Aus dem
Medizinischen Zentrum Für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Philipps-Universität Marburg
Geschäftsführender Direktor: Professor Dr. V. Stachniss
Abteilung für Zahnerhaltung
(Leiter: Professor Dr. V. Stachniss)

Dimensionsänderung von Abformmassen auf Polyetherbasis nach Desinfektion

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde
dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg

von
Silke Stoll geb. Lommel
aus Gießen

Marburg 2001

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg

am 13.Dezember 2001

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. R.Arnold

Referent: Prof. Dr. K.Pieper

Koreferent: Prof. Dr. M. Gente

gewidmet
Larissa Axinja und Cornelius Maximilian

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Problemdarstellung ... 6
2. Ziel der Arbeit ... 7
3. Literatur ... 8
3.1. Die Abformung ... 8
3.1.1. Das Abformmaterial ... 8
3.1.1.1. Elastomere Abformmassen ... 9
3.1.1.1.1. Silikone ... 9
3.1.1.1.2. Polyether ... 10
3.1.1.1.3. Polyether Impregum® Penta und Impregum® Penta Soft ... 13
3.1.2. Abformtechniken ... 14
3.1.2.1.Die Einphasenabformung ... 14
3.1.2.2. Der Doppelmischabdruck ... 15
3.1.2.3. Der Korrekturabdruck ... 15
3.1.3. Das Anmischverfahren ... 15
3.1.4. Der Abformlöffel ... 16
3.2. Die Desinfektion ... 17
3.2.1 Chemische Desinfektionsmittel ... 18
3.2.2. Physikalische Desinfektionsverfahren ... 18
3.2.3 Das Desinfektionsmittel Impresept® ... 19
3.2.4. Desinfektionsverfahren von Abformung und Modellen ... 19
3.2.5. Dimensionsänderung nach Desinfektion von Silikonen ... 21
3.2.6. Ergebnisse zu Dimensionsänderung nach Desinfektion von Polyethern ... 21
3.3. Modellherstellung ... 22
3.3.1. Modellmaterialien ... 22
3.3.1.1. Spezialhartgips ... 23
3.3.1.2. Kunststoffe ... 24
3.3.1.3. Galvanoplastische Modellherstellung ... 24
3.3.1.4. Metallsprühverfahren ... 25
3.4. Methoden zur Prüfung der Dimensionsstabilität ... 25
3.4.1. Untersuchungen direkt an der Abformmasse ... 25
3.4.2. Untersuchungen am Prüfmodell ... 26
3.4.2.1.Optische Messverfahren ... 26
3.4.2.2. Mechanische Messverfahren ... 27
4. Material und Methode ... 29
4.1. Übersicht ... 29
4.2. Die Abformung ... 30
4.3. Behandlung der Abformungen ... 31
4.4. Herstellung der Prüfkörper ... 32
4.5. Das Messverfahren ... 33
4.5.1. Beschreibung der Messvorrichtung ... 33
4.5.2. Nullabgleich des Messtasters ... 34
4.5.3. Der Messvorgang ... 35
4.6. Auswertung der Ergebnisse ... 35
4.7. Kontrolle der Messgenauigkeit ... 36

4.8. Vermeidung von Übungseffekten 36
4.9. Vorversuche 36
5. Ergebnisse 37
5.1. Ergebnisse der Vorversuche 37
5.2. Ergebnisse der Hauptversuche 40
6. Diskussion 49
6.1. Material und Methode 49
6.1.1. Abformung 49
6.1.2. Modellmaterial 49
6.1.3. Messverfahren 50
6.2. Ergebnisse 51
6.2.1. Dimensionsveränderung abhängig vom Material 52
6.2.2. Dimensionsveränderung nach Desinfektion 53
6.3. Klinische Bedeutung 54
7. Zusammenfassung 55
Problemstellung 55
Zielsetzung 55
Material und Methode 55
Ergebnisse 56
Diskussion 56
7.1. Zusammenfassung für die Marburger Bibliographie 57
7.2. Abstract (deutsch) 58
7.3. Abstract (englisch) 59
8. Materialliste 60
9. Literatur 61
Tabellarischer Lebenslauf 74
Danksagung 76

1. Einleitung und Problemdarstellung

Neben der individuellen Mundhygiene ist die Passung von festsitzendem Zahnersatz ausschlaggebend für die Tragedauer und damit auch für die individuelle und soziale Wirtschaftlichkeit. Da festsitzender Zahnersatz auch heute noch weitgehend im indirekten Verfahren hergestellt wird, spielt hier das verwendete Abform- und Modellsystem zusammen mit den verwendeten Materialien eine große Rolle. Der Praktiker versucht, die Materialien und Methoden so zu kombinieren, dass ein möglichst form- und dimensionsneutrales Meistermodell der Patientensituation entsteht. Da im Fertigungsablauf sowohl der Zahnarzt als auch ein zahntechnisches Labor involviert sind, welche beide der Unfallverhütungsvorschrift VGB 103 unterliegen, ist eine Desinfektion der Abformungen vor der Weiterverarbeitung unbedingt notwendig [Bößmann & Heinenberg, 1985; Bergman, 1989]. Hierzu wird die Abformung in ein zugelassenes Desinfektionsmittel getaucht oder hiermit besprüht. Sind hydrophobe Abformmaterialien wie z.B. die Silikonmaterialien relativ unempfindlich gegenüber Desinfektionsmitteln, so steigt die Empfindlichkeit bei hydrophilen Materialien an, da diese entweder Feuchtigkeit aus dem Desinfektionsmittel aufnehmen oder Feuchtigkeit an dieses abgeben können und damit Dimensionsänderungen unterliegen [Lepe et al., 1998]. Um eine gute Feinzeichnung unter Praxisbedingungen zu erzielen, ist eine gewisse Hydrophilie des Abformmaterials erwünscht. Dies führte zur Entwicklung von Materialien, die bereits durch ihre chemische Struktur hydrophile Eigenschaften aufweisen (z.B. Polyether) oder zu Materialien, die chemisch so verändert wurden, dass sie hydrophile Eigenschaften erhalten (z.B. die hydrophilen Silikonmaterialien). Polyether entsprechen vielen Anforderungen eines idealen Abformmaterials. Neben dem hydrophilen Verhalten weisen sie eine sehr gute Detailwiedergabe bei hoher Standfestigkeit, guter Dimensionsstabilität und gutem Rückstellvermögen auf. Nachteile der auf dem Markt gebräuchlichen Polyether waren eine erschwerte Entnahme der Abformung aus dem Mund oder vom Modell sowie der unangenehme Geschmack.
Ziel der Weiterentwicklung von Polyether-Materialien war es, die positiven Eigenschaften des Polyethers beizubehalten, sowie den Komfort und das Handling für den Zahnarzt, den Patienten und den Zahntechniker optimal zu gestalten.

2. Ziel der Arbeit

Die Weiterentwicklung des klassischen Polyethers zu einer neuen Materialgeneration macht die erneute Überprüfung der Materialeigenschaften notwendig. In der vorliegenden Studie soll geprüft werden, ob bei unterschiedlich langer Einwirkzeit eines Desinfektionsmittels der konventionelle Polyether Impregum® Penta, ein modifizierter Polyether Impregum® Penta soft, zwei experimentelle Polyether-Materialien und ein konventionelles Silikonmaterial als Kontrollgruppe quellungsbedingte Dimensionsänderungen aufweisen.
Als Nullhypothesen werden folgende Aussagen formuliert:

1. **Sowohl die Form- als auch die Dimensionsstabilität sind vom Faktor Material unabhängig.**

2. **Sowohl die Form- als auch die Dimensionsstabilität sind vom Faktor Expositionszeit unabhängig.**

3. **Sowohl die Form- als auch die Dimensionsstabilität sind vom Faktor Expositionsmedium unabhängig.**

Die Hypothesen sollen mit einem geeigneten experimentellen Aufbau und geeigneten statistischen Verfahren überprüft werden. Für die Testung wird ein Signifikanzniveau von $p = 0.05$ angesetzt.
In Vorversuchen ist abzuklären, ob der verwendete Messaufbau geeignet ist, die zu erwartenden Effekte zu messen. Ebenso soll in Vorversuchen der zeitliche Versuchsablauf überprüft werden.

3. Literatur

3.1. Die Abformung

Im 18. Jahrhundert führte Phillip Pfaff (1713-1766) die Abformung in die Zahnheilkunde ein. Christophe F. Delabarre beschrieb 1820 den Abformlöffel. Die Grundlagen für die noch heute gültigen Prinzipien der Abformung waren damit erreicht [Ring, 1997].
Eine Abformung soll die Situation der Hart- und Weichgewebe im Mund detail- und dimensionsgetreu wiedergeben [Schulz & Schwickerath, 1989]. Für festsitzenden Zahnersatz wird es als notwendig erachtet, Oberflächendetails der präparierten Zähne im Bereich von mindestens 25 µm wiederzugeben, während eine Detailreproduktion der Weichgewebe im Bereich von 50 µm ausreichend erscheint. Dreyer Jorgensen (1958) hält bei festsitzendem Zahnersatz eine Fügefugenbreite von 50 µm für klinisch zulässig. Weikart (1966) strebt eine solche von 10-20 µm an. Rehberg (1971) bezeichnet eine 20 µm breite Fügefuge zwischen Zahn und Gussobjekt als "exakten" Randspalt. Eine Fügefuge in dieser Größenordnung ist zur Befestigung der Gussobjekte notwendig, da die Schichtdicke des Zementes bei der Verwendung von sehr feinkörnigen Zementen mit Korngrößen von 10-20 µm ebenfalls 20-30 µm beträgt. Bei einer Fügefugenbreite von mehr als 50 µm ist mit Sekundärkaries zu rechnen [Einfeldt, 1969].

