppchen aus Wachs modelliert und je ein Käppchenpaar (trocken/feucht) in derselben Muffel der Größe 2 eingebettet, um mögliche gußtechnische Einflüsse einheitlich zu haben, damit sie vernachlässigt werden

[13] Firma G. C. Corporation

[14] Firma Degussa

[15] Firma Beele de St. Claire

[16] Orbis Dental GmbH

konnten. Als Einbettmasse wurde Deguvest CF[17] benutzt und nach Vorversuchen wurde das Mischungsverhältnis 8,5ml Deguvest Flüssigkeit: 5,0ml Aqua dest. gewählt.

Das Wachs wurde bei 300°C im Ofen 30 Minuten lang ausgetrieben. Ebenfalls 30 Minuten dauerte das Vorwärmen der Muffel auf 700°C. Die Meßkäppchen wurden aus Phantommetall NF[18] hergestellt. Das Phantommetall wurde bei 1140°C in einer Tiegelschleuder[19] geschmolzen und vergossen. Nach langsamen Abkühlen wurden die Käppchen ausgebettet und auf den Gipsstümpfen aufgepaßt. Ein eventuell vorhandener Randspalt wurde auf dem Gipsstumpf bearbeitet (Abbildung 18), das fertige Käppchen auf den Originalstumpf umgesetzt (Abbildung 19), und der Randspalt unter dem Meßmikroskop gemessen (Abbildung 21).

Abbildung 18: Bearbeitung der Phantommetallkäppchen auf dem Gipsstumpf

[17] Degussa, Hanau

[18] Degussa, Frankfurt

[19] TS3, Firma Degussa

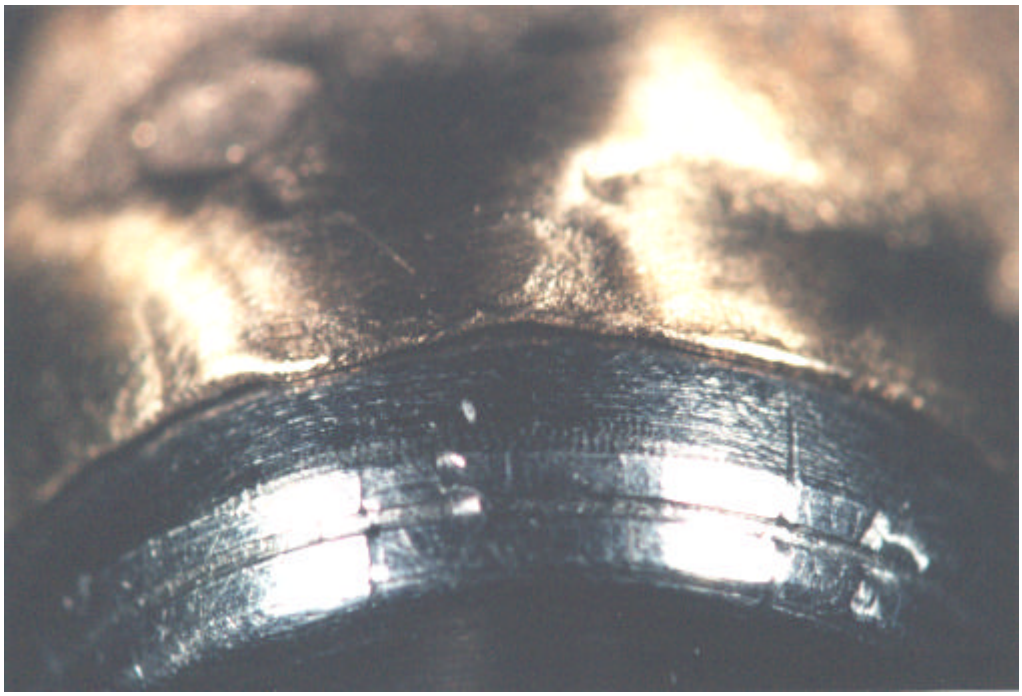


Abbildung 19: Käppchen nach der Bearbeitung auf dem Originalstumpf

6.5 **Messung der Randspalten**

Die Ermittlung des Randspaltfehlers eines Meßkäppchens wurde unter einem Makroskop auf dem Originalstumpf vorgenommen. Der Originalstumpf hatte dazu zirkulär unterhalb der Präparationsgrenze an acht definierten Stellen parallel zur Zahnachse Markierungen eingraviert. Die Reproduzierbarkeit der Messung wurde gewährt durch:

1. gleichen Einblickwinkel beim Messen für alle Meßstellen
2. zirkuläre Randspaltmessung in acht definierten Intervallen pro Originalstumpf
3. Messung des Randschlußfehlers nach *Holmes* [33]

Die Randspaltmessung wurde nach Überlegungen von *Holmes et al.* [33] durchgeführt, um eine Vergleichbarkeit der Untersuchung mit anderen zu gewährleisten. *Holmes* beschreibt mögliche Meßstellen zwischen Gußobjekt und Stumpf zur Ermittlung des Randschlußfehlers. Als beste Alternative empfiehlt er die Messung der „absoluten

marginalen Diskrepanz“, da diese Strecke immer den größten Randschlußfehler reflektiert (siehe Abbildung 20).

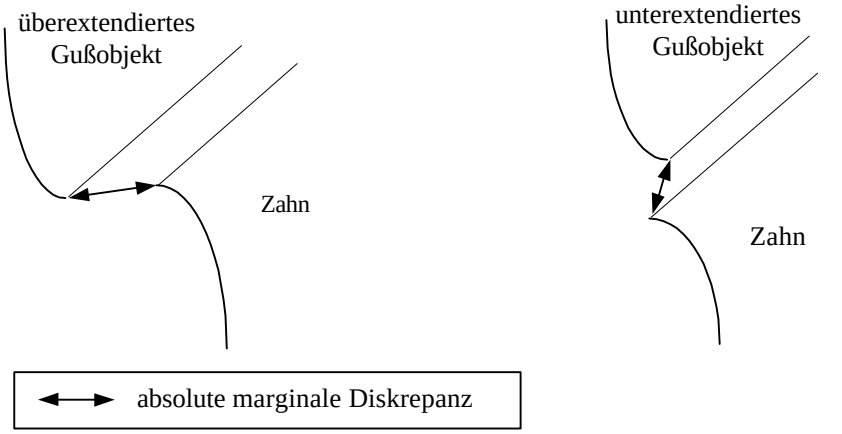


Abbildung 20: Messung der „absoluten marginalen Diskrepanz“ nach Holmes

Als Meßmakroskop wurde ein LEICA M420 benutzt, das mit zwei Mitutoyo-Meßuhren verbunden war (Abbildung 21). Eine Meßuhr diente zum Messen der X-Koordinate, die andere zum Messen der Y-Koordinate. Die Randspaltmessung verlief derart, daß das Koordinatenkreuz einmal auf die Präparationsgrenze des Originalprüfkörpers geschoben wurde und so der Punkt 1 aus je einem X- und einem Y-Wert berechnet wurde. Danach wurde das Koordinatenkreuz, durch Drehen an den Meßuhren, auf den Rand des aus Phantommetall hergestellten Transferkäppchens geschoben. Hier lag der Punkt 2. Auch dieser Punkt setzt sich wieder aus einem X- und einem Y-Wert zusammen. Die mit dem Makroskop gemessenen Daten/Werte wurden mit einem Mitutoyo-DMX 8, welcher als Interface diente, direkt in einen PC übertragen. Dieser errechnete dann den Abstand/Diskrepanz zwischen Gußobjekt und Präparationsgrenze des Stumpfes aus den vier erhaltenen Werten. Das Ergebnis entsprach der jeweiligen absoluten marginalen Diskrepanz. Pro Krone wurde auf diese Weise an acht definierten Stellen der Randspalt gemessen. Die Reproduzierbarkeit betrug +/- 10µm. Jedes Prüfkörperpaar wurde fünf mal mit der gleichen Material-/Technikkombination abgeformt. Daraus resultieren pro Stumpf 40 Meßwerte. Die Ergebnisse wurden in Tabellen erfaßt.

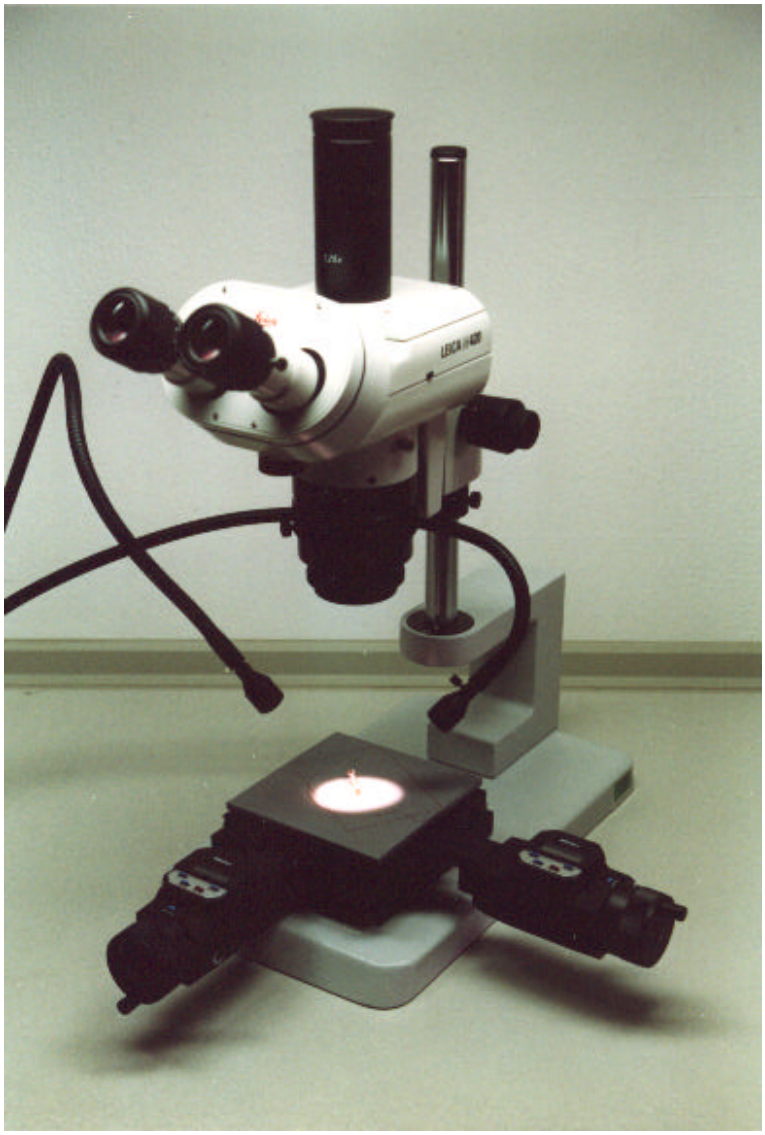


Abbildung 21: Meßmakroskop: LEICA M420 mit Mitutoyo-Meßuhren

6.6 **Auswertung von Randspaltmessungen**

Zur Auswertung der Ergebnisse diente das Statistikprogramm *SPSS 6.0*[20]. Randspaltmeßwerte sind üblicherweise nicht normal verteilt, da sie gegen einen definierten Nullpunkt streben. Nach Empfehlungen von *Biffar* [5] werden die Ergebnisse deshalb mit Hilfe von verteilungsfreien Verfahren dargestellt. Als deskriptive Statistik dient das Boxplot-Diagramm. Für die analytische Statistik sind nichtparametrische Tests

[20] Firma SPSS Inc., Columbus, USA.

herangezogen worden, insbesondere der U-Test, um verfälschende Darstellungen im nullpunktnahen Bereich zu verhindern.