3.1.1. Das Abformmaterial

Abformmaterialien werden nach ihrem Abbindeverhalten und ihren physikalischen Eigenschaften in vier Hauptgruppen (Tab. 3.1) unterteilt [Eichner, 1981]:

Irreversibel Starr	Abdruckgips		
	Zinkoxid-Eugenol-Pasten		
	Kunststoffe		
Reversibel Starr	Kompositionsmassen		
	Abdruckguttapercha		
Reversibel Elastisch	Hydrokolloide		
Irreversibel Elastisch	Alginate		
	Elastomere	Polysulfide	
		Polyether	
		Silikone	A - Silikone
			C - Silikone

Tab. 3.1: Gruppeneinteilung der Abformmassen (modifiziert nach Eichner, 1981)

Das Abformmaterial sollte eine geeignete Konsistenz im plastischen Zustand und Dimensionsstabilität im abgebundenen Zustand aufweisen. Auf der feuchten Zahn- und Schleimhautoberfläche ist eine gute Fliessfähigkeit durch einen hydrophilen Charakter

der Masse erwünscht. Die Abformmasse darf weder allgemeine, noch lokale toxische Eigenschaften aufweisen. Eine geeignete Verarbeitungs- und Abbindezeit, sowie ein angenehmer Geschmack und Geruch erleichtern die Abformung für Behandler und Patient. Abformmaterialien sollten desinfizierbar und zu den üblichen Modellwerkstoffen kompatibel sein [Schulz & Schwickerath, 1989].
Eine zufriedenstellende Darstellung schwer abzuformender untersichgehender Bereiche gelang erst 1926 mit der Einführung der Hydrokolloide durch Poller [Ring, 1997].

3.1.1.1. Elastomere Abformmassen

Elastomere zählen zu den irreversibel elastischen Abformmassen. Nach der chemischen Zusammensetzung unterscheidet man Silikone, Polyether und Polysulfide (Tab. 3.1). Sie vermögen wegen ihrer elastischen Eigenschaften auf Verformung mit hohem Rückstellvermögen zu reagieren und besitzen eine überdurchschnittliche Detailwiedergabe sowie eine gute Dimensionsstabilität bei akzeptabler Lagerungsfähigkeit des Abdrucks. Fehler im Volumenverhalten entstehen bei den Elastomeren durch Expansion infolge Quellung, Langzeitkontraktion, thermische Kontraktion und Abbindekontraktion [Meiners, 1978]. Eine thermische Kontraktion durch die Differenz Raumtemperatur - Mundhöhle bei der Entnahme der Abformung sowie die elastische Verformung bei der Entnahme und die daraufhin erfolgende elastische Rückstellung sind zu beachten [Wirz, 1978]. Da die Massenverteilung im Abdruck ungleichmäßig ist, führen die Fehlerquellen niemals zu einer maßstabsgetreuen Änderung der Abdrucklumina, sonders stets zu Formverzerrungen. Alle Elastomere absorbieren Wasser, wenn sie in Wasser oder wässriger Lösung aufbewahrt werden [Meiners, 1978]. Diese Wasseraufnahme bedingt eine Expansion, die sich den Kontraktionseffekten durch weiterlaufende Vernetzungsreaktion und Verdunstung von flüchtigen Bestandteilen entgegensetzt.

3.1.1.1.1. Silikone

Silikone oder Polyvinylsiloxane zählen zu den irreversiblen, elastischen Abformmaterialien (Tab. 3.1). Hauptbestandteil ist ein Polysiloxan mit endständiger OH-Gruppe. Die Aushärtung der Silikone erfolgt durch eine Vernetzung der einzelnen Polydimethylsiloxanketten zu einem Makromolekül. Je nachdem, ob es sich bei der Vernetzungsreaktion um eine Polykondensation oder um eine Polyaddition handelt, unterscheidet man K-(kondensationsvernetzende) oder A-(additionsvernetzende) Silikone. Bei der Polykondensation wird Äthylalkohol als Kondensationsprodukt frei, welcher eine Lagerungskontraktion des Materials bewirkt [Meiners, 1980; Weinert, 1994].
Silikone werden als Paste-Paste oder Paste-Flüssigkeits-Systeme angeboten. Je nach erwünschter Viskosität der Abformmasse werden Polysiloxane unterschiedlicher Kettenlänge mit unterschiedlichem Füllstoff (z.B. Diatomeenerde) und einem Weichmacher (z.B. Parafinöl) eingesetzt. Gebräuchlich sind die Konsistenzen knetbar (putty),

schwerfließend (heavy body), mittelfließend (regular body) und leichtfließend (light body) [Eichner 1981].
Durch Zumischen eines Härters, welcher Vernetzer und Katalysator enthält, geht die Masse in den elastischen Zustand über. Der Katalysator enthält bei kondensationsvernetzenden Silikonen Zinnoktoat oder Dibutyl-Zinndilaurat. Der Vernetzer ist ein mehrfunktionelles Alkoxysilan [Eichner 1981]. Ein besonderes Problem der K-Silikone sind Dosierungsfehler. Eine Überdosierung des Katalysators bedingt neben der verkürzten Arbeitszeit, eine verstärkte Vernetzung, so dass vermehrt endogene Spannungen auftreten. Exakte Dosierhilfen oder Kartuschensysteme vermeiden dieses Problem. Elastomere Abformmaterialien stellen sich nach der Entnahme aus dem Mund elastisch zurück. Bei extremer Vorvernetzung bedingen Deformationen eine Qualitätsminderung der Abformung. Eine Unterdosierung des Katalysators führt zur Verschlechterung der physikalischen Eigenschaften des Materials. Das Kühlen des Materials nimmt einen positiven Einfluss auf die Verarbeitungszeit und verhindert eine thermisch initiierte vorzeitige Aushärtung.
Die Aushärtung der A-Silikone erfolgt unter Vermittlung eines Platinkatalysators. Dieser Katalysator kann durch einen Kontakt mit Latexpartikeln, Adstringentien und Lokalanästhetika die Aushärtungsreaktion inhibieren. Die aushärtungsbedingte Schrumpfung der meisten A-Silikone wird mit 0.05 %lin. angegeben. Da die Abformung im hydrophilen Bereich stattfindet, werden moderne Silikonmaterialien durch chemische Veränderung der an sich hydrophoben Molekülstruktur hydrophilisiert. Silikone weisen eine hohe Dimensionstreue [Hoederrath, 1983; Yeh et al., 1980] und eine gute Prägeschärfe auf [Pantke, 1991] und werden bevorzugt bei Doppelmisch- und Korrekturabformungen eingesetzt. A-Silikone zeigen in Bezug auf die Dimensionsstabilität bessere Materialeigenschaften als die K-Silikone, was sich klinisch als vorteilhaft zeigt [Sapelli et al., 1977; Lehmann, 1984; Borchers et al., 1984; Eames, 1980].

3.1.1.1.2. Polyether

Polyether sind irreversibel elastische Abformmaterialien. Sie werden meistens als Paste-Paste System mit der Einphasenabformtechnik eingesetzt. Seit 1982 gibt es Polyether in verschiedenen Konsistenzen. Polyether und Hydrokolloide sind Abformmaterialien mit natürlicher Hydrophilie, welche zu einem guten Anfliessverhalten im feuchten Milieu führt. Dies führt zu einer hohen initialen Haftung, welche die Entformung des Abdruckes erschwert [Reusch & Weber, 1999]. Bei der Abformung mit einem Polyethermaterial sollten untersichgehende Stellen daher gut ausgeblockt werden. Die hohe Zugfestigkeit und die Starre des Materials erschweren die Entformung zusätzlich [Shillingburg et al.,1977]. Als weitere Nachteile werden eine hohe Steifigkeit [Eichner, 1981] und eine schlechte Beschneidbarkeit genannt, so dass Polyether für Korrekturabformungen ungeeignet sind [Wöstmann, 1999]. Polyether reagieren empfindlich auf eisensulfathaltige Adstringentien und besitzen einen relativ hohen Wärmeausdehnungskoeffizienten.

Bei kühler Lagerung verfestigen sich die Massen, erlangen bei Erwärmung auf Zimmertemperatur ihre Fliessfähigkeit ohne Qualitätsverlust wieder [Finger, 1973]. Eine Verarbeitung bei Raumtemperatur ist empfehlenswert, da die extreme Viskositätssteigerung bei Temperaturen unter 18°C das Ausbringen aus der Tube oder dem Schlauchsystem erschwert. Ausgangstemperaturen über 25°C führen zu einer Erhöhung der Reaktionsgeschwindigkeit. Die Verarbeitungszeit ist dann deutlich verkürzt [Reusch & Weber, 1999].

Polyether binden additionsvernetzend ab. Da keine flüchtigen Nebenprodukte abgespalten werden, ist die Dimensionsänderung der abgebundenen Masse bei der Lagerung nur sehr gering (Tab. 3.2). Bei einer Lagerung von 24 Stunden an Luft geben Franz (1975) und Schwindling (1970) eine Schrumpfung von 0.13 %lin. und Eichner (1972) eine Schrumpfung von 0.2 %lin. an. Untersuchungen von Lacy et al. (1981), Luebke et al. (1979), Sawyer et al. (1974), Stackhouse (1975) und Schwickerath (1977) unter den gleichen Beobachtungskriterien geben Schrumpfungswerte zwischen 0.1 % und 0.2 %lin. an.

Amorrortu und Brown (1979), Braden et al. (1972), Franz (1975), Franz (1976), Meiners (1978) und Sawyer et al. (1973) fanden bei ihren Untersuchungen ein gutes Lagerungsverhalten für Impregum® an Luft. Bei 48 stündiger Lagerung an Luft sind Dimensionsänderungen von -0.15 %lin. gemessen worden [Schwindling, 1970]. Herstellerangaben geben für Impregum® Penta eine lineare Maßveränderung von -0.3 %lin. und für Impregum® Penta Soft von -0.4 %lin. an [Fa Espe, 2000]. Es wird beschrieben, dass die Hauptschrumpfung für Impregum® in den ersten 24 bis 48 Stunden festzustellen ist [Williams et al., 1984]. Danach sollen Kontraktionen vernachlässigbar gering sein [Hofmann & Ludwig, 1968; Schwindling, 1970]. Für die Modellherstellung wird empfohlen mindestens 24 Stunden zu warten [Hofmann & Ludwig, 1968; Franz & Ritze, 1972]. Gobbers (1985) und Pfannenstiel (1970) halten die Lagerung einer Abformung aus Impregum® für bis zu 192 Stunden als unbedenklich.

Polyethermaterialien können mehrfach ausgegossen werden. Die geforderte Rückstellzeit von 30 Minuten nach Entformung des Erstausgusses ist einzuhalten. Bis zu diesem Zeitpunkt sind 98 % Rückstellung der Deformation beim Entsockeln erfolgt [Reusch & Weber, 1999].

Eine Spezialausrüstung zur Abformung ist nicht erforderlich. Durch die nicht ganz optimale Fliessfähigkeit von Polyethern ist eine Abformung mit einem individuellen Löffel empfehlenswert [Shillingburg et al., 1977]. Der individuelle Löffel ermöglicht einen höheren Abformdruck [Eichner, 1972] und das Erlangen geringerer und gleichmäßiger Schichtdicken [Eames et al., 1979].

Polyethermaterialien habe eine erhöhte Allergenisierungsrate, die zu vermehrten Sensibilisierungen und Kontaktdermatitiden beim Patienten und beim zahnärztlichen Personal führen können [Kulenkamp et al., 1976].

Autor / Jahr	Lagerungszeit	Dimensionsänderung
Herstellerangaben	keine Zeitangabe	- 0.3 %lin. Impregum® Penta - 0.4 %lin. Impregum® Penta Soft
Pfannenstiel, 1970	192 h	keine signifikanten Veränderungen
Schwindeling, 1970	2 h / Luft	0.36 %lin.
Schwindeling, 1970	24 h / Luft	- 0.13 %lin.
Schwindeling, 1970	48 h / Luft	- 0.15 %lin.
Franz, 1975	24 h / Luft	- 0.13 %lin.
Schwickerath, 1977	24h / Luft	- 0.16 %lin.
Gobbers, 1985	192 h	keine signifikanten Veränderungen
Borneff & Pichl, 1989	0.5 h	- 0.08 %lin.
Stoll, 1990	1 h	- 0.06 %lin.
Bader & Setz, (1991)	2h / Luft	- 0.1 %lin. bis 0.05 %lin.
Lepe et al., 1997	18 h	- 0.35 %lin.
Wöstmann et al., 1998	1h / Luft	1.3 %lin. (handgemischt) 0.5 %lin. (maschinell gemischt)

Tab. 3.2: Dimensionsveränderung von Polyetherabformungen bei Lagerung

Die Polyetherabformmasse besteht aus einer Basispaste und einer Katalysatorpaste mit unterschiedlicher Einfärbung. Wichtig ist bei manuellen und maschinellen Anmischverfahren die homogene Durchmischung bei korrekter Dosierung, welche durch eine einheitliche Pastenfarbe angezeigt wird. Maschinengemischte Abformmaterialien zeigen im Vergleich zu handgemischten Materialien eine bessere Dimensionstreue [Wöstmann et al., 1998] und eine niedrigere Feuchtigkeitsaufnahme [Lepe et al., 1998].
Die Basispaste setzt sich aus Polyether, Farb- und Füllstoffen sowie Weichmachern zusammen. Bestandteile der Katalysatorenpaste sind ein Sulfonsäureester, Farbstoffe und Weichmacher.
Polyether sind Polyadditionsprodukte, bei denen die einzelnen Bausteine über Sauerstoffbrücken miteinander verbunden sind. Ausgangsprodukte sind Äthylenoxid und Tetrahydrofuran, die sich unter Ringöffnung zu linearen Makromolekülen addieren. Die endständigen OH-Gruppen werden mit einer ungestättigten Säure (z.B. Crotonsäure) verestert. Die Doppelbindung dieser Säure reagiert mit Äthylenimin, so dass eine Molekülkette mit endständiger Aziridino-Gruppe entsteht.
In der Katalysatorpaste ist ein Sulfonsäureester enthalten, der den azyklischen Ring des Äthylenimins katalytisch öffnet und zwei Valenzen frei werden lässt. Diese freien Valenzen ermöglichen entsprechende Vernetzungsreaktionen der Molekülkette, die dann zu dem gummielastischen Endprodukt führen. Die Abbindereaktion besteht also aus einer Vernetzung der Molekülketten [Breustedt & Lenz, 1978; Eichner, 1981; Meiners, 1977; Rehberg, 1978]

3.1.1.1.3. Polyether Impregum® Penta und Impregum® Penta Soft

1965 wurde Polyether als Abformmaterial unter dem Namen Impregum® durch die Firma Espe Dental auf dem europäischen Markt eingeführt. Das Material war in den mechanischen Werten den Hydrokolloiden und K-Silikonen deutlich überlegen. Mit der Entwicklung der A-Silikone 1975 wurde der Polyether immer mehr vom Markt verdrängt. Dieser Prozess schritt weiter fort, als es gelang, durch oberflächenaktive Tenside die Hydrophilie der A-Silikone zu verbessern.
Durch die Entwicklung des mechanischen Anmischgerätes Pentamix® wurde die Handhabung von Impregum® deutlich vereinfacht. Das Kartuschenmaterial wurde in Impregum® Penta umbenannt.
Die hohe Anfliessfähigkeit des Impregums® führt zu einem starken Saugeffekt während der Abformung, der die Entnahme erschwert. Aufgrund der hohen Shorehärte ist Impregum® Penta schlecht zu beschneiden und somit nicht für zweizeitige Abformtechniken geeignet. Im Labor traten zudem Schwierigkeiten beim Entformen graziler Strukturen auf, die im Gipsmodell leicht frakturieren. Der Geschmack wird vom Patienten während der Abformung als unangenehm empfunden.
Ziel der Entwicklung eines Nachfolgeproduktes war es, alle positiven Eigenschaften des Polyethers beizubehalten, dabei aber den Komfort und das Handling für den Zahnarzt, den Patienten und den Zahntechniker zu verbessern. Das neuentwickelte Material Impregum® Penta Soft eignet sich für die Abformung von Inlay-, Onlay-, Kronen- und Brückenpräparationen, die Abformung des unbezahnten Kiefers, Funktions- und Implantatabformungen.
Impregum® hat eine Shorehärte von 48 [Schwindling ,1970]. Impregum® Penta hat laut Herstellerangaben 15 Minuten nach Abschluss der Abbindereaktion eine Shorehärte von 46, die sich auf 61 nach 24h steigert. Impregum® Penta Soft hat eine Shorehärte von 40, die sich nach 24h auf 50 erhöht.
Die Basispaste von Impregum® Penta Soft enthält bereits längerkettige Polyether-Makromoleküle. Die Kettenenden tragen reaktionsfreudige Ringgruppen, welche durch den Katalysator zum vernetzten Endprodukt verbunden werden. Das Polyether-Makromolekül setzt sich aus einer langen Kette von sich abwechselnden Sauerstoffmolekülen und Alkylgruppen ($O\text{-}[CH2]_n$) zusammen. Der in der Katalysatorpaste vorhandene kationische Starter öffnet eine reaktive Ringgruppe und initiert so die Abbindereaktion. Diese geöffnete Ringgruppe wird nun selbst zum Kation und kann nach dem Dominoeffekt weitere Ringe angreifen und öffnen. Dies führt zu einer Kettenverlängerung. Anorganische Füllstoffe bewirken die hohe Steifigkeit der Abformung und tragen zur Dimensionsstabilität nach der Entnahme des abgebundenen Polyethers bei. Die Viskosität wird über Weichmacher gesteuert. Der Zusatz von Triglyceriden steigert das thixotrope Verhalten des Materials. Auf Grund der identischen chemischen Basis können alle Polyetherkonsistenzen beliebig miteinander kombiniert werden. Ein chemischer Verbund nach der Aushärtung ist gewährleistet [Espe, 2000]. Polyether und besonders Impregum® Penta Soft zeichnen sich durch einen kurzen Übergang zwischen plastischer und elastischer Materialeigenschaft aus, dem sogenannten "Snap set". Dieser sollte in

möglichst kurzer Zeit stattfinden, damit Ungenauigkeiten in der Abformung vermieden werden [Mc Cabe & Arikawa, 1998].

3.1.2. Abformtechniken

Vor jeder Abformung ist unabhängig von Material und Methode sicherzustellen, dass das abzuformende Gebiet frei von Blut, Speichel und Sekret ist. Die in der Zahnmedizin entwickelten Abformverfahren werden nach der Anzahl der Arbeitsschritte und der Anzahl der verwendeten Materialkomponenten unterteilt. So unterscheidet man z.B. die Einkomponentenabformung oder einphasige Abformung von der zweiphasigen Technik.

Abformgebiet	Abformmaterial	Zeit
Ringabformung	Einzelstumpf- und Sammelabformung (Ringe/Pfeiler/Übertragungskappen)	zweizeitig
Reihenabformung	Erstabformung u. Korrektur der Erstabformung (Korrektur-/Doppelabformung)	
	mit zwei Materialkomponenten (Zweiphasen-/ Doppelmisch-/ Sandwichabformung	einzeitig
	mit einer Materialkomponente (Einphasenabformung)	

Tab. 3.3: Abformverfahren unterteilt nach Größe des abzuformenden Gebietes, Anzahl der Arbeitsschritte und Anzahl der verwendeten Komponenten

Die heute zur Verfügung stehenden Abformmaterialien und -methoden sind durchaus geeignet, die Situation im Mund mit hoher Präzision wiederzugeben. Bei Beherrschung der Methode kann mit den verschiedenen Abformverfahren ein weitgehend identisches Resultat erzielt werden. Die angewandte Abformtechnik hat entscheidenden Einfluss auf die Dimensionsgenauigkeit der Abformung [Bergmann & Körber, 1966; Hofmann & Ludwig, 1968; Herrmann, 1977; Körber & Lehmann, 1969; Lehmann et al., 1984; Viohl, 1980]. Ferner wird die Abformgenauigkeit von der Art des Abformlöffels, der Viskosität des Abformmaterials, dem Abformdruck, der Abformzeit und der Mundtemperatur beeinflusst [Eichner, 1972].