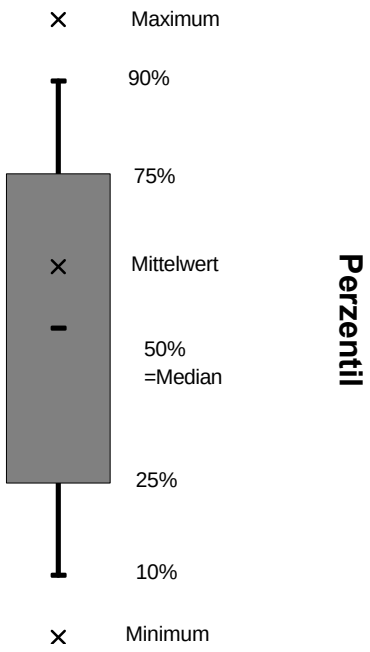


Abbildung 22: Legende zum Boxplot-Diagramm

- Das Boxplot (grau unterlegt) kennzeichnet den Bereich, in dem sich 50% aller gemessenen Randspaltwerte konzentrieren.
- Der Median ist die Zahl, die in der Mitte einer Zahlenreihe liegt. D.h. 50% der Randspalten hat Werte, die kleiner sind als der Median und 50% der Randspalten hat Werte, die größer sind als der Median.
- Der Mittelwert liefert das arithmetische Mittel von jeweils 40 Randspaltmessungen an fünf Meßkäppchen. Es wird die Summe von 40 Werten genommen und durch 40 geteilt. Die Aussagekraft des Mittelwertes bei nicht normalverteilten Daten ist beschränkt. Trotzdem wurde die Darstellungsweise gewählt, weil die meisten Studien die Mittelwertangabe beinhalten, so daß die Vergleichsmöglichkeit gewährleistet ist.

In der Literatur finden sich insbesondere der von *Marxkors* genannte Grenzwert, für die maximal zulässige Paßgenauigkeit einer Krone, von 200µm und der von *Dreyer-Jörgenson* geforderte Wert von 50µm, immer wieder. Um einen Vergleich zu ermöglichen, werden diese Größen auch in der vorliegenden Studie betrachtet.

7 Ergebnisse

7.1 Darstellung der Ergebnisse aus den Abformungen im trockenen Milieu

Im Ergebnis- und Diskussionsteil werden die aufgeführten Abkürzungen verwendet:

K = Korrekturabformung
E = Einphasenabformung
DM = Doppelmischabformung
CLF = Contrast light fast
CLR = Contrast light regular
C Mono = Contrast Monophase
N = Anzahl der Messungen
T = Trocken
F = Feucht

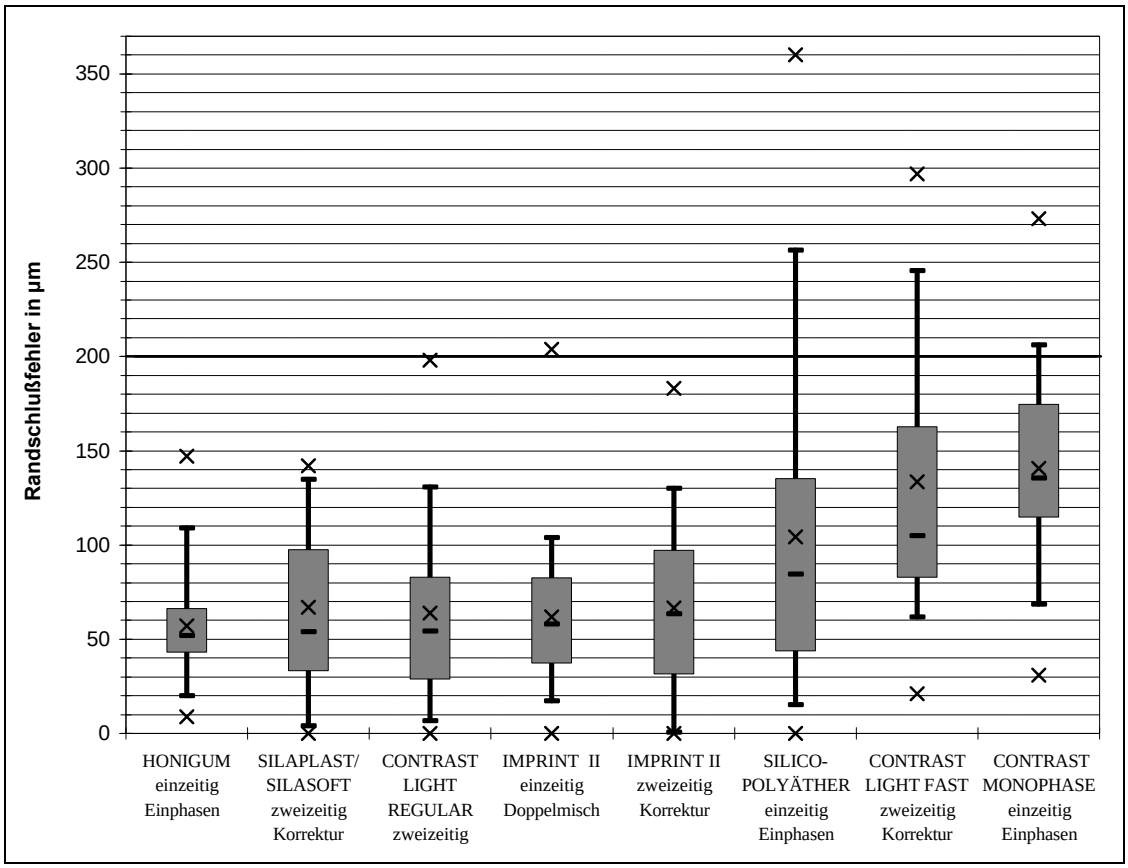


Abbildung 23: Boxplot-Darstellung aller ohne Sulkusflüssigkeit getesteten Materialien, geordnet nach ihrem Medianwert.

7.1.1 **Betrachtung der „200µm-Grenze“ und der „50µm-Grenze“**

- Gute Ergebnisse im Sinne der von *Marxkors* geforderten 200µm haben die Korrekturabformung mit A- und K-Silikonen, die Doppelmischabformung mit dem A-Silikon, sowie die Einphasenabformung mit dem additionsvernetzenden Wachssilikon erzielt. Alle Randspalten messen weniger als 200µm.

  Auch die A-Silikone *CLF* (77% <200µm), *C Mono* (89%<200µm), sowie der Silico-Polyäther (87%<200µm) zeigten zum größten Teil akzeptable Randschlußgenauigkeiten. *C Mono* und der Silico-Polyäther sind in Verbindung mit der Einphasentechnik angewendet worden (Abbildung 23).

- Bei der Betrachtung der „50µm-Grenze“ ist festzustellen, daß die gleichen Material-/Technikkombinationen, die auch die besten Ergebnisse bezüglich der „200µm-Grenze“ erzielten, Medianwerte im 50µm-Bereich haben. Ungefähr die Hälfte aller ihrer Randspalten ist also kleiner als 50µm. Ausnahmen bilden die Korrekturabformung mit dem A-Silikon *CLF* und das gleichnamige Monophasenmaterial. Bei ihnen liegen lediglich ca. 10% der Werte unter 50µm (Abbildung 23).

7.1.2 **Betrachtung der Streubreite der Ergebnisse**

- Bei Betrachtung der Abbildung 23 läßt sich keine Verbindung zwischen der Größe der Streubreite und einem bestimmten Abformverfahren herstellen. Die geringste Streubreite im Boxplot hat das Einphasenmaterial *Honigum*, gefolgt von *Imprint II* (Doppelmischtechnik). Die Abformmaterialien (das K-Silikon *Silaplast*, sowie die A-Silikone *CLR*, und *Imprint II*), die mit der Korrekturtechnik verwendet worden sind, streuen ebenfalls eng. Die Streubreite des Monophasenmaterials *Contrast* ist mit denen der Korrekturabformung vergleichbar, wobei sich die Streuung um einen hohen Medianwert konzentriert. Im Durchschnitt haben diese vier Materialien eine Streubreite von 60,8 µm. Der Silico-Polyäther und das A-Silikon *CLF* weisen eine größere Streubreite der Werte auf.

Die Einphasenabformung liefert also mit verschiedenen Materialien ganz unterschiedliche Ergebnisse, während die Korrekturabformung zuverlässig, mit nur einer Ausnahme, geringe Streubreiten gewährt.

Rangfolge	**Stoffklasse**	**Material**	**Streubreite**	**Methode**	**N**
Rang 1	Wachssilikon	Honigum	23,1µm	E	40
Rang 2	A-Silikon	Imprint II	45,2µm	DM	40
Rang 3	A-Silikon	CLR	54,0µm	K	40
Rang 4	A-Silikon	C Mono	59,5µm	E	40
Rang 5	K-Silikon	Silaplast/silasoft	64,2µm	K	40
Rang 6	A-Silikon	Imprint II	65,8µm	K	40
Rang 7	A-Silikon	CLF	79,8µm	K	40
Rang 8	Silico-Polyäther	Versuchsmaterial	91,5µm	E	40

Tabelle 6: Interquartilabstand der Abformungen ohne Sulkusblutung

7.1.3 **Betrachtung der Medianwerte, Mittelwerte und Maxima**

- In Abbildung 23 sind die Materialien nach Medianwerten sortiert. Nahezu gleich gute Medianwerte haben das K-Silikon (54µm), das Wachssilikon (52µm) und die A-Silikone *CLR* (54,5mm) sowie *Imprint II* (58µm). Dabei erreicht die Einphasenabformung mit *Honigum* den besten Medianwert.

  In Korrelation zu der Streubreite liefert die Einphasenabformung auch bei den Medianwerten ganz unterschiedliche Ergebnisse mit verschiedenen Materialien, während die Korrekturabformung wiederum mit einer Ausnahme (*CLF*) niedrige Mediane von durchschnittlich 57,3µm erzielt.