3.1.2.1.Die Einphasenabformung

Der Einphasen- oder Monophasenabdruck ist die einfachste und ökonomischste Abformtechnik. Bei dieser Abformtechnik wird die Zahnreihe mit einem Material mittlerer Konsistenz abgeformt. Das Material muss eine ausreichende Standfestigkeit und eine hohe Anfließfähigkeit besitzen. Dieses Verfahren kann mit Polyethern, Hydrokolloiden und additionsvernetzenden Silikonen durchgeführt werden [Schulz & Schwickerath, 1989]. Die Löffelauswahl muss für eine gleichmäßige Abformmassenschicht sorgen, damit an untersichgehenden Stellen keine zu großen Deformationen bei der Abdruckentnahme auftreten. Bei Beachtung der von Marxkors (1978) und Franz (1975) geforderten Kriterien für einen individuellen Löffel, ist diesem der Vorzug zu

gewähren. Die Einphasenabformung ist wegen der Verwendung nur eines Materials bei guter Standardisierungsmöglichkeit für Studien gut geeignet.

3.1.2.2. Der Doppelmischabdruck

Bei dem Doppelmischabformungsverfahren werden elastische Abformmassen unterschiedlicher Konsistenzen eingesetzt. Die durch Retraktionsfäden eröffnete und getrocknete Zahnfleischfurche wird mit einer leicht elastischen Abformmasse ausgefüllt. Der Abformlöffel wird mit dem gleichen Abformmaterial höherer Viskosität beschickt und drucklos eingebracht. Die Materialien verbinden sich während der Aushärtungsphase [Jüde et al., 1985].
Lehmann und Burgdorf (1978) beurteilen nach werkstoffkundlichen Aspekten die Doppelmischtechnik im Vergleich zur Korrekturabformung als überlegen. Die Modellstümpfe sind in der Regel etwas größer dimensioniert [Lehmann et al., 1984].
Als Modifikation der Doppelmischabformung ist der Sandwich-Abdruck zu sehen. Hier werden zeitgleich ein knetbares Material (z.B. ein Silikon) mit einem dünnfließenden Material der gleichen Materialgruppe in die Mundhöhle eingebracht [Schulz & Schwickerath, 1989].

3.1.2.3. Der Korrekturabdruck

Bei diesem Abdruckverfahren wird der Abformlöffel durch einen Erstabdruck mit einer knetbaren Masse "individualisiert". Nach Entfernung aller untersichgehenden Bereiche wird die Abformung mit einer niedrigviskösen Masse korrigiert. Der mit der Korrekturmasse beschickte Abdruck wird 10 Sekunden unter Druck reponiert, so dass das überschüssige, leichtfließende Material in die Zahnfleischfurche gepresst wird [Jüde et al., 1985]. Wegen der elastischen Deformation des Erstmaterials ist beim Korrekturabdruck die Endabformung deutlich enger als beim Doppelmischabdruck [Meiners, 1980; Wichmann et al., 1990]. Das Resultat sind kleinere Prüfkörper.

3.1.3. Das Anmischverfahren

Präzisionsabformmaterialien auf der Basis von Polyvinylsiloxan und Polyether liegen als Zweikomponentensysteme vor. Die Komponenten werden als Basispaste und Katalysatorenpaste, im Falle von Polyether als Initiatorpaste bezeichnet. Basispaste und Katalysatorpaste müssen vor der Abformung angemischt werden. Ein genaues Dosieren sowie eine homogene Durchmischung der Materialien sind Grundanforderungen für eine erfolgreiche Präzisionsabformung. Materialien mit mittlerer und niedriger Viskosität werden immer häufiger in Handdispenser-Kartuschen angeboten. So werden neben einem homogenen, blasenfreien Anmischen ohne Dosierungsfehler, ein einfaches Handling, geringe Anmischzeit sowie eine deutliche Materialersparnis erzielt.
Bei Kartuschensystemen werden Katalysator und Basispaste durch das spiralförmige Innere der Mischkanüle beim Ausbringen vermischt. Man bezeichnet dies als statische Mischung. Das Mischprinzip beruht auf Strangteilung an den einzelnen Versetzungen

des spiralförmigen Inneren der Mischkanüle. Der gemischte Strang besteht aus multiplen Einzelsträngen von Basismaterial und Katalysatormaterial. Diese Art der Durchmischung ist zwar für eine vollständige Aushärtung der meisten Materialien ausreichend, entspricht aber nicht einer vollständigen Durchmischung [Espe, 2000].
Aufgrund der hohen Viskosität von Polyethermaterialien hat sich das Pentamixsystem als automatisches Anmischverfahren durchgesetzt. Bei diesem dynamischen Mischvorgang werden die Mischwedel in der Mischkanüle über eine separaten Motor angetrieben. Bei der dynamischen Durchmischung wird durch die Rotation der Mischwedel in Verbindung mit dem Vorschub des Materials eine turbulente Strömung erzeugt, die zu einer vollständigen Durchmischung des Materials führt. Im Vergleich zu handgemischten Abformmassen zeigt sich eine deutlich erhöhte Homogenität und eine deutliche Reduktion von eingeschlossenen Luftblasen [Pospiech & Wildenhain, 1998].
In vitro Untersuchungen von Wöstmann et al. (1998) zeigen bei maschinell gemischten Materialien eine lineare Dimensionsänderung von + 0.65 %lin. gegenüber +1.3 %lin. bei manuellem angemischten. Die Veränderungen des Stumpfdurchmessers zeigen, dass die Genauigkeit einer Abformung im Wesentlichen von der Kombination aus Abformtechnik und Abformmaterial abhängt. Während im in vitro Versuch eine bessere Dimensionstreue beobachtet wurde, waren im klinischen Versuch keine prinzipiellen Unterschiede zu erkennen [Wöstmann et al., 1998]. Eine niedrigere Feuchtigkeitsaufnahme der maschinell bereiteten Abformmasse im Vergleich zur konventionell gemischten Masse beschreiben Untersuchungen von Lepe et al. (1998).

3.1.4. Der Abformlöffel

Der Abformlöffel als Träger des Abformmaterials sollte den gesamten Zahnbogen vollständig übergreifen. Partielle Löffel für Teilabformungen sind nur zulässig, wenn eine Gesamtabformung des Kiefers zur Verfügung steht. Eine ausreichende Schichtdicke des Materials von mindestens 3mm sollte gewährleistet sein so dass bleibende Deformationen bei der Entnahme vermieden werden [Wöstmann, 1999]. Der Abformlöffel sollte dem Abformmaterial eine sichere mechanische Retention wie Perforationen oder Retentionsleisten bieten. Zusätzlich können produktspezifische Haftlacke bei Alginaten und bei elastomeren Massen die Haftung des Abformmaterials verbessern.
Auf Grund der Verwindungs- und Dimensionsstabilität sind konfektionierte Metalllöffel den konfektionierten Kunststofflöffeln vorzuziehen [Breeding & Dixon, 2000]. Für bestimmte Abformverfahren werden individuelle Löffel, die aus autopolymerisierendem Methacrylat hergestellt werden, angewendet [Wirz & Schmidli, 1987]. Der Rimlocklöffel ist ein universal einsetzbarer, konfektionierter Abformlöffel aus verwindungsfreiem Edelstahl, bei welchem an der Löffelinnenseite und an den Rändern Retentionsleisten angebracht sind. Dieses Konstruktionsprinzip bietet für die verwendeten Abformmaterialien einen ausreichenden Halt [Lehmann & Nagel, 1975].

3.2. Die Desinfektion

Die Anforderung an Hygiene und Desinfektion in der zahnärztlichen Praxis sind in den letzten Jahren gestiegen. Bei 40 % der Bevölkerung kann man im Mund-/Rachenbereich pyogene Staphylokokken nachweisen. Bis zu 10 % der Bevölkerung sind Keimträger von pyogenen Streptokokken [Engelhardt, 1977] und Pneumokokken [Grün, 1980]. Etwa 60 % aller Zahnärzte hatten vor Erreichen der beruflichen Altersgrenze Kontakt mit Hepatitis B [Scheiermann et al., 1981]. Die generelle Desinfektion der Flächen und Gebrauchsgegenstände sowie das Beachten der Hygienevorschriften mindert das Infektionsrisiko. Weuffen & Prickler (1970) fordern die Desinfektion von Abformlöffeln und -material, sowie die einmalige Verwendung von thermoplastischen Materialien. Obgleich die Forderung nach routinemäßiger Desinfektion zahnärztlicher Abformungen unumstritten ist [Engelhardt, 1986; Kern et al., 1993; Scholz, 1986], werden auch heute noch nichtdesinfizierte Abformungen weitergereicht [Bergler & Borneff, 1986; Schulz, 1977; Stoll et al, 1996; Kugel et al., 2000].
Viele Keime werden bereits durch das Abspülen der Abformung unter fließendem Wasser weggeschwemmt. Trotzdem bleiben noch lebens- und vermehrungsfähige pathogene Keime, so dass aus hygienischen Gesichtspunkten eine Desinfektion routinemäßig durchzuführen ist [Engelhardt, 1974; Engelhardt, 1980].
Beim Abpusten der mit Blut und Speichel kontaminierten Abdrücke kommt es zu einer Aerosolbildung mit weiträumiger Keimverteilung in der Praxis und im Labor [Bößmann & Heinenberg, 1990; Setz & Heeg, 1991]. Die unzureichende Desinfektionskette führt zu Kreuzkontaminationen, die Zahnarzt, zahnärztliches Personal, Zahntechniker und Patient gefährden [Engelhardt, 1986]. Ziel einer umfassenden Desinfektionsmaßnahme von Abformungen muss die Unterbrechung der Übertragungskette von pathogenen Mikroorganismen aus der Mundhöhle über die Abformung zum zahnärztlichen Personal und Labor oder Patient sein. Der Zahnarzt ist für die Praxishygiene verantwortlich. Ihm obliegt daher auch die Aufsicht über die Desinfektion von Abformungen [Wirz, 1993].
Das Bundesgesundheitsamt fordert von Desinfektionsmitteln drei unterschiedliche Wirkungsbereiche [Exner & Lietz, 1988].