Rangfolge	Stoffklasse	Material	Medianwert	Methode	N
Rang 1	Wachssilikon	Honigum	**52,0µm**	E	40
Rang 2	K-Silikon	Silaplast/Silasoft	54,0µm	K	40
Rang 3	A-Silikon	CLR	54,5µm	K	40
Rang 4	A-Silikon	Imprint II	58,0µm	DM	40
Rang 5	A-Silikon	Imprint II	63,5µm	K	40
Rang 6	Silico-Polyäther	Versuchsmaterial	84,5µm	E	40
Rang 7	A-Silikon	CLF	105,0µm	K	40
Rang 8	A-Silikon	C Mono	**135,5µm**	E	40

Tabelle 7: Rangfolge der Medianwerte bei der Abformung ohne Sulkusflüssigkeit

- Die mittleren Randspalten liegen im Schnitt 3-10µm über den Medianwerten. Die mittleren Randspalten des K-Silikons, sowie der A-Silikone in Kombination mit Korrektur- oder Doppelmischabformtechnik liegen (mit Ausnahme von *CLF*) alle im „60µm-Bereich“. Die einphasige Abformung schwankt, abhängig vom Material, zwischen Mittelwerten von 57,2µm (Wachssilikon) bis140,7µm (A-Silikon).
- Maxima unter 150µm haben das K-Silikon und das Wachssilikon. Maxima um 200µm wurden bei den zweiphasigen A-Silikonen gemessen, mit Ausnahme von *CLF*. Dieses Material weist vereinzelte Ausreißer bis 297µm auf, ebenso wie das Einphasenmaterial *C Mono* (273µm) und der Silico-Polyäther (360µm).

7.2 Zusammenfassung der Ergebnisse aus dem trockenen Milieu

- Mit allen A-Silikonen, sind im trockenen Milieu bessere Ergebnisse erzielt worden als im feuchten Milieu.
- Hinsichtlich Streubreite, Median-, Mittel- und Maximalwerten gewähren die Korrekturabformung und die Doppelmischtechnik in Verbindung mit K- und A-Silikonen am ehesten den Anspruch auf Abformgenauigkeit, wobei die Doppelmischtechnik im Vergleich (s. *Imprint II*) etwas bessere Ergebnisse liefert.

- Mit der Einphasenabformung sind in Abhängigkeit zum Material sehr unterschiedliche Ergebnisse möglich. Unter allen Materialien, die in Verbindung mit der Einphasenabformung untersucht worden sind, hat sich im trockenen Milieu *Honigum*, ein einphasiges Wachssilikon auf additionsvernetzender Basis hervorgehoben. Bei der Ordnung der Materialien nach Rängen steht *Honigum* bezüglich Interquartilabstand, Medianwert und mittlerem Randspaltwert an erster Stelle. Die beiden Einphasenmaterialien *C Mono* und Silico-Polyäther schneiden im Vergleich weniger gut ab.

7.3 Darstellung der Ergebnisse aus den Abformungen im feuchten Milieu

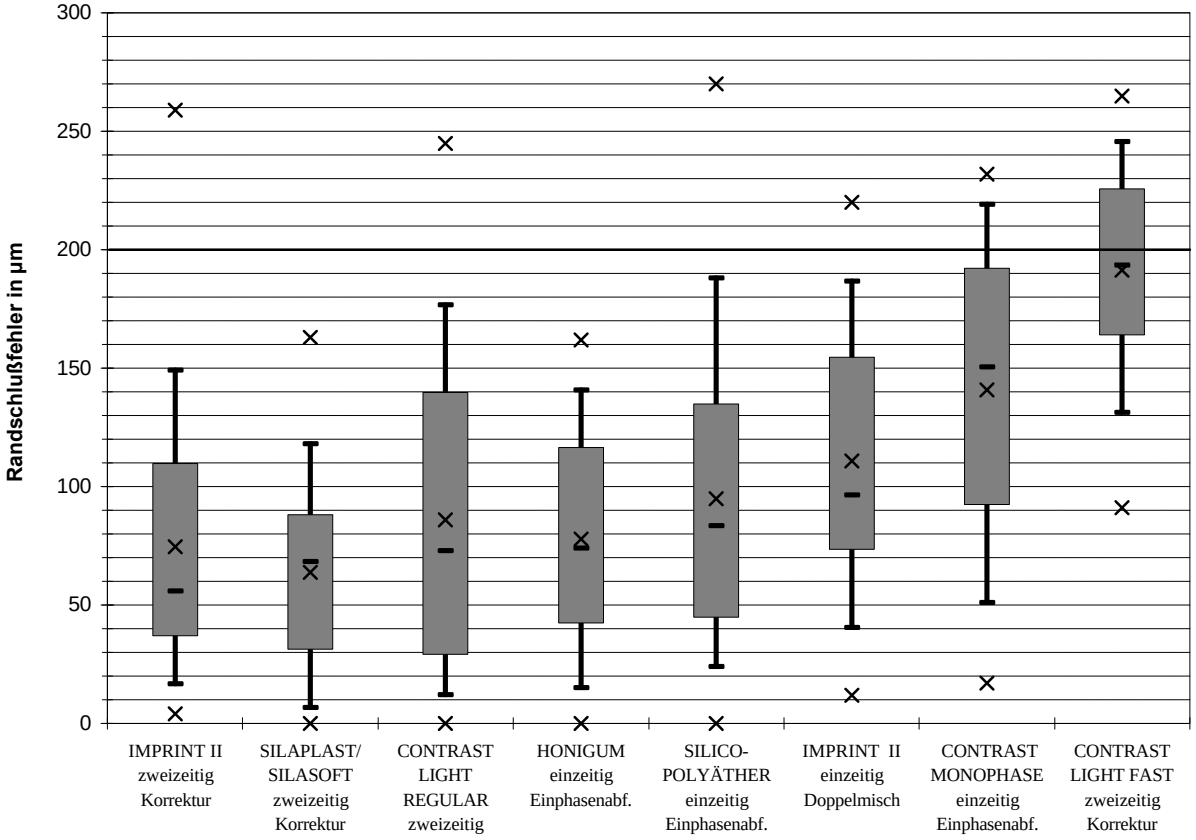


Abbildung 24: Boxplot-Darstellung aller mit Sulkusflüssigkeit getesteten Materialien, geordnet nach ihren Medianwerten

7.3.1 Betrachtung der „200µm-Grenze“ und der „50µm-Grenze“

- Die besten Ergebnisse im Sinne der von *Marxkors* akzeptierten Randschlußgenauigkeit erreichte das K-Silikon mit der Korrekturabformung. Ähnlich gute Ergebnisse erzielte das additionsvernetzende Wachssilikon mit der Einphasenabformung und das A-Silikon *Imprint II* mit der Korrekturabformung. Alle anderen Material-/Technikkombinationen ordnen sich im Rang den zuvor genannten unter. Ein A-Sili-

kon (*CLF*) in Verbindung mit der Korrekturabformtechnik ist auffällig, da 44,4% der Randspalten über 200µm messen.

- Mit fast allen Material-/Technikkombinationen konnten Randschlußgenauigkeiten von 50µm realisiert werden, ausgenommen *CLF*, dessen kleinster Wert 91µm mißt. Bei der Doppelmischabformung mit *Imprint II* und der Einphasenabformung mit dem A-Silikon messen mind. 10% der Werte weniger als 50µm. Bei allen anderen Materialien erreichen mehr als 25% der Randspalten eine Größe von weniger als 50µm.

7.3.2 **Betrachtung der Streubreite der Ergebnisse**

- Im feuchten Milieu zeigt eindeutig die Korrekturabformung die kleinere Streubreite. Die Korrekturabformung in Verbindung mit dem K-Silikon streut am wenigsten. Eine Ausnahme bildet die Korrekturabformung mit *CLR*. 50% aller Meßwerte streuen zwischen 29,3µm und 139,8µm. Das Material hat mit 110,5µm die größte Streubreite. Die Einphasentechnik und die Doppelmischtechnik weisen eine größere Streuung der Werte auf als die Korrekturabformung, wobei letztere in Abhängigkeit zum Material differiert.

Rangfolge	**Stoffklasse**	**Material**	**Methode**	**Streubreite**	**N**
Rang 1	K-Silikon	Silaplast/Silasoft	K	**56,7µm**	40
Rang 2	A-Silikon	CLF	K	61,8µm	40
Rang 3	A-Silikon	Imprint II	K	72,8µm	40
Rang 4	Wachssilikon	Honigum	E	74,2µm	40
Rang 5	A-Silikon	Imprint II	DM	81,0µm	40
Rang 6	Silico-Polyäther	Versuchsmaterial	E	89,8µm	40
Rang 7	A-Silikon	C Mono	E	99,8µm	40
Rang 8	A-Silikon	CLR	K	**110,5µm**	40

Tabelle 8: Interquartilabstand der Abformungen mit Sulkusblutung, geordnet nach Rängen

7.3.3 **Betrachtung der Medianwerte, Mittelwerte und Maxima**

- Bei allen Material-/Technikkombinationen liegen die Mediane um ca. 20µm höher als im trockenen Milieu. Ausnahmen bilden *CLF* mit einem um 88,5µm höheren Medianwert, *Imprint II* im Doppelmischverfahren mit einem um 38,5µm höheren und *Imprint II* im Korrekturverfahren, das im feuchten Milieu einen niedrigeren Wert (56µm) hat als im trockenen (63,5µm). Die niedrigsten Mediane erzielten die Materialien, die im Korrekturabformverfahren angewendet worden sind. Einen mit dem Korrekturabformverfahren zu vergleichenden Medianwert erzielte das additionsvernetzende Wachssilikon mit der Einphasenabformung (74µm).

Rangfolge	**Stoffklasse**	**Materialien**	**Medianwerte**	**Methode**	**N**
Rang 1	A-Silikon	Imprint II	56 µm	K	40
Rang 2	K-Silikon	Silaplast/Silasoft	68,5 µm	K	40
Rang 3	A-Silikon	CLR	73 µm	K	40
Rang 4	Wachssilikon	Honigum	74 µm	E	40
Rang 5	Silico-Polyäther	Versuchsmaterial	83,5 µm	E	40
Rang 6	A-Silikon	Imprint II	96,5 µm	DM	40
Rang 7	A-Silikon	C Mono	150,5 µm	E	40
Rang 8	A-Silikon	CLF	**193,5 µm**	K	40

Tabelle 9: Rangfolge der Medianwerte bei der Abformung mit Sulkusflüssigkeit

- Die Mittelwerte sind im feuchten Milieu bei fast allen Materialien höher als im trokkenen. Lediglich das K-Silikon und der Silico-Polyäther haben im feuchten Milieu niedrigere Mittelwerte als im trockenen Milieu. Das K-Silikon erzielte bei Anwendung der Korrekturabformung den niedrigsten Mittelwert aller untersuchten Materialien. Die Rangfolge der Mittelwerte zeigt eine Überlegenheit der Korrekturabformung gegenüber den anderen Techniken, sowie eine Überlegenheit des K-Silikons gegenüber Materialien anderer chemischer Provenienz. Eine Ausnahme bildet wieder das Wachssilikon in Verbindung mit der Einphasenabformung. Sein

Mittelwert von 77,9µm ist vergleichbar mit den Mittelwerten der A-Silikone, die mit der Korrekturabformung kombiniert worden sind.

- Die kleinsten maximalen Werte im feuchten Milieu sind mit dem Einphasenmaterial *Honigum* (162µm) und dem K-Silikon *Silaplast/Silasoft* (163µm) realisiert worden. Der größte gemessene Randspalt ist dem Silico-Polyäther zuzuordnen (270µm).

7.4 Zusammenfassung der Ergebnisse aus dem feuchten Milieu

- Die Ergebnisse im feuchten Milieu hingen maßgeblich von der Stoffklasse ab (vgl. Abbildung 23-24). Mit dem K-Silikon konnten genauere Randspalten erzielt werden als mit den A-Silikonen oder dem Silico-Polyäther. Hinsichtlich Maximum, Mittelwert und Interquartilabstand schnitt das K-Silikon mit der Korrekturabformung am besten ab. Ähnlich gute Ergebnisse erreichte das A-Silikon *Imprint II* mit der Korrekturabformung.
- Innerhalb der Materialien ähnlicher bzw. gleicher chemischer Provenienz (z.B. der A-Silikone) sind Schwankungen zu vermerken, trotz gleicher Abformmethode.
- Für das feuchte Milieu ist festzustellen, daß mit der Korrekturabformung tendenziell eine geringere Streubreite, sowie niedrigere Median- und Mittelwerte erzielt werden konnten als mit der Doppelmisch- oder Einphasentechnik.

7.5 **Gesamtvergleich der Ergebnisse mit und ohne Flüssigkeit**

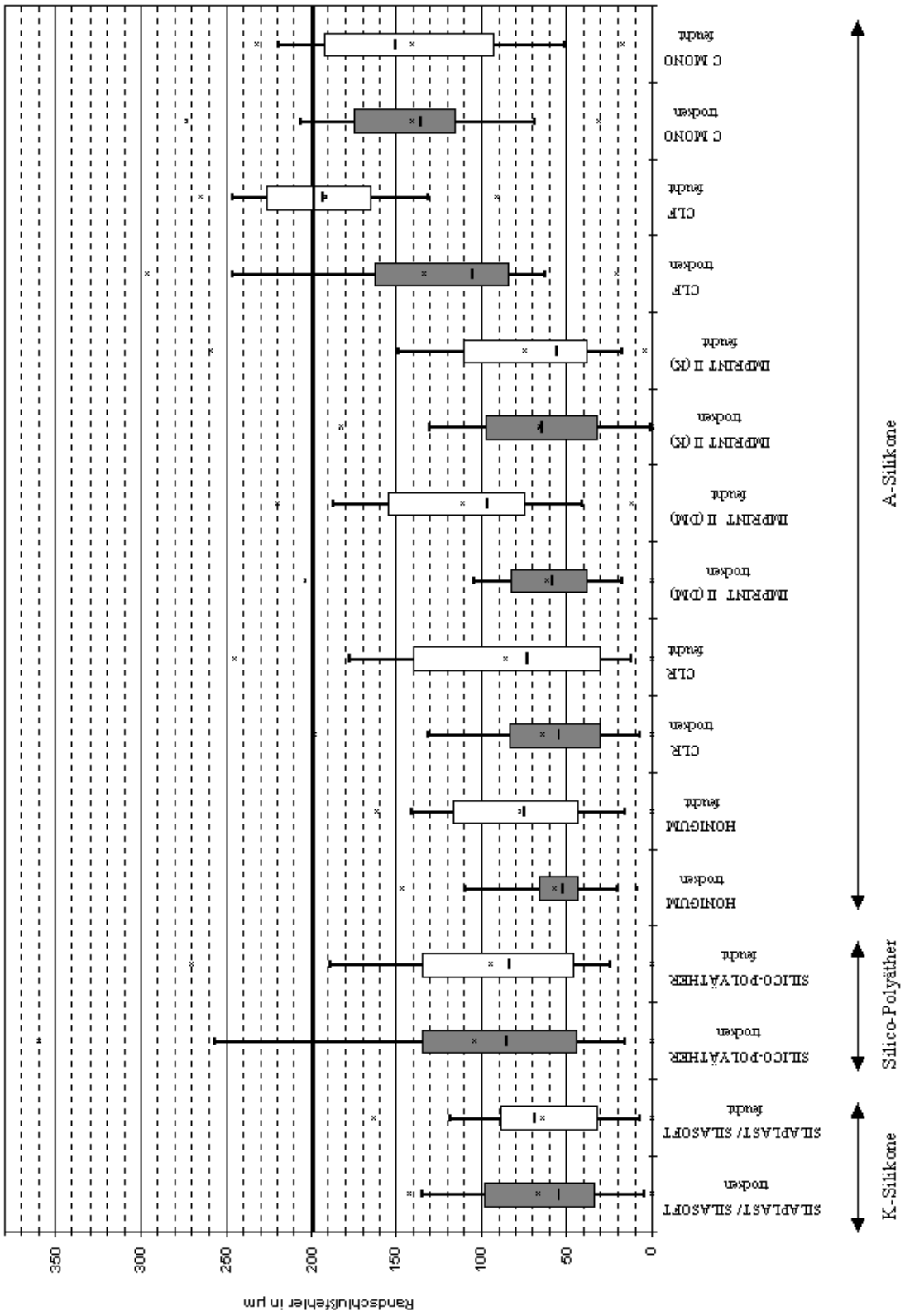


Abbildung 25: Gesamtvergleich, geordnet nach Stoffklassen

Methode	Stoffklasse	Mittelwert[µm] trocken/feucht	Mediane[µm] trocken/feucht	Streubreite[µm] trocken /feucht	Material
K	K-Silikon A-Silikone	66,9/**63,7** 63,9/85,9 66,7/74,5 133,6/**191,4**	54,0/68,5 54,5/73,0 63,5/**56,0** 105,0/**193,5**	64,2/**56,7** 54,0/**110,5** 65,8/72,8 79,8/61,8	Silaplast/Silasoft CLR Imprint II CLF
DM	A-Silikon	61,7/110,9	58,0/96,5	45,2/81,0	Imprint II
E	A-Silikone Silico-Polyäther	**57,2**/77,9 **140,7**/140,8 104,3/94,8	**52,0**/74.0 **135,5**/150,5 84,5/83,5	**23,1**/74,2 59,5/99,8 **91,5**/89,8	Honigum C Mono Versuchsmaterial

Tabelle 10: Mittelwerte, Mediane und Streubreiten trocken /feucht[21]

7.5.1 **Vergleich der Stoffklassen**

- Der Einfluß der Stoffklasse auf die Abformgenauigkeit ist im feuchten Milieu größer als der Einfluß der Abformtechnik. Dies verhält sich im trockenen Milieu umgekehrt.
- Das **K-Silikon** schneidet im Vergleich am besten ab. Es konnten mit dieser Stoffklasse im trockenen und im feuchten Milieu annähernd gleich gute Ergebnisse erreicht werden. Insbesondere im feuchten Milieu steht es der Rangordnung nach an erster Stelle. Das K-Silikon streut unter feuchten (56,7µm) Bedingungen weniger breit als unter trockenen (64,2µm). Ebenso verhält es sich mit dem Mittelwert. Er ist im feuchten Milieu (63,7µm) geringer als im trockenen (66,9µm).
- Die **A-Silikone** in Verbindung mit der Korrektur- und Doppelmischtechnik erreichten im trockenen Milieu gute Ergebnisse. Im feuchten Milieu lagen die Werte bei allen Materialien höher. Die Streuung der zweiphasigen A-Silikone ist im feuchten Milieu tendenziell etwas breiter und die Mediane liegen entsprechend höher. Die einphasigen A-Silikone zeigen wie die zweiphasigen A-Silikone einen erheblichen Unterschied zwischen trocken und feucht. Im trockenen Milieu sind die Ergebnisse der Monophasenmaterialien sehr unterschiedlich. Das additionsvernetzende Wachssilikon *Honigum* erreichte von allen Materialien im trockenen Milieu die geringsten Werte

[21] Der kleinste und größte Wert innerhalb eines Milieus sind jeweils fett gedruckt.

bezüglich Streubreite, Median- und Mittelwert, gefolgt von dem K-Silikon und dem A-Silikon *CLR*. (Tabelle 10).

- Der untersuchte **Silico-Polyäther** erzielt tendenziell leicht bessere Werte im feuchten gegenüber dem trockenen Milieu und verhält sich damit ähnlich wie das K-Silikon. Beide Materialien zeigen keine signifikanten Unterschiede zwischen trockenem und feuchten Milieu (U-Test; $p>0,05$).

7.5.2 **Vergleich der Abformtechniken**

- Die Abformtechnik hat im trockenen Milieu geringfügig größeren Einfluß auf das Kronenrandspaltverhalten, als im feuchten Milieu.
- Abbildung 25 und Tabelle 10 bestätigen die Eignung der **Doppelmischtechnik** im trockenen Milieu. Im feuchten Milieu konnten mit dieser Methode ebenfalls gute Randspalten erzielt werden. Die Ergebnisse aus dem trockenen Milieu sind jedoch nicht erreicht worden, so daß sich die Randspaltwerte zwischen trockenem und feuchten Milieu deutlich unterscheiden.
- Neben der Doppelmischtechnik erzielte im trockenen Milieu die **Korrekturabformung** gute Ergebnisse, sowohl mit A-Silikonen als auch mit K-Silikonen. Im feuchten Milieu erzielte v.a. die Korrekturabformung in Verbindung mit dem K-Silikon gute Werte. Trotz gleicher Methode erzielten die A-Silikone höhere Randspaltwerte. Innerhalb dieser Stoffklasse gab es wiederum starke Differenzen. Einzig das A-Silikon *Imprint II* erreichte Werte, die dicht an denen des kondensationsvernetzenden Silikons lagen.
- Die mit drei verschiedenen Materialien durchgeführte **Einphasenabformung** zeigte eine Abhängigkeit von dem verwendeten Material, was zu großen Unterschieden in ihren Ergebnissen führte. In Kombination mit dem Wachssilikon *Honigum* erzielte diese Methode im trockenen Milieu die besten Werte. In Verbindung mit dem neuartigen Silico-Polyäther streute sie dagegen sehr breit und bei Verwendung des A-Silikons *C Mono* war die Streuung eng um einen hohen Mittel- und Medianwert. Im

feuchten Milieu erreichen der Silico-Polyäther und *C Mono* annähernd die gleichen Werte wie im trocken Milieu. Diese Tendenz wird für *Honigum* nicht bestätigt.