Wirkungsbereich A - geeignet zur Abtötung von vegetativen Keimen einschließlich Mykobakterien sowie Pilzen einschließlich pilzlicher Sporen.
Wirkungsbereich B - geeignet zur Inaktivierung von Viren
Wirkungsbereich C - geeignet zur Abtötung bakterieller Sporen bis zur Resistenzstufe der Erregers des Milzbrandes

Die Empfehlungslisten der deutschen Gesellschaft für Hygiene und Mikrobiologie (DGHM) und das Bundesgesundheitsamt (BGA) enthalten Mittel zur Desinfektion der Hände, des Instrumentariums, der Flächen und der Wäsche, decken allerdings nur unzureichend den Bereich der Abformmaterialien ab [Borneff & Pichl, 1989]. Der Deutsche Arbeitskreis für Hygiene in der Zahnarztpraxis (DAHZ) formuliert offizielle Richtlinien für die Prüfung von Desinfektionsverfahren für Abformungen und zahntechnische

Werkstücke [Exner & Lietz, 1988]. Es liegen keine offiziell anerkannten Richtlinien für die Prüfung von Desinfektionsverfahren für Abformungen und zahntechnische Werkstücke vor [DAHZ, 1991]. In unterschiedlichen Untersuchungen wurde belegt, dass eine Desinfektion von Elastomeren und Alginaten ohne wesentliche Beeinträchtigung der Dimensionsstabilität möglich ist [Baumann, 1986; Bergmann et al., 1980; Biffar & Bitschnau, 1991; Bößmann & Franz, 1983; Herrera & Merchant, 1986; Johnson et al., 1988; Lehmer, 1986; Merchant et al. 1984; Minagi et al., 1990; Peroz, 1991; Peroz, 1992]. Gründe für eine unterlassene Desinfektion sind Befürchtungen, diese könne zur Formveränderung der Abformung und somit zu Qualitätsverlust der zahntechnischen Arbeit führen [Stoll et al., 1996; Borneff et al., 1989; Wirz, 1993]. Wichtig erscheint die richtig Kombination von Abformmaterial und Desinfektionsmittel, um die Dimensionsveränderung so gering wie möglich zu halten [Bergmann et al., 1980].

3.2.1 Chemische Desinfektionsmittel

Für die Anforderungen einer Zahnarztpraxis und deren verschiedene Anwendungsgebiete stehen unterschiedliche chemische Desinfektionsmittel zur Verfügung [Bößmann & Heinenberg, 1985]. Chemische Desinfektionsmittel müssen sich durch ein breites Wirkungsspektrum, eine akzeptable Einwirkzeit mit guter Haut- und Materialverträglichkeit, allgemeine Unschädlichkeit sowie Wirtschaftlichkeit auszeichnen [Bößmann & Heinenberg, 1990]. Die Erhaltung der Präzision muss absolut gewährleistet sein und darf durch die Desinfektion nicht beeinflusst werden [Borneff & Pichl, 1989]. Die Bestrebungen gehen dahin, ein Desinfektionsmittel auszuwählen, welches möglichst bei gleicher Konzentration und Einwirkdauer für alle Abformmaterialien anwendbar ist [Peroz, 1991].
Chemische Desinfektionsmittel werden durch verschiedene Wirkstoffe innerhalb mehrerer Wirkstoffklassen repräsentiert. Die meisten Wirkstoffe werden in Kombination miteinander verwendet, damit ein breites Wirkungsspektrum erreicht wird [Bößmann & Heinenberg, 1985]. In der zahnärztlichen Praxis werden Alkohole, Aldehyde, Amphotenside, Phenole, Phenolderivate, Halogene, Perverbindungen und Schwermetallverbindungen eingesetzt [Scholz, 1986]. Bedingt durch die Vielfalt der Desinfektionsmittel und der möglichen Wechselwirkung mit den zur Abformung und Modellherstellung notwendigen Materialien, besteht eine spezifische Problematik hinsichtlich der Entwicklung chemischer Desinfektionsverfahren [Borneff et al., 1989].

3.2.2. Physikalische Desinfektionsverfahren

Als physikalische Desinfektionsverfahren werden in der zahnärztlichen Praxis thermische Verfahren eingesetzt. Zum Einsatz kommen die Heißluftsterilisation und die Heißdampfsterilisation. Bei der Heißluftsterilisation wird auf 180°C erwärmte Luft um das zu sterilisierende Instrumentarium bewegt. Im Heißluftsterilisator kann nur thermostabiles Material sterilisiert werden. Das Verfahren ist nicht geeignet für Gummi, Kunststoffe, Wäsche, Watte, Mull, emailierte Gefäße sowie Abformungen.

Bei der Heißdampfsterilisation wird Wasserdampf unter Druck zur Sterilisation verwendet. Das Sterilisiergut wird auf 121-124°C bei 1 bar Überdruck oder 134-136°C bei 2.1 bar Überdruck gebracht. Dieses Verfahren ist für Verbandstoffe, Gummiwaren, Kunststoffe und Wäsche geeignet. Bei der Gassterilisation wird ein mikrobizides Gas oder Gasgemisch z.B. Ethylenoxid eingesetzt. Neben der hohen Verdampfungstemperatur von 130°C, erfolgt eine zusätzliche chemische Einwirkung auf die Mikroorganismen. Im Gegensatz zur Heißluftsterilisation findet die Sterilisation bei wasseruntersättigtem Milieu mit niedrigeren Temperaturen statt. Dieses Verfahren ist für die Sterilisation von korrosionsanfälligem und thermolabilem Sterilisiergut geeignet. Physikalische Verfahren auf Ultraschallbasis ggf. in Kombination mit UV-Strahlung sind vom BGA noch nicht anerkannt [Bößmann & Heinenberg, 1985].

3.2.3 Das Desinfektionsmittel Impresept®

Impresept® enthält Glyoxal, Pentandial und Undecylensäuremonoethanolamid in gebrauchsfertiger Darreichung . Eine Tauchwanne mit Zeituhr erleichtert die Desinfektion [Espe, 2000]. Mikrobiologische Untersuchungen über die Wirksamkeit vom Impresept® ergaben eine vollständige Inaktivierung aller Testkeime sowie eine ausreichende viruzide Wirksamkeit [Wolff, 1989; Frösner, 1989; Montagnier, 1989; Steinmann, 1989]. Eine 10 minütige Tauchdesinfektion von Silikonen und Polyethern mit Impresept® genügt für eine hinreichende Desinfektion ohne negative Auswirkungen auf Dimensionsstabilität und Oberflächenqualität [Borneff & Pichl, 1989].

3.2.4. Desinfektionsverfahren von Abformung und Modellen

Unter Desinfektion wird das Abtöten oder im Falle von Viren das irreversible Inaktivieren der Erreger übertragbarer Krankheiten verstanden. Desinfektion bedeutet einen Gegenstand in einen Zustand zu versetzen in dem er nicht mehr infizieren kann [Setz & Heeg, 1991].
Zur Desinfektion von Abformungen, bei der eine Keimreduktion von mindestens 10^5 Keimen pro Abformung zu erzielen ist, sind ausschließlich Tauchdesinfektionen geeignet [Siebert & Borneff, 1983]. Untersuchungen ergaben, dass bei der Tauchdesinfektion gegenüber der Sprühmethode etwa doppelt so viel Desinfektionsmittel an der Abdruckoberfläche haften bleibt [Borneff et al., 1983]. Die alleinige Sprühdesinfektion weist eine unzureichende Wirkung auf [Viohl, 1993]. Um eine Verschleppung von Keimen aus der Praxis z.B. in das Dentallabor zu unterbinden sollten Abformungen sofort nach dem Entfernen aus dem Munde desinfiziert werden [Welker, 1994]. Nach Entnahme der Abformung aus dem Mund ist diese für 15 sec. unter fließendem Wasser abzuspülen um Plaque, Speichel, Blut und Nahrungsreste zu entfernen und eine primäre Keimreduktion durchzuführen. Der Abdruck wird in einen Tauchbehälter gelegt, der eine vollständige Benetzung gewährt. Luftblasen am Abdruck werden durch mehrmaliges Eintauchen vermieden. Anhaftendes Desinfektionsmittel wird nach Ende der Desinfektion mit fließendem Wasser abgespült. Eine solche Behandlung ist ohne schädliche

Auswirkungen auf die Abformgenauigkeit möglich [Herrera & Merchant, 1986; Rios et al., 1996].