7.6 **Ergebnisse der Signifikanzprüfung**

Die Ergebnisse der Signifikanzprüfung liefert der U-Test. Dem U-Test ist zu entnehmen, welchen Unterschied die Randspaltwerte einer bestimmten Material-/Technikkombination zwischen feuchtem und trockenem Milieu aufweisen. Dabei wird der Unterschied klassifiziert in:

- p> 0,05 => statistisch nicht nachweisbarer Unterschied zwischen trocken und feucht
- p< 0,05 => wenig signifikanter Unterschied zwischen trocken und feucht
- p< 0,01 => signifikanter Unterschied zwischen trocken und feucht
- p< 0,001=>hoch signifikanter Unterschied zwischen trocken und feucht

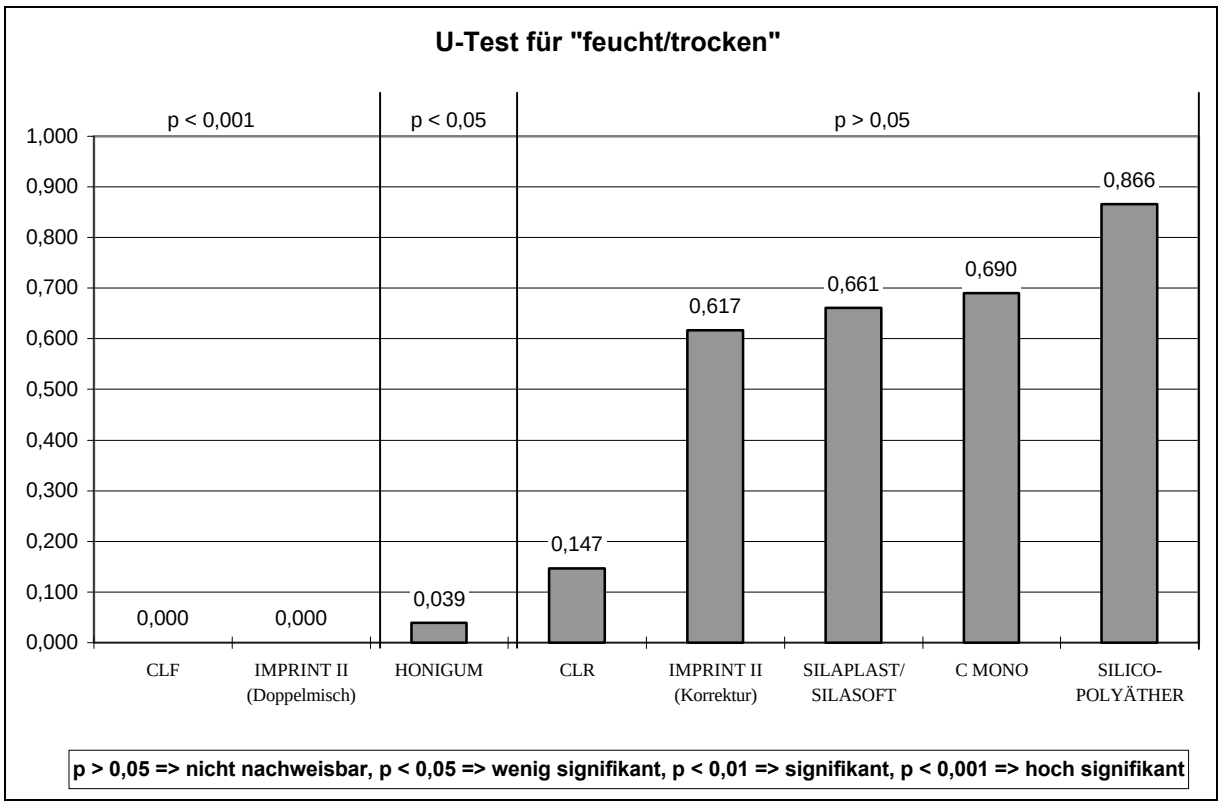


Abbildung 26: U-Test

Zwei A-Silikone weisen einen hoch signifikanten Unterschied auf:

Contrast* mit Korrekturmaterial *light fast hat massiv unterschiedliche Werte im trokkenen und feuchten Milieu. Während die Streuung im Boxplot, sowie die gesamte Spannbreite unter feuchten Bedingungen recht klein sind und sich die Werte um einen sehr hohen Median (193,5µm) und Mittelwert (191,4µm) konzentrieren, sind Spannweite und Streuung im Boxplot groß bei der Abformung im trockenen Milieu. Median (105µm) und Mittelwert (133,6µm) liegen hier wesentlich niedriger als im feuchten Milieu. Im Gesamtvergleich liegen die Werte sehr hoch. Auch weichen Median- und Mittelwert bei der Abformung ohne Blutung stark auseinander, im Gegensatz zum feuchten Milieu. Hier unterscheiden sich die Werte nur um 2µm.

Ein hoch signifikanter Unterschied ist auch bei der **Doppelmischtechnik mit A-Silikon *Imprint II*** zu erkennen. Im trockenen Milieu streuen die Werte eng um einen niedrigen Mittel- und Medianwert (61,7/58,0µm), im feuchten Milieu dagegen breit um hohe Median- und Mittelwerte (110,9/96,5µm). Der maximale Randspalt ist unter beiden Bedingungen annähernd gleich. 90% der Randspaltwerte, die aus den Abformungen ohne Sulkusflüssigkeit ermittelt worden sind, liegen unter 104µm. Die oberen 10% der gemessenen Werte streuen extrem stark (zwischen 104µm und 204µm). Unter feuchten Bedingungen verteilen sich die Werte über die ganze Spannweite recht gleichmäßig.

Ein A-Silikon weist einen wenig signifikanten Unterschied auf:

Das **Wachssilikon *Honigum*** weist wenig signifikante Unterschiede zwischen den Kronenrandspalten aus dem trockenen und feuchten Milieu auf. Der größte Unterschied liegt in der Streuung im Boxplot. Die Streubreite beträgt im trockenen Milieu nur 23,1µm, im feuchten Milieu dagegen 74,2µm.

Die anderen A-Silikone, das K-Silikon und der Silico-Polyäther haben keine signifikanten Unterschiede zwischen den Randspalten aus dem trockenen Milieu und den Randspalten aus dem feuchten Milieu. Hier ist $p > 0,05$.

7.7 Zusammenfassung der Ergebnisse

Tendenziell sind die kleineren Mittelwerte, Medianwerte und Streubreiten den Abformungen im trockenen Milieu zuzuordnen. Für das feuchte Milieu ist festzustellen, daß der Einfluß des gewählten Materials größer ist als der Einfluß der Abformtechnik. Mit dem K-Silikon sind kleinere Randspalten zu erreichen als mit den A-Silikonen. Im trokkenen Milieu zeigen die ermittelten Ergebnisse, daß die Doppelmischtechnik sich ebenso gut eignet wie die Korrekturabformung mit A- und K-Silikonen. Im Feuchten hebt sich die Korrekturabformung als Technik der Wahl hervor.

Ordnet man die untersuchten Materialien nach Rängen, schneidet das K-Silikon *Silaplast/Silasoft* in Verbindung mit der Korrekturabformung im feuchten Milieu am besten ab. Im trockenen Milieu bezieht das additionsvernetzende Monophasenmaterial *Honigum* den ersten Rang. Die A-Silikone *C Mono* und *CLF* schnitten am schlechtesten ab.

Eine neue Komposition eines Einphasenmaterials, der Silico-Polyäther, schnitt im Rangfolgenvergleich mittelmäßig ab. Positiv fällt allerdings das Verhalten dieses Versuchsmaterials bei der Gegenüberstellung der Ergebnisse aus trockenem und feuchtem Milieu auf, da die Werte annähernd gleich sind; wobei die Abformungen mit Sulkusflüssigkeit etwas bessere Ergebnisse erzielten. Dieses Verhalten gilt auch für das untersuchte K-Silikon, *C Mono* sowie *Imprint II* und *CLR*. Sie alle weisen keinen signifikanten Unterschied zwischen trockener und feuchter Abformung auf (U-Test; $p>0,05$).

8 Diskussion der Ergebnisse

Die Art des Versuchsaufbaus läßt Rückschlüsse auf die klinisch zu erwartende Abformgenauigkeit zu.

Die klinische Relevanz des Modells ist von *Uhlig* [78], durch den Vergleich mit aus der Literatur bekannten klinischen Werten, insbesondere mit den Werten aus der Studie von *Wöstmann et al*., bestätigt worden [89].

Diskussionsgrundlage sind die Ergebnisse der vorangehenden Kapitel und Tabelle 10. Diese ist in ihrer Darstellungsform so gewählt worden, um einen Vergleich mit den Ergebnissen aus der ersten Versuchsreihe mit dem S.F.M. von *Uhlig* [78] und den Versuchsserien von *Wöstmann, Dohle, Rettberg* [89] zu ermöglichen.

8.1 Diskussion der Ergebnisse unter verschiedenen Milieubedingungen

8.1.1 Diskussion der verschiedenen Stoffklassen im trockenen Milieu

Die Priorität einer bestimmten Stoffklasse im Trockenen ist nicht eindeutig erkennbar. Grundsätzlich liefern alle untersuchten Materialien im trockenen Milieu gute Ergebnisse. Das K-Silikon erzielte sehr gute Ergebnisse, wodurch frühere Studien bestätigt wurden [78]. Noch besser schnitt das Wachssilikon *Honigum* auf additionsvernetzender Basis ab. Die Ergebnisse bestätigen, womit die Hersteller werben: hochpräzise, detailgenaue Abformungen und begünstigtes Spaltfließverhalten. Das Hinzufügen einer mikrokristallinen Wachsmatrix zu dem A-Silikon scheint das Einfließen in engste Räume präzise zu ermöglichen, ohne daß dazu der Stempeldruck der Korrekturabformung nötig wäre. *Honigum* und *Silaplast* sind die einzigen Materialien dieser Studie, die per Hand angemischt worden sind. Eine Untersuchung von *Wöstmann et al.* [90], die den maschinengemischten Materialien im Laborversuch eine bessere

Abformgenauigkeit bescheinigt als den handgemischten, konnte auf Grund der Ergebnisse nicht bestätigt werden, was u.a. auf den unterschiedlichen Versuchsaufbau zurückzuführen sein könnte.

Die A-Silikone liefern die unterschiedlichsten Ergebnisse. Ein konstant gutes Abschneiden aller A-Silikone konnte nicht gezeigt werden. *CLR* und *Imprint II* realisieren gute Randspalten. Die übrigen untersuchten A-Silikone (*CLF* und *C Mono*) schneiden nicht so gut ab. Obwohl *CLF* ein A-Silikon ist und im Korrekturabformverfahren angewendet worden ist, was laut früheren Untersuchungen durch den vorhandenen Stempeldruck zu guten Ergebnissen im infragingivalen Bereich führen müßte [84] (eigene Untersuchungen mit anderen A- und K-Silikonen bestätigen dies), konnten mit diesem Material keine ausnahmslos akzeptablen Randspalten erzielt werden. *CLF* unterscheidet sich von den anderen zweiphasigen A-Silikonen durch die extrem niedrigvisköse Korrekturphase. Bei der Durchführung der Abformung konnte das Einfließen des Materials in die kleinsten Spalten und Unebenheiten bestätigt werden. Beim Abnehmen des Löffels vom Modell kam es selbst bei größter Sorgfalt stellenweise zum Abreißen der Präparationsgrenze, so daß auf Grund der geringen Stärke des Materials auch vereinzelt Verzerrungen auftraten.

C Mono ist laut Herstellerangaben ausgeprägt thixotrop und von mittelfließender Konsistenz (s. Thixotropie, Kapitel 5.2.4). Der Aufbau neuer Brücken dauert lange, wodurch sich der Viskositätsanstieg verzögert. Vermutlich wird das Material, welches in den Sulkus zwischen Prüfkörper und nachgiebiger Ledermembran appliziert wurde, aus diesem wieder durch die sich zurückstellende Membran herausgedrängt, solange das Material noch nicht abgebunden und dünnfließend ist.

C Mono und der Silico-Polyäther bestätigen die in der Literatur vorhandenen Ergebnisse für Einphasenmaterialien bei infragingivaler Abformung, wonach der fehlende Stempeldruck zu Ungenauigkeiten im infragingivalen Bereich führt [24, 57, 84].

8.1.2 **Diskussion der verschiedenen Techniken im trockenen Milieu**

Entgegen anderen Untersuchungen, die den Einphasenmaterialien eine schlechte Abformgenauigkeit im infragingivalen Bereich bestätigen [24, 57, 84], schneidet

Honigum in dieser Studie sehr gut ab. Dies liegt mit großer Wahrscheinlichkeit an der neuartigen Materialzusammensetzung, denn sonst hätten auch die Einphasenmaterialien *C Mono* und der Silico-Polyäther kleinere Randspalten erzielen müssen.

Bei dem Vergleich der Korrekturabformung mit der Doppelmischtechnik (s. *Imprint II*) werden die guten Ergebnisse der Doppelmischtechnik aus früheren Laborstudien bestätigt [2, 16, 42]. Obwohl es sich bei den früheren Arbeiten größtenteils um supra- bzw. paragingival angelegte Präparationsgrenzen handelte, und in der vorliegenden Studie infragingivale Präparationsränder beurteilt werden, hat die Doppelmischtechnik mit *Imprint II* besser abgeschnitten, als die Korrekturabformung mit diesem Material. Die mangelhafte Abformgenauigkeit wegen fehlendem Stempeldruck [24, 57] und infragingivaler Lage der Präparationsgrenze - wie vielfach in der Literatur beschrieben [78] - kann diese Studie nicht bestätigen. Vielmehr ist aus den Ergebnissen zu folgern, daß die individuelle Gestaltung des Sulkus selbst mit der Doppelmischtechnik sehr wohl genau wiederzugeben ist. Der die Abformgenauigkeit limitierende Faktor scheint demnach die Sulkusflüssigkeit zu sein. Sicherlich ist diese Diskrepanz zwischen Korrektur- und Doppelmischabformung mit *Imprint II* auch auf behandlerimmanente Einflüsse zurückzuführen, zumal die Ergebnisse eng beieinander liegen.

8.1.3 **Diskussion der verschiedenen Stoffklassen im feuchten Milieu**

Die Qualität der Abformung im feuchten Milieu hängt maßgeblich von der Stoffklasse des verwendeten Materials ab, innerhalb der Stoffklasse aber auch von dem Material selbst. In Anlehnung an die Ergebnisse von *Uhlig* [78] sowie *Wöstmann et al.* [89], schneidet das konventionelle K-Silikon *Silaplast* vergleichsweise besser ab als die von den Herstellern als hydrophil deklarierten A-Silikone und der Silico-Polyäther. Dies ist verständlich, da A-Silikone ihre maximale Hydrophilie erst am Ende der Vernetzungsreaktion erreichen, während K-Silikone ihre maximale Hydrophilie zu Beginn der Vernetzungsreaktion, also während der Applikationsphase, haben [88]. K-Silikone haben im unausgehärteten Zustand mehr polare Gruppen (OH-Gruppen) als A-Silikone. Durch die Abspaltung von Alkohol während der Kondensation gehen polare

Gruppen verloren, was eine Abnahme der Hydrophilie für das K-Silikon bedeutet (vgl. Abbildung 3). Während der Applikationsphase - im Moment, in dem das flüssige Material in Wechselwirkung mit der Sulkusflüssigkeit/Plasma tritt - scheint das K-Silikon hydrophiler zu sein als das A-Silikon. Diese Erklärung korreliert gut mit den Ergebnissen aus Kontaktwinkelmessungen an Proben aus abgebundenen Abformmaterialien. Dabei ergaben Kontaktwinkelmessungen mit A-Silikonen kleinere Meßwerte als mit K-Silikonen [2].

Die Hydrophilisierung der A-Silikone mit oberflächenaktiven Substanzen, wie sie in Kapitel 3.1 beschrieben wurde, hat eine größere Bedeutung für die Benetzbarkeit des abgebundenen Materials mit Gipsbrei, also für die Modellherstellung, als für die Abformung während der Applikationsphase, da der Grad der Hydrophilie mit dem Vernetzungsgrad steigt. Die Verbesserung des hydrophilen Verhaltens der A-Silikone während der Applikationsphase - und damit die Qualität der Abformung - kann davon unbeeinflußt bleiben.

Beinahe alle A-Silikone zeigen Unterschiede zwischen den Ergebnissen aus dem feuchten und dem trockenen Milieu. Insgesamt zeigte sich bei den A-Silikonen, daß die werkstoffkundlich mögliche Randschlußgenauigkeit bei fast allen Materialien „klinisch“ nicht erreicht werden konnte. Im Gegensatz zu den Kontaktwinkelmessungen an bereits abgebundenen Materialien, die den A-Silikonen eindeutig eine verbesserte Benetzbarkeit bescheinigen, wirkt sich bei Versuchen mit dem S.F.M. die schlechte Benetzbarkeit während der Applikationsphase aus.

Das K-Silikon und der Silico-Polyäther zeigen annähernd gleiche Ergebnisse mit und ohne Sulkusflüssigkeit (U-Test; $p>0,05$). Bei dem K-Silikon ist der Grund dafür zuvor beschrieben worden. Bei dem Silico-Polyäther scheint der Hydrophilisierungsansatz gelungen zu sein. Worauf diese Tatsache im Detail zurückzuführen ist, kann zu diesem Zeitpunkt auf Grund mangelnder Herstellerangaben zur Zusammensetzung dieses Materials nicht beurteilt werden. Im Vergleich zu K- und A-Silikonen sind die absoluten Ergebnisse dieses Versuchsmaterials durchschnittlich, so daß eine Verbesserung des Materials sowohl für den Laborversuch als auch für klinische Verhältnisse wünschenswert ist.

8.1.4 **Diskussion der verschiedenen Techniken im feuchten Milieu**

Bei Betrachtung der Abbildung 24 stellt sich die Korrekturabformung bezüglich der Abformgenauigkeit im feuchten Milieu als bestgeeignete Technik heraus. Die im unausgehärteten Zustand hydrophoberen A-Silikone schneiden in Verbindung mit der Korrekturabformung besser ab, als mit einzeitigen Abformmethoden, wobei die Korrekturabformung jedoch keine Garantie für gute Ergebnisse ist, was sich am Beispiel von *CLF* zeigt. Die erhöhten Werte dieses Materials lassen sich eventuell mit der extrem niedrigviskösen Korrekturphase erklären. Das Material wird entweder durch das Plasma so schnell aus dem Sulkus verdrängt, daß ein Halten der flüssigen Phase in situ bis zum Replazieren des Löffelmaterials nicht gewährleistet werden kann, - wie beim *C Mono*- oder das Material reißt beim Abheben des Löffels ein- bzw. ab und führt dadurch zu Ungenauigkeiten.

Die Korrekturabformung liefert mit dem hydrophileren K-Silikon die besten Ergebnisse von allen untersuchten Material-/Technikkombinationen.

Bei der Einphasentechnik hängen die resultierenden Randspalten ebenfalls in entscheidendem Maße von dem verwendeten Material ab. Am besten hat *Honigum* mit dieser Methode abgeschnitten. Die Ergebnisse aus dem trockenen Milieu konnten nicht erreicht werden.

Die Doppelmischtechnik mit dem A-Silikon *Imprint II* schneidet, verglichen mit der Korrekturabformung dieses Materials, schlechter ab. Bei der Doppelmischabformung scheint die hydrophobe Eigenschaft der A-Silikone wegen mangelndem Stempeldruck zum Tragen gekommen zu sein. Die Korrekturabformung dagegen konnte den negativen Einfluß des Plasmas auf das Material durch den Stempeldruck ausgleichen. Die Doppelmischtechnik bestätigt Ergebnisse aus früheren Studien, wonach sie wegen des fehlenden Stempeldruckes fehlerhaft im infragingivalen Bereich ist [24, 84, 88, 89]. Verstärkt wird dieses Defizit durch das Plasma im Sulkus.

8.2 **Schlußfolgerung**

Die Hydrophilisierung ist bei den untersuchten A-Silikonen und dem Silico-Polyäther gelungen (vgl. *Abbildung 26*; p>0,05); es gibt aber Ausnahmen, wie z.B. *CLF*.

Eine durchgängige Randschlußgenauigkeit von 50µm, wie sie *Dreyer-Jörgenson* [15] postuliert, ist klinisch nicht realisierbar. Möglich erscheinen die von *Marxkors* [47] geforderten 200µm Randspalten.

Die Ergebnisse aus den Abformungen an den trockenen Stümpfen decken sich tendenziell mit den Ergebnissen aus in der Literatur bekannten Laborversuchen [78, 84, 89]. Die Untersuchungen ergeben weiterhin, daß Feuchtigkeit und die Lage der Präparationsgrenze die Abformergebnisse entscheidend beeinflussen. Hinsichtlich eines Rangfolgenvergleichs der Mittelwerte (Tabelle 10) zeigt sich das K-Silikon dem A-Silikon – entgegen den aus anderen werkstoffkundlichen Untersuchungen bekannten Ergebnissen - überlegen. Stellt man den Rangfolgenvergleich zwischen den Techniken an, so ergibt er einen Vorteil für die Korrekturabformung. Diese Ergebnisse korrelieren mit denen der bisher aussagekräftigsten klinischen Studie von *Wöstmann, Dohle und Rettberg* [89].

9 Zusammenfassung

Seit der Entwicklung des S.F.M.`s ist es möglich, durch einen standardisierten Laborversuch aussagekräftige Rückschlüsse auf das klinische Verhalten eines Materials und der angewandten Abformtechnik zu machen. Der Vorteil liegt im Versuchsaufbau. Mit dem S.F.M. läßt sich die Benetzbarkeit eines Materials während der Applikationsphase beurteilen. Damit erreicht es für die Praxis höhere Relevanz als die Kontaktwinkelmessung an abgebundenen Materialien.

Ziel dieser Untersuchung war es daher zu prüfen, inwieweit sich durch den Einfluß der Hydrophilisierung neuer A-Silikone in der klinischen Anwendung eine Steigerung der Abformgenauigkeit im Kronenrandbereich gegenüber konventionellen Materialien und Techniken erreichen läßt.