Autor / Jahr	Abform-material	Material Desinfektion	Zeit	Dimensionsänderung
Hampel 1963	Silone®	Pasteurisierverfahren		0.16 %lin.
Hampel 1963	Silone®	Merfendesinfektion		0.02 %lin.
Bergman et al. 1980	K-Silikon	Glutaraldehyd	1 h	keine sign. Veränderung
Bergman et al. 1980	K-Silikon	Glutaraldehyd	24 h	geringe Schrumpfung
Bergman et al. 1980	K-Silikon	Alkoholische Lösung	1 h	keine sign. Veränderung
Bergman et al. 1980	K-Silikon	Alkoholische Lösung	24 h	geringe Schrumpfung
Marcinak & Draughan 1982	A-Silikon	Impresept®	0.2 h	0.3 %lin.
Merchant et al.1984	Silikon	Glutaraldehyd	0.5 h	keine sign. Veränderung
Schäfer 1985	Silikon	Dentavon® / Sekusept® Natriumhypochlorid 3 %		Oberflächenveränderungen
Herrera & Merchant 1986	Silikon	Glutaraldehyd 2 %, Betaine® halogeniertem Phenol Natriumhypochlorid 3 %	0.5 h	keine sign. Veränderung
Baumann 1986	Silikon	Spitaderm®, Incidin®-Spray		keine sign. Veränderung
Johnson & Craig 1986	A-Silikon	Impresept®	0.2 h	- 0.03 bis 0.24 %lin.
Johansen & Stackhouse 1987	Silikon	Glutaraldehyd 2 %	10 h	keine sign. Veränderung
Peroz 1988	K- Silikon	Peressigsäure 0.2 % Natriumhypochlorid 3 % Perbenzoesäure 5 % Glutardialdhyd 2.5 %	0.25 h	keine sign. Veränderung
Peroz 1988	A- Silikon	Peressigsäure 0.2 % Natriumhypochlorid 3 % Perbenzoesäure 5 % Glutardialdhyd 2.5 %	0.25 h	+0.1-0.4 %lin.
Borneff & Pichl 1989	A-Silikon	Glyoxal-Glutaraldehyd	0.2 h	- 0.17 %lin.
Stoll 1990	A-Silikon	Glutaraldehyd 2 %	1 h	+ 0.25 %lin.
Stoll 1990	A-Silikon	Glutaraldehyd 2 %	8 h	- 0.09 %lin.
Bader & Setz 1991	A-Silikon	Impresept®	0.2 h	0.02 bis - 0.10 %lin.
Wöstmann 1992	A-Silikon	Impresept®	0.2 h	<0.5 %lin.
Chew et al. 1993	A-Silikon	Impresept®	0.2 h	0.1 %lin.
Wirz et al. 1993	A-Slikon	Impresept®	0.2 h	+0.2 %lin.
Wirz et al. 1993	A-Slikon	Isopropylalkohol	0.2 h	+0.35 %lin.
Davis et al. 1994	A-Silikon	Glutaraldehyd 2 %	0.5 h	keine sign. Veränderung
Davis et al. 1994	A-Silikon	Glutaraldehyd 2 %	1 h	keine sign. Veränderung
Davis et al. 1994	A-Silikon	Glutaraldehyd 2 %	2 h	keine sign. Veränderung
Tan et al. 1995	A-Silikon	Impresept®	0.2 h	- 0.02 %lin.
Rios et al.1996	A-Silikon	Glutaraldehyd 2 %	0.5 h	keine sign. Veränderung
Rios et al 1996	A-Silikon	Glutaraldehyd 2 %	1 h	keine sign. Veränderung
Lepe et al. 1997	A-Silikon	Glutaraldehyd 2 %	18h	- 0.54 %lin. mesio-distal - 0.70 %lin. bucco-lingual
Peroz & Börsch 1998	A-Silikon	Impresept®	0.2 h	- 0.05 bis - 0.3 %lin.
Johnson et al. 1998	A-Silikon	Glyoxal-Glutaraldehyd	0.2 h	0.1 %lin.
Lepe et al. 1998	A-Silikon	Glutaraldehyd 2 %	5 h	0.18 %lin.
Johnson et al. 1998	A-Silikon	Phenol- Glutaraldehyd	0.5 h	0.1 %lin.

Tab. 3.4: Ergebnisse zur Dimensionsänderung von Silikonen nach Behandlung mit unterschiedlichen Material/Einwirkzeit Kombinationen.

Eine Desinfektion der Gipsmodelle im Chemiklaven wird von Guggenheim (1985), die Sterilisation der Modelle von Leung und Schonfeld (1983) beschrieben.

Weiß (1984) zeigt, dass eine fast vollständige Abtötung aller Keime durch das Anmischen des Gipses mit 0.5 %iger Chloramin T® -Lösung ohne Beeinträchtigung der Materialeigenschaften zu erreichen ist.

3.2.5. Dimensionsänderung nach Desinfektion von Silikonen

Silikone können ohne wesentliche Beeinträchtigung der Dimensionstabilität und Oberflächenqualität mit vielen handelsüblichen Desinfektionsmitteln desinfiziert werden (Tab. 3.4).
In der Literatur wird eine 10 minütige Tauchdesinfektion in Impresept® als unbedenklich beschrieben [Borneff & Pichel, 1989]. Eine 15 minütige Desinfektion in Puristeril®, Maranon® und Sagrodent® Granulat führt zu 0.1 % - 0.4 % Abweichung bezogen auf die Maße des Urmodells, wobei der Einfluss der Desinfektion verschwindend gering ist [Peroz ,1988; Peroz 1991]. Selbst bei einer 30-minütigen Desinfektion mit verschiedenen Desinfektionslösungen war keine klinisch signifikante Dimensionsveränderung nachzuweisen [Herrera & Merchant, 1986].
Neben der Dimensionsstabilität ist auch der Einfluss längerer Desinfektion auf die Detailzeichnung zu bewerten. Nach einer einstündigen Desinfektion in verschiedenen handelsüblichen Desinfektionsmitteln wurde in keinem Fall eine signifikante Beeinflussung dieser Materialeigenschaft gefunden [Bergmann et al., 1980; Davis & Powers, 1994].

3.2.6. Dimensionsänderung nach Desinfektion von Polyethern

Die hydrophilen Polyether nehmen entweder Feuchtigkeit aus dem Desinfektionsmittel auf oder geben Feuchtigkeit an dieses ab [Lepe et al., 1998].
Bei Lagerung an der Luft oder kurzzeitiger Applikation in Wasser wurden Volumenveränderungen in der Abformmasse gefunden, die im Bereich von 0.1-0.4 %lin. lagen [Borneff & Pichl, 1989; Stoll, 1990; Peroz & Börsch, 1998; Wöstmann, 1999]. Diese Volumenreduktion zeigt sich in einer Vergrößerung der Messstrecken auf dem Gipsmodell [Peroz & Börsch, 1998] oder Veränderung des Prüfkörpers [Stoll, 1990]. Es ist bekannt, dass Polyethermassen bei Einlage in Desinfektionsmittel oder Galvanisierungsbäder quellen [Amorrortu & Brown, 1979; Braden et al., 1992; Caesar, 1971; Franz, 1975; Meiners, 1978; Meiners, 1980; Sawyer et al., 1973; Schwickerath, 1976; Schwickerath, 1977; Wenzler, 1976; Eichner, 1981; Jeraphat & Panyawongkhanti, 1991; Oda et al., 1995]. Dieses Quellverhalten tritt nur bei extremen Einliegezeiten auf [Stoll, 1990; Davis & Powers, 1994; Lepe et al., 1995; Lepe & Johnson, 1997], was die Verwendung von üblichen Desinfektionslösungen mit Einwirkzeiten von etwa 10 min. unproblematisch macht [Langenwalter et al., 1990; Peroz, 1988].

Autor / Jahr	Abform-material	Material Desinfektion	Zeit	Dimensionsänderung
Schwindling 1970	Polyether	Impresept	0.2 h	0.36 %lin.
Bergman et al. 1980	Polyether	Glutaraldehyd Alkoholische Lösungen.	24h	keine sign. Veränderung
Bergman et al. 1980	Polyether	Glutaraldehyd Alkoholische Lösungen.	1h	keine sign. Veränderung
Bösmann & Franz 1983	Polyether	Sagrodent® 2 % (Peressigsäure)	0.2 h	Keine sign. Veränderung
Herrera & Merchant 1986	Polyether	Glutaraldehyd 2 %, Betaine® halogeniertem Phenol Natriumhypochlorid 3 %		keine sign. Veränderung
Johansen & Stackhouse 1987	Polyether	Glutaraldehyd 2 %	16h	0.21 %lin. sign. Veränderung
Peroz 1988	Polyether	Peressigsäure 0.2 % Natriumhypochlorid 3 % Perbenzoesäure 5 % Glutardialdhyd 2.5 %	0.25 h	keine sign. Veränderung
Borneff & Pichl 1989	Polyether	Impresept®	0.2 h	- 0.10 %lin.
Borneff & Pichl 1989	Polyether	Glyoxal-Glutaraldehyd	0.2h	- 0.1 %
Stoll 1990	Polyether	Glutaraldehyd 2 %	1 h	0.09 %lin.
Stoll 1990	Polyether	Glutaraldehyd 2 %	8 h	- 0.33 %lin.
Bader & Setz 1991	Polyether	Impresept®	0.2 h	<0.05 %lin.
Wöstmann 1992	Polyether	Impresept®	0.2 h	>0.5 %
Wirz et al. 1993	Polyether	Glyoxal-Glutaraldehyd	0.2h	0.25 %
Wirz et al. 1993	Polyether	Isopropylalkohol	0.2h	0.15 %
Davis et al. 1994	Polyether	Glutaraldehyd 2 %	0.5 h	keine sign. Veränderung
Davis et al. 1994	Polyether	Glutaraldehyd 2 %	1 h	keine sign. Veränderung
Davis et al. 1994	Polyether	Glutaraldehyd 2 %	2 h	keine sign. Veränderung
Tan et al. 1995	Polyether	Impresept®	0.2 h	- 0.18 %lin.
Rios 1996	Polyether	Glutaraldehyd 2 %	0.5	keine sign. Veränderung
Rios 1996	Polyether	Glutaraldehyd 2 %	1h	keine sign. Veränderung
Lepe et al. 1997	Polyether	Glutaraldehyd 2 %	18h	0.19 % mesio-distal - 0.36 % bucco-lingual
Peroz & Börsch 1998	Polyether	Impresept®	0.2 h	- 0.15 bis 0.2 %lin.
Lepe et al. 1998	Polyether	Glutaraldehyd 2 %	1h	keine sign. Veränderung
Johnson et al. 1998	Polyether	Glyoxal-Glutaraldehyd Phenol- Glutaraldehyd	0.5h	0.2 %

Tab. 3.5: Ergebnisse zur Dimensionsänderung von Polyether nach Behandlung mit unterschiedlichen Material/Einwirkzeit Kombinationen.