Es wurden ein konventionelles K-Silikon, sechs hydrophilisierte A-Silikone, davon ein Wachssilikon und ein neuartiges Versuchsmaterial, der Silico-Polyäther, mit Korrektur-, Doppelmisch- oder Einphasentechnik untersucht. Mit jeder Material-/Technikkombination wurden fünf Abformungen genommen, wobei eine Abformung gleichzeitig einen mit Plasma benetzten Stumpf und einen trockenen Kontrollstumpf umfaßte. Auf der Basis dieser Abformung wurden Meßkäppchen hergestellt, deren Randspalt auf dem Originalstumpf an acht definierten Stellen unter einem Makroskop gemessen wurden. Die Anzahl der ausgewerteten Messungen pro Material-/Technikkombination belief sich auf vierzig. Bei allen vermessenen Meßkäppchen erzielten die Ergebnisse im trockenen Milieu bessere Randspalten als im feuchten. Der Einfluß der verwendeten Materialien war dabei größer als die Abformmethode, wobei die Korrekturabformung tendenziell bessere Ergebnisse lieferte als die einzeitigen Methoden. Eine Garantie auf gute Ergebnisse war sie jedoch nicht, was sich am Beispiel von *CLF* gezeigt hat. Im Rangfolgenvergleich schnitt das K-Silikon *Silaplast/Silasoft* in Verbindung mit der Korrekturabformung am besten ab. Einige Material-/Technikkombinationen wiesen keine signifikanten Unterschiede zwischen feuchtem und trockenem Milieu auf, so daß den Herstellern die Hydrophilisierung bei diesen A-Silikonen gelungen ist.

10 Anhang

10.1 Chargennummern zu den verwendeten Materialien:

Materialart	Fabrikat	Hersteller	Chargen-Nr.
K-Silikon	Silaplast	DETAX, Ettlingen	960578
	Silasoft N	DETAX, Ettlingen	960611
	Catalyst Paste universal	DETAX, Ettlingen	960120
A-Silikon	Contrast putty soft Base	VOCO, Cuxhaven	V12283
	Contrast putty soft Cat.	VOCO, Cuxhaven	V12281
	Contrast light regular	VOCO, Cuxhaven	72041
	Contrast light fast	VOCO, Cuxhaven	72040
	Contrast Monophase	VOCO, Cuxhaven	76014
	Imprint II,Tray-Material	3M, USA	7DML4W2, 7EMX2A1, 6EX1213
	Imprint II, Wash-Material	3M, USA	7CMC1P1
Wachssilikon	Honigum Basepaste	DMG, Hamburg	705545
	Honigum Cat.-Paste	DMG, Hamburg	705545
Silico-Polyäther	Versuchsmaterial	Kettenbach	

10.2 **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1: Werkstoff- und Arbeitskette bei der Herstellung von festsitzendem Zahnersatz 11

Abbildung 2: Beispiel eines Tensids 16

Abbildung 3: Charakteristika der Hydrophilie 16

Abbildung 4: Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche Abformmasse/Dentin 20

Abbildung 5: Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche Abformmasse/Wasser 22

Abbildung 6: Lineares Makromolekül 28

Abbildung 7: Spannungs-Dehnungs-Diagramm 29

Abbildung 8: Silanol 30

Abbildung 9: Äthylsilikat 31

Abbildung 10: Polykondensation 31

Abbildung 11: Polyaddition 32

Abbildung 12: Kationische Polyaddition des Polyäthers 34

Abbildung 13: Fehlerquellen bei der Abformung mit Silikonen und ihre Vermeidung[48] 38

Abbildung 14: Messingmodell mit beiden eingeschraubten Prüfkörpern (S.F.M.). 43

Abbildung 15: PERFUSOR ED 2 mit Zulaufsystem zum Messingmodell 44

Abbildung 16: Stahlstümpfe einzeln, außerhalb des Modells 45

Abbildung 17: Skizze des Modells nach Uhlig, modifiziert 45

Abbildung 18: Bearbeitung der Phantommetallkäppchen auf dem Gipsstumpf 48

Abbildung 19: Käppchen nach der Bearbeitung auf dem Originalstumpf 49

Abbildung 20: Messung der „absoluten marginalen Diskrepanz“ nach Holmes 50

Abbildung 21: Meßmakroskop: LEICA M420 mit Mitutoyo-Meßuhren 51

Abbildung 22: Legende zum Boxplot-Diagramm 52

Abbildung 23: Boxplot-Darstellung aller ohne Sulkusflüssigkeit getesteten Materialien, geordnet nach ihrem Medianwert. 54

Abbildung 24: Boxplot-Darstellung aller mit Sulkusflüssigkeit getesteten Materialien, geordnet nach ihren Medianwerten 59

Abbildung 25: Gesamtvergleich, geordnet nach Stoffklassen 63

Abbildung 26: U-Test 66

10.3 **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Randschlußqualität aus in-vivo Studien [36] 12

Tabelle 2: Materialzusammensetzung der K-Silikone [17, 69] 31

Tabelle 3: Materialzusammensetzung der A-Silikone [17, 69] 33

Tabelle 4: Materialzusammensetzung des Polyäthers [17, 84] 34

Tabelle 5: Überblick der angewendeten Abformverfahren und -materialien 40

Tabelle 6: Interquartilabstand der Abformungen ohne Sulkusblutung 56

Tabelle 7: Rangfolge der Medianwerte bei der Abformung ohne Sulkusflüssigkeit 57

Tabelle 8: Interquartilabstand der Abformungen mit Sulkusblutung, geordnet nach Rängen 60

Tabelle 9: Rangfolge der Medianwerte beider Abformung mit Sulkusflüssigkeit 61

Tabelle 10: Mittelwerte, Mediane und Streubreiten trocken /feucht 64

10.4 **Literaturverzeichnis**

[1] Bader, F.
Wiedergabegenauigkeit derzeit gebräuchlicher zahnärztlicher Abformmaterialien. Med. Diss., Tübingen (1989)

[2] Bader, F., Setz, J.
Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen. Dtsch Zahnärztl Z 46, 346-348 (1991)

[3] Baier, R.E., Glantz, P.O.
Characterization of oral in vivo films formed on different type of solid surfaces. Acta Odont Scand 36, 289-301 (1978)

[4] Bergler, F.
Physikalische Chemie für Chemisch-technische Assistenten. Thieme Stuttgart-New York (1987)

[5] Biffar, R.
Auswertung von Randspaltmessungen an festsitzendem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 46, 523-525 (1991)

[6] Bissinger, P., Wanek, E., Zech, J.
Disinfection Behaviour of Hydrophilic Polyvinyl Siloxane Impression Materials. Presented at the IADR Meeting in Nice. (6/1998)

[7] Bochiechio, R., Mc Intyre, S., Sorensen, S., Johnson, R.
Surface wetting of impression materials following radio-frequency glow-discharge. J Dent Res 70:432, Abstr. No. 1327, (1991)

[8] Bollmann, F., Meiners, H.
Ringlose Abformung mit den Elastomeren. Zahnärztl Welt 82, 443-444 (1973)

[9] Borchers, L., Filitz, J., Meyer, W.
Der Einfluß der Stumpfform und einiger Elastizitätskonstanten von Silikonmassen auf die Abformgenauigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 39, 764-769 (1984)

[10] Böttger, H.
Erfahrungen mit Silikon-Abformmaterialien. Zahnärztl Welt 74, 616-619 (1965)

[11] Böttger, H.
Über die Abformung beschliffener Zahnstümpfe für Kronenarbeiten mit dem Doppelabdruckverfahren. Deutsch Zahnärztebl 19, 63-66 (1965)

[12] Braden, M., Causton, B., Clarke, R.L.
A Polyether Impression Rubber. J Dent Res 51, 889-896 (1972)

[13] Coleman, DL., Gregonis, DE., Andrade, JD.
Blood material interactions: The minimuminterfacial free-energy and the optimum polar-apolar ratio hypothesis. J Biomed Mater Res 16, 381-389 (1982)

[14] Combe, E.C.
Zahnärztliche Werkstoffe. Zusammensetzung - Verarbeitung - Anwendung. Hanser Verlag München - Wien (1984)

[15] Dreyer Jörgenson, K.
Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gußverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 7, 461-469 (1958)

[16] Dumfahrt, H., Schäffer, H.
Zum Dimensionsverhalten bei verschiedenen Abformverfahren mit gummielastischen Massen in der Inlay-, Kronen-, Brückentechnik. Z Stomatol 84, 231-239 (1987)

[17] Eichner, K.
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1, Grundlagen und Verarbeitung. 5. Aufl., Hüthig Heidelberg (1988)

[18] Franz, G.
Möglichkeiten und Grenzen elastischer Abformmaterialien. Zahnärztl Mitt 65, 64-68 (1975)

[19] Frick, K.M., Nordmeyer, J., Kerschbaum, Th.
Die exakte Präparationsgrenze bestimmt die Haltbarkeit mit. Zahnärztl Mitt 88, 44-46 (1998)

[20] Gausch, K.
Über schonende und sichere Abformung in der Inlay-, Kronen und Brückentechnik. Österr Z Stomatol 65, 146-152 (1968)

[21] Gavelis, J.R., Morency, J.D., Riley, E.D., Sozio, R.B.
The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. J Prosth Dent 45, 138 (1981)

[22] Gelbhard, S., Aoskar, Y., Zalkind, M., Stern, N.
Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. J Prosthet Dent 71, 1-6 (1994)

[23] Gerats, R.
Dimensionsverhalten von nach einer Doppelabdruckmethode mit gummielastischen Abdruckmaterialien hergestellten Prüfkörpern. Dtsch Zahnärztl Z 18, 724-728 (1963)

[24] Gernet, W., Mitteldorf, J.
Untersuchungen über die Realisierbarkeit des supragingival gelegenen Kronenrandes. Dtsch Zahnärztl Z 39, 761-763 (1984)

[25] Geurtsen, W.
Der Kronen- und Füllungsrand. Dtsch Zahnärztl Z 45, 380-386 (1990)

[26] Glantz, P.-O.
On wettability and adhesiveness. Odont Revy 20, Suppl. 17 (1969)

[27] Gustavsen, F., Silness, J.
Margin fit of metal crowns and bridge retainers. Acta Odont Scand 43, 285-288 (1985)

[28] Haas, M., Wegscheider, W.A., Bratschko, R.O., Pfeiffer, K., Kundera, F.
Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Kronen im Vergleich. Quintessenz 39, 625-633 (1988)

[29] Hartmann, M.
Zum Einfluß klinischer Faktoren auf die Abformgenauigkeit. Med. Diss., Münster (1992)

[30] Hoffmann-Axthelm, W.
Die Geschichte der Zahnheilkunde. Quintessenz Berlin (1973)

[31] Hoffmann-Axthelm, W.
Lexikon der Zahnmedizin. Quintessenz Berlin (1995)

[32] Hofmann, M.
Der Korrekturabdruck (ein neues Abdruckverfahren für festsitzenden Zahnersatz) Zahnärztl Welt 66, 160-164 (1965)

[33] Holmes, J.R., Bayne, S.C., Holland, G.A., Sulik, W.D.
C*onsiderations in measurement of marginal fit.* J Prosthet Dent 62, 405-407 (1989)

[34] Käyser, A.F., Plasmans, P.J., Snoek, P.A.
Kronen- und Brückenprothetik. Deutscher Ärzte-Verlag Köln (1985)

[35] Kerschbaum, Th.
Normierter Kronenrand? - Eine klinische Analyse. In: Herners, Walther (Hrsg.): *Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde. Anspruch und Wirklichkeit.* Hüthig Heidelberg (1995), Symposium Karlsruhe (1995), S.19-45