3.3. Modellherstellung

3.3.1. Modellmaterialien

Abform- und Modellmaterial beeinflussen die Qualität des Modells maßgeblich. Detailwiedergabe, Dimensionsstabilität, Abriebfestigkeit, einfache Handhabung sind ebenso wichtig wie die Verträglichkeit mit Abformmaterial und Wachsen [Dermann, 1981].

Im zahntechnischen Labor werden Modelle aus Spezialhartgips und Kunststoffen hergestellt. Bei bestimmten Indikationen werden galvanoplastisch oder mit dem Metallsprühverfahren hergestellte Modelle benutzt. Den früher als Modellwerkstoffe verwendeten Modellzementen, Amalgamen und keramischen Massen kommt keine aktuelle Bedeutung mehr zu.

3.3.1.1. Spezialhartgips

Nach der Spezifikation Nr.25 der American Dental Association (ADA) für zahnärztliche Gipse und in der DIN 13911 (1984) werden Gipse in vier verschiedene Gipstypen unterteilt:

Typ I	Abdruckgips (plaster, impression)
Typ II	Modellgips (plaster, model)
Typ III	Hartgips (dental stone)
Typ IV	verbesserter Hartgips (dental stone high strength)

Superhartgipse vom Typ IV sind α-Kalzium-Halbhydrate, die verbesserte Form des in normalem Hartgips des Typ III enthaltenen α-Halbhydrats. Man unterscheidet synthetisch hergestellte Gipse von natürlichen Spezialhartgipsen. Synthetische Stone-Gipse enthalten als Grundsubstanz Kalziumsulfatdihydrat [Wirsching, 1962]. Der Reinheitsgrad synthetisch hergestellter Stonegipse liegt bei über 98 % [Höft, 1990]. Naturgipse werden aus natürlich vorkommenden Gipsreservoirs im Tagebau abgebaut. Sie können Verunreinigungen von 3-15 % enthalten. Die Werkstoffeigenschaften wie Expansion, Härte, Fließfähigkeit und Abbindezeit werden durch zugesetzte Stellmittel beeinflusst. Das Dimensionsverhalten von Gips zeigt zunächst eine Abbindekontraktion von ca. 7 Vol%. Diese Kontraktion vollzieht sich in der plastischen Phase und wird bei der Modellherstellung durch nachfließendes Material ausgeglichen, so dass sie bedeutungslos bleibt. Mit der beginnenden Versteifung setzt durch die Kristallisation des Dihydrates die Abbindeexpansion des Gipses ein. Von Kristallisationskeimen wachsende Kristalle drängen sich gegenseitig auseinander und führen zur Expansion des gesamten Gefüges. Diese Expansion erfolgt vom Massenmittelpunkt aus gleichmäßig in alle Raumebenen [Franz 1977; Franz, 1981]. Abgebundenener Gips ist Kalziumsulfat mit interkristallinem Wasser [Eichner, 1981]. Der Gipsbrei bindet mit einer exothermen Reaktion ab.
Die bis 1975 gebräuchlichen Gipsprodukte entsprachen nicht im vollem Umfang den Anforderungen der Spezifikation Nr.25 [Merkatz & Klötzer, 1975]. Diese Spezifikation lässt eine Abbindexpansion bis zu 0.10 %lin. zu. Spezialgipse nach der Gipsklassifizierung DIN 13911 dürfen eine lineare Abbindexpansion von 0.06 - 0.15 % haben. Untersuchungen zeigen, dass die lineare Abbindeexpansion nicht unbedingt Rückschlüsse auf die Abbindeexpansion im Raum zulässt. Es wurde festgestellt, dass Stone-Gipse die Stumpfbasis eines Originalstumpfes breiter als den oberen Stumpfdurchmesser wiedergeben [Lehmann & Lange, 1973].
Synthetische Gipse haben im Vergleich zu natürlichen Gipsen höhere Werte für die Abbindeexpansion allerdings auch eine größere Endhärte [Marxkors & Meiners, 1982]. Presswood et al. (1976) halten die synthetischen Gipse für die präzisesten Modellmaterialien.

3.3.1.2. Kunststoffe

Forschungsergebnisse über eine neue Generation von Modellkunststoffen aus Epoxid-, Epimin- oder Polyurethanbasis sagen aus, dass hier die Schrumpfungswerte nur noch bei 0.1 % liegen [Aiach et al., 1984; Campbell et al., 1985; Craig & Johnson, 1991; Derrien, 1988; Tanabe et al., 1991; Viohl & Palloks, 1984 ; Yaman & Brandau,1986] Epoxidharz ist ein durch Polyadditionsreaktion aushärtender Kunststoff. Epoxide bilden bei Epoxidüberschuss starkvernetzende Molekülketten, die durch einen Füllstoffanteil von ca. 50 Vol% eine relativ hohe Härte und geringe Schrumpfung aufweisen [Eichner, 1981]. Moser et al.(1975) stellen fest, dass die Bruchfestigkeit des Epoxidmaterials den Eigenschaften der meisten Superhartgipsen (ADA-Spezifikation Nr.25) entspricht. Im Vergleich zu Gips haben Epoxidharze eine höhere Abrasionsfestigkeit, eine höhere Bruchfestigkeit aber eine geringere Oberflächenhärte [Moser et al., 1975; Schwartz, 1981]. In Übereinstimmung mit anderen Arbeitsgruppen stellten Moser et al. (1975) eine regelmäßige Schrumpfung des Epoxidmodells fest [Bailey et al., 1988; Yaman & Brandau, 1986; Marinello & Boitel, 1985; Aiach et al,. 1984]. Bei der Verwendung von Polyethermassen und additionsvernetzenden Silikonen wurde eine Schrumpfung der Prüfkörper von 0.1-0.18 %lin. beschrieben [Bailey et al., 1988; Yaman & Brandau,1986; Marinello & Boitel, 1985; Aiach et al., 1984]. Die im Vergleich zu Dentalgipsen kleinere Partikelgröße lässt eine deutlichere Detailwiedergabe zu. Epoxidmodelle unterliegen einer schlecht kontrollierbaren Schrumpfung, welche die des Abformmaterials überlagert [Marinello & Boitel, 1985].

3.3.1.3. Galvanoplastische Modellherstellung

Bei der galvanoplastischen Modellherstellung wird Silber oder Kupfer elektrolytisch auf ein elastomeres Abformnegativ aufgeschichtet [Ilg, 1937]. Die lineare Expansion der Modelle liegt bei durchschnittlich 0.15 %lin. [Lehmann & Lange, 1973]. Die Detailwiedergabe und die Abrasionsfestigkeit ist deutlich erhöht [Crispin et al., 1984; Schäffer, 1986; Schwindling & Hennig, 1971]. Vorraussetzung ist eine ausreichend dicke und homogene Metallschicht von mindestens 100 µm, die eine hohe Form- und Volumenkonstanz aufweist [Schwindling & Henning, 1971; Eifinger & Stachniss, 1974; Marxkors & Meiners, 1982]. Die Überlegenheit galvanoplastischer Modelle zeigt sich an der hochwiderstandsfähigen Oberfläche, welche die Anwendung dieser Technik bei stark beanspruchten Einzelstumpfmodellen empfehlenswert macht [Bloem et al., 1991]. Die Lumina des galvanisch beschichteten Abdrucknegatives werden mit Spezialhartgips oder Modellkunststoff hinterfüllt. Bei der geforderten Mindeststärke der metallischen Schichtung beeinflussen weder die Expansion des Gipses noch die Kontraktion des Kunststoffes das Dimensionsverhalten der Modelloberfläche [Schwindling & Henning, 1971]. Die durchschnittliche Dimensionsveränderung liegt bei 0.2 %lin. bedingt durch Metallkontraktionen während der initialen Abscheidungsphase [Franz & Went, 1979]. Andere Arbeitsgruppen berichten von Schrumpfung der Stümpfe um 0.13 bis 0.3 %lin. [Price et al., 1976; Schäfer & Dumfahrt, 1988]. Galvanoplastisch hergestellte Modelle

sind damit ungenauer als Superhartgipsmodelle und Kunststoffmodelle [Stevens & Spratley, 1987].

3.3.1.4. Metallsprühverfahren

Eine flüssig in eine Abformung eingesprühte, leichtschmelzende Legierung wird, wie bei galvanoplastisch hergestellten Modellen, im zweiten Schritt mit Modellgips oder Kunststoff ausgegossen [Viohl & Palloks, 1984]. Detailwiedergabe und Abriebfestigkeit sind mit einem galvanoplastisch hergestellten Modell vergleichbar. Der gemessene Expansionswert für Sprühmetall in Kombination mit Spezialhartgips liegt bei 0.3 %lin. Bei der Kombination Sprühmetall und Kunststoff liegt er bei 0.1 %lin. und 0.2 %lin. [Crispin et al., 1984, Körber et al., 1979, Lehmann & Lange, 1973]. Die Oberflächenhärte der Sprühmetallmodelle liegt um 22 % unter derjenigen der Spezialhartgipse. Die Biegefestigkeit ist etwa um den Faktor 5, die Abriebfestigkeit um den Faktor 10 höher [Körber et al., 1979].

3.4. Methoden zur Prüfung der Dimensionsstabilität

3.4.1. Untersuchungen direkt an der Abformmasse

Bei der Prüfung der Dimensionsstabilität ist der Einfluss einzelner Prüfkomponenten zu berücksichtigen. Werden Genauigkeitsmessungen direkt an der Abformmasse durchgeführt sind die Faktoren Modellherstellung und -material eliminiert.
Hampel (1963) erläutert die Messung des Volumenverhaltens von Abformmassezylindern mit definierter Höhe und definiertem Durchmesser mit einer Messuhr. Siebert & Bretz (1982) verwenden eine nach ISO/DIS 1563 und ISO/DIS 4823 gefertigte Prüfplatte, in welche drei parallele Rillen unterschiedlicher Tiefe und Breite gefräst wurden. Die Messstrecken wurden mittels Zeiss-Messmikroskop vermessen. Johansen & Stackhouse (1987) untersuchten die Dimensionsstabilität mittels einer der ADA Spezifikation Nr.19 entsprechenden Prüfplatte, in welcher der Linienabstand mit einem Messmikroskop direkt in der Abformmasse ausgemessen wird. Als Messgenauigkeit geben sie 2.5 µm an. Bergmann et al. (1980, 1985) vermessen mit einem Messmikroskop einen scheibenähnlichen Prüfkörper aus Teflon, der mit einem Oberflächenrelief zur Prüfung der Detailreproduktion ausgestattet ist. Die Hologrammtechnik wird von Mincham et al. (1981) genutzt. Änderungen der Dimension werden als Interferenzmuster zwischen den abweichenden Abformungen berechnet und registriert.