[36] Kerschbaum, Th., Porschen, C.
Kronenrandschluß und -konturqualität in fünf Dentallaboratorien. Dtsch Zahnärztl Z 53, 620-623 (1998)

[37] Körber, K.
Zahnärztliche Prothetik. 3.Aufl., Thieme Stuttgart-New York (1985)

[38] Landt, H., Glantz, P.-O.
Abformmassen und Benetzbarkeit von Dentinoberflächen. Dtsch Zahnärztl Z 32, 220-224 (1977)

[39] Lawrence, P.
Ein klinischer Vergleich zweier Abformtechniken mit Materialien mit verschiedener Viscosität und „In-vivo" -Beurteilung ihrer Genauigkeit. Med. Diss., Düsseldorf (1985)

[40] Lehmann, K.M.
Welche Methoden werden in der zahnärztlichen Praxis für die Abformung von Kronen und Brücken angewandt?. Zahnärztl Mitt 69, 602-614 (1979)

[41] Lehmann, K.M.
Einführung in die Zahnersatzkunde. 6.Aufl., Urban&Schwarzenberg München-Wien-Baltimore (1988)

[42] Lehmann, K.M., Krauth, G.
Der Randschluß von Gußkronen - hergestellt im propädeutischen Unterricht. Dtsch Zahnärztl Z 39, 750-752 (1984)

[43] Lehmann, K.M., Zettel, R., Gente, M.
Die Paßgenauigkeit von Gußkörpern in Abhängigkeit von Abformung und Modell sowie gußtechnischen Parametern. Dtsch Zahnärztl Z 43, 473-476 (1988)

[44] Lehner, C., Schäfer, P.
Abformmaterialien in der Kronen- Brücken-Prothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 101, 629-635 (1991)

[45] Lorren, R.A., Salter, D.J., Fairhust, C.W.
The contact angels of die stone on impression materials. J Prosthet Dent 36, 176-179 (1976)

[46] Marxkors, R.
*Abformmaterialien, Abformtechniken, Abformverfahren (insbesondere unter dem Aspekt der klinischen Aufgabenstellung). Z*ahnärztl Welt 87, 425 (1978)

[47] Marxkors, R.
Der Randschluß der Gußkronen. Dtsch Zahnärztl Z 35, 913-915 (1980)

[48] Marxkors, R:
Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Hanser München-Wien (1991)

[49] Marxkors, R., Meiners, H.
T*aschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.* 4. Aufl., Hanser München (1993)

[50] McCreery, A.M., Truelove, E.
Decision making in dentistry. PartI: A historical and methodological overview. J Prosthet Dent 65, 447-451 (1991)

[51] Meiners, H.
Eigenschaft und Genauigkeit von elastomeren Abformmaterialien (Polysulfide, Silikone, Polyäther). Zahnärztl Welt 87, 426-430 (1978)

[52] Meiners, H.
Der richtige Umgang mit elastomeren Abformmaterialien. Zahnärztl Mitt 70, 480-485 (1980)

[53] Munoz, C.A., Goodacre, C.J., Schnell, R.J., Harris, R.K.
Laboratory and clinical study of a visible-light polymerized elastomeric impression material. Int J Prosthodont 1, 59-66 (1988)

[54] Musil, R., Welker, D.
Additionsvernetzende Silikonabformmassen aus werkstoffkundlicher und klinischer Sicht. Dent Magazin (Heft 2), 114-122 (1990)

[55] Norling, B.K., Reisbick, M.H.
The effect of nonionic surfactants on bubble entrapment in elastomeric impression marerials. J Prosthet Dent 42, 342-347 (1979)

[56] Özden, N., Ayhan, H., Erkut, S., Can, G., Piskin, E.
Coating of silicon-based impression materials in a glow-discharg system by acrylic acid plasma. Dent Mater 13, 174-178 (1997)

[57] Pameijer, J.H.N., Westermann, W.
Von der erreichbaren Genauigkeit festsitzender Restaurationen. Zahnärztl Welt 91, 46-49 (1982)

[58] Peutzfeldt, A., Asmussen, E.
Impression materials: effect of hydrophilicity and viscosity on ability to displace water from dentin surfaces. Scand J Dent Res 96, 253-259 (1988)

[59] Pfannenstiel, H.
Das Abformproblem aus der Sicht des zahntechnischen Laboratoriums. Dtsch Zahnärztl Z 27, 579-583 (1972)

[60] Plekavich, E., Joncas, J.M.
The effect of impression-die systems on crown margins. J Prosthet Dent 49, 772-776 (1983)

[61] Pratten, D.H., Craig, R.G.
Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. J Prosthet Dent 61, (1989)

[62] Pratten, D.H., Covey, D.A., Sheats, R.D.
Effect of disinfectant solutions on the wettability of elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 63, 223-227 (1990)

[63] Rehberg, H.J.
Zusammenhänge zwischen Eigenschaften und klinischer Anwendung elastomerer Abformmassen. Dtsch Zahnärztl Z 23, 61-67 (1969)

[64] Rehberg, H.J.
Der Kronenrand, E*xakter Randschluß - was ist das?.* Dtsch Zahnärztl Z 26, 696-699 (1971)

[65] Rehberg, H-J.,
Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformhilfsmittel. 2. Aufl., Quintessenz Berlin (1978)

[66] Scheutzel, P.
Zur klinischen Beurteilbarkeit der marginalen Paßgenauigkeit von Kronen im Approximalraum mittels Sonde und Röntgenbild. Abstractband 44. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde e.V., Rostock (1995)

[67] Schrader, U., Kordaß, B.
Nachuntersuchung zur Paßgenauigkeit von Kronen, die im Phantomkopf unter praxisnahen Bedingungen hergestellt wurden. Zahnärztl Welt 99, 84-88 (1990)

[68] Schubert, F.
Fachkunde für Zahnarzthelferinnen. 2.Aufl., Libromed Duisburg (1991)

[69] Schulz, H.H., Schwickerath, H.
Die Abformung in der Zahnheilkunde. Deutscher Ärzte-Verlag Köln (1989)

[70] Schwickerath, H.
Das Formverhalten von Abformmaterialien im Versuch und in der Praxis. Dtsch Zahnärztl Z 31, 680-684 (1976)

[71] Schwickerath, H.
Werkstoffe in der Zahnheilkunde. Quintessenz Berlin (1977)

[72] Setz, J., Lin, W., Geis-Gerstorfer, J.
Profilometrische Untersuchungen zur Oberflächenreproduktion dentaler Abformmassen. Dtsch Zahnärztl Z 44, 587-589 (1989)

[73] Spiekermann, H.
Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 41, 1015-1019 (1986)

[74] Staehle, G.
Eine rationelle Methode zur Abformung von Kronenstümpfen bei gleichzeitiger provisorischer Stumpfversorgung. Dtsch Zahnärztl Z 21, 341-347 (1967)

[75] Stahl, E.
Präzise Abdrücke nach dem Doppelabdruckverfahren speziell für stufenlose Präparationen und Herstellung exakter Modelle für indirekte Kronen-, Brücken- und Inlayarbeiten. Dtsch Zahnärztebl 10, 46-52 (1956)

[76] Stannard, J.G.
Comparative flow characteristics of selected dental materials with emphasis on thixotropie behavior. Dent Mater 4, 94-97 (1988)

[77] Takahashi, H., Finger, W.J.
Dentin surface reproduction with hydrophilic and hydrophobic impression materials. Dent Mater 7, 197-201 (1991)

[78] Uhlig, B.
Entwicklung eines Sulkusfluid-Flow-Modells zum Vergleich von Abformmaterialien und -techniken unter standardisierten Bedingungen. Med. Diss., Münster (1998)

[79] Vassilakos, N., Fernandes, C.P., Nilner, K.
The effect of plasma teatment on the wettability of elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 70, 165-171 (1993)

[80] Wasmuth, J.
Zur Frage des Einflusses klinischer Parameter auf die mit unterschiedlichen Abformmaterialien und -methoden in- vivo erzielbare Abformgenauigkeit. Med. Diss., Münster (1994)

[81] Weser, C.
Die Messung der Grenz- und Oberflächenspannung von Flüssigkeiten. GIT Fachz Laboratorium Teil I 24, 642 (1980), Teil II 24, 734 (1980)

[82] Windecker, D., Ohle, K.
Einfluß des Herstellungsverfahrens auf den Randschluß von Metallvollkronen. Dtsch Zahnärztl Z 26, 706-715 (1971)

[83] Wirz, J.
Abformung in der zahnärztlichen Praxis. Fischer Verlag Stuttgart (1993)

[84] Wöstmann, B.
Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Habilitationsschrift, Münster (1992)

[85] Wöstmann, B.
Abformmaterialien auf Silikonbasis. ZMK Sonderdruck Spitta Verlag 6 (1993)

[86] Wöstmann, B.
Wie genau lassen sich präparierte Zähne am Patienten abformen?. Zahnärztl Welt 105, 247-250 (1996)

[87] Wöstmann, B.
Klinische Bestimmungsvariablen bei der Abformung präparierter Zähne. Z Stomatol 93, 51-57 (1996)

[88] Wöstmann, B.
Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. Zahnärztl Mitt 89, 40-49 (1999)

[89] Wöstmann, B., Dohle, A., Rettberg, S.
Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 49, 679-682 (1994)

[90] Wöstmann, B., Höing, M., Ferger, P.
Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System) Dtsch Zahnärztl Z 53, 753-756 (1998)

[91] Zisman, W.A.
Constitutional effects on adhesion and abhesion. In: *Symposium on adhesion and cohesion.* Weiss, P.(ed.), Elsevier, Publ, Comp., New York (1962)

11 **Danksagung**

Ich bedanke mich ganz besonders bei Professor Dr. Bernd Wöstmann für die Überlassung des Themas und die stets hilfreiche und konstruktive Unterstützung bei der Durchführung dieser Studie sowie während der Ausarbeitung der Promotionsschrift.

12 **Lebenslauf**

Name:	Veronika Leßmann	
Anschrift:	Rumfordstr.14	
	80469 München	
Geburtsdatum:	04.07.68	
Geburtsort:	Bielefeld	
Schulausbildung:	1975-1979	Grundschule in Bielefeld/Theesen
	1979-1988	Max-Planck-Gymnasium, Bielefeld
	1988	Abitur
Berufsausbildung:	1988-1990	Lehre zur Kauffrau im Groß- und Außenhandel
	12.06.90	Abschlußprüfung bei der IHK
Hochschulausbildung:	1990-1991	Studium der Betriebswirtschaftslehre, Paderborn
	1991-1996	Studium der Zahnheilkunde an der Justus-Liebig-Universität Gießen
	28.02.1992	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
	23.03.1994	Zahnärztliche Vorprüfung
	12.12.1996	Zahnärztliche Prüfung
Famulatur:	30.05.-06.10.	
	1995	University of Stellenbosch, Südafrica
Assistenzzeit:	01.03.1997-	
	30.11.1997	Assistenzzahnärztin in Gießen
	seit	
	02.01.1998	Assistenzzahnärztin in München

München,