3.4.2. Untersuchungen am Prüfmodell

3.4.2.1.Optische Messverfahren

Die ADA-Spezifikation Nr.19 (1977) bezieht sich bei der Messung des Dimensionsverhaltens von elastomeren Abformmaterialien nur auf einen Prüfkörper. Als Messvorrichtung wird ein Messmikroskop mit einer Messgenauigkeit von +/- 5 µm empfohlen. Diese lichtmikroskopische Messmethode wird in der Literatur vorwiegend zur Untersuchung der Abformgenauigkeit und des Dimensionsverhalten eingesetzt. Bei Vergleichsmessungen von Originalmodell und Replika wurden Messgenauigkeiten in einer Größenordnung zwischen +/- 0.01mm [Fuchs & Kobes, 1967; Ciesco et al., 1981] bis +/- 0.002 mm [Biffar & Sassen, 1983; Johansen et al., 1987] bis zu +/-0.0005 mm [Lehmann et al., 1984] angegeben.
In Anlehnung an die ADA-Specification Nr.19 werden als abzuformende Originalmodelle sowohl einzelne genormte Stahlkegelstümpfe [Lehmann & Burgdorf, 1978] als auch stilisierte Brückenmodelle [Borchers & Limmroth, 1990] verwendet. Fuchs & Kobes (1967) vermessen konische, aus Messing gedrehte Prüfkörper, die in ein Phantommodell eingearbeitet wurden. Zur Ermittlung der Dimensionsstabilität wird der Prüfkörper mit einem Messmikroskop und einer Messlehre ausgemessen. Um die räumliche Verzerrung zu bewerten, werden Messungen in mesio-distaler und vestibulooraler Richtung durchgeführt.
Hofmann und Ludwig (1968) untersuchten neben der Veränderung am Prüfkörper auch die Lage im Raum. Ein stilisiertes Brückenmodell wurde mit einem definierten Abformlöffel abgeformt. Die Vermessung wurde mit einem Zeiss-Ultra-Messmikroskop bei 20facher Vergrößerung durchgeführt.
Lehmann et al (1989, 1973) setzten bei ihren Untersuchungen einen definierten, konischen Werkzeugstahlstumpf ein, der optisch jeweils um 90° versetzt ausgemessen wurde. Der Messfehler der zur Positionierung verwendeten hochgenauen Messspindel wird mit 0.5 µm angegeben. Mit dieser Methode kann die Verformung des Stumpfes in Abhängigkeit von der Höhe gemessen werden.
Finger und Lockowandt (1972) verwenden einen ähnlichen konischen Prüfkörper. Neben der Höhe werden die endständigen Radiuswerte mit einem Messmikroskop (Fa Leitz) vermessen. Franz (1977) beschreibt eine Messmethode bei der ein Stahlzylinder mit Querrillen reproduziert wird. Die Gipsmodelle werden in vertikaler Richtung mit einem Messmikroskop der Fa Zeiss und einer Bügelmessschraube vermessen.
Drehrunde Messingstümpfe mit sechs verschiedenen Präparationsformen werden von Biffar und Sassen (1983) untersucht. Die Ablesegenauigkeit des verwendeten Messmikroskops wird mit 2 µm angegeben.
Freesmeyer et al. (1983) untersuchen Original und Replik im direkten Vergleich. Unterschiede werden farblich gekennzeichnet und können anhand einer ins Mikroskop eingeblendeten Mikrometerskala direkt abgelesen werden.
Borchers et al. (1984) untersuchen an fünf verschieden geformten Stümpfen die Durchmesserwerte nach Reproduktion. Die Untersuchung wird mit einem Messmikroskop

durchgeführt. Ein Messfehler wird nicht angegeben. Der Originalprüfkörper wird unter gleichen Bedingungen mitvermessen. Die Werte werden in Korrelation zu den reproduzierten Prüfkörpern gesetzt, die Durchmesserabweichung als Beurteilung der Abformgenauigkeit bewertet.
Ein 2-Stumpfmodell mit rechteckiger Basisplatte wird von Peroz (1988) sowie von Viohl und Lehmer (1988) vermessen. Mit dieser Versuchsanordnung wurden die Dimensionsveränderungen der einzelnen Stümpfe und der Stümpfe zueinander ermittelt. Die Strecken werden mit einem Messmikroskop (Messgenauigkeit 1.2 µm) und einer digitalen Schieblehre (Messgenauigkeit 2 µm) ermittelt.
Blien (1989) beschreibt das Vermessen von Gipskörper mit einem Mehrzweckmessmikroskop mit digitaler Anzeige. Hierzu muss der Modellsockel plan im rechten Winkel zueinander beschliffen werden. Der entstehende Modellstumpf kann nun von zwei verschiedenen Seiten mittels einer Drehung von 90° vermessen werden. Die Messabstände werde im Vorfeld festgelegt. Die Messgenauigkeit des Mikroskops.(Fa Leitz) wird mit einem Wert von 5 µm angegeben.
Bei Untersuchungen von Bader und Setz (1991) wurden Abstand und Durchmesser zweier abgeformter Prüfkörper mit einem Messmikroskop (Zeiss 40093) vermessen. Die Messgenauigkeit von 10 µm mit einer Ablesegenauigkeit von 1 µm ermöglicht.
Stoffel (1993) untersucht einen aus Edelstahl gefertigten pyramidalen Prüfkörper mit quadratischer Grundfläche und drei Einzelstufen, die den Durchmessern präparierter Molaren-, Praemolaren- und Frontzähne entsprechen. Die optische Vermessung der Kanten wird mit einem Messmikroskop der Fa Zeiss durchgeführt.
Im wesentlichen werden alle Messungen mit speziellen Messmikroskopen durchgeführt. Bei Vergleichsmessungen von Originalmodell und Replik werden Messgenauigkeiten in einer Größenordnung zwischen 2 und 40 µm festgestellt und für ausreichend befunden.

3.4.2.2. Mechanische Messverfahren

Als Alternative zum optischen Verfahren kann man Prüfkörper mechanisch mittels Mikrometerschraube, (digitaler) Schieblehre oder Messtaster vermessen.
Berger et al. (1973) untersucht die Durchmesserveränderungen von Gipsrepliken mit einer Mikrometerschraube.
Vermessungen von Abformungen der geschlossenen Zahnreihe im Phantomkopf beschreiben Lacy et al. (1981). Die Messgenauigkeit der eingesetzten Mikrometerschraube wird mit 1 µm angegeben. Vermessungen in der geschlossenen Zahnreihe mit einer Schieblehre werden von Merchant et al. (1984) durchgeführt.
Marcinak & Draughan (1982) verwenden ein Modell mit zwei menschlichen Incisiven, deren Palatinalfläche parallel geschliffen wurde. Der Abstand dieser Flächen wird an der Replik mittels einer Mikrometerschraube mit einer Messgenauigkeit von 2.5 µm bestimmt.
Einzelstumpfmodelle mit quadratischem Querschnitt untersuchen Meiners et al. (1982). Die Kantenlänge des Gipsmodells wird hier mit einer Mikrometerschraube gemessen.

Stachniss (1974), Eifinger & Stachniss (1974) und Stachniss (1978) beschreiben ein Verfahren, bei dem ein zylindrischer Prüfkörper nach der Reproduktion mit einer Tasteruhr in einer speziellen Messvorrichtung vermessen wird. Der Prüfkörper wird mit der Hand gedreht, so dass 12 Durchmesserwerte einer Ebene erfasst werden. Die ermittelten Werte werden als Abweichungen vom Solldurchmesser in ein kreisförmiges Diagramm eingetragen. Dieses Verfahren ermöglicht Formveränderungen in der Horizontalen darzustellen. Der Messfehler wird mit +/- 2 µm angegeben.
Hadenfeldt (1984) modifiziert das von Stachniss (1974) beschriebene Messverfahren durch den Einsatz einer computergesteuerten Messdatenerfassung und -auswertung. Dieses Verfahren, welches Böker (1980) und Seichter-Wolf (1983) als Grundlage für weitere Messmethoden aufgriffen, diente Cieplik (1987) zur Erstellung einer Versuchsanordnung. Ein umlaufender, zylinderförmiger Prüfkörper wird in drei Ebenen zu jeweils 260 Messpunkten vermessen. Es konnten erstmalig vertikale und horizontale Dimensionsveränderungen gemessen werden. Stoll (1990) modifizierte das von Cieplik (1987) beschriebene computergesteuerte Verfahren zur Messung zylindrischer Prüfkörper und realisierte ein hochpräzises dreidimensionales CNC-System zur axialen Vermessung zylindrischer Prüfkörper. Die Anzahl der Messebenen wurde auf 25, die der Messpunkte pro Ebene auf 400 erhöht. Der einzelne Prüfkörper geht mit 10.000 Messwerten in die Dimensionsanalyse ein. Die Messgenauigkeit wird mit 0.99 µm angegeben. Die Messapparatur kann Dimensionsabweichungen in Schritten von 0.25 µm anzeigen und übertrifft die Aussagefähigkeit zweidimensionaler mechanischer und optischer Messmethoden [Stahl, 1995].

4. Material und Methode

4.1. Übersicht

Tab. 4.1.: Material und Methode (Ablaufplan)

4.2. Die Abformung

Ein zylinderförmiger Original-Prüfkörper aus Werkzeugstahl mit einem Durchmesser von 6 mm (geschliffen auf Wellentoleranzmaß h6, d = 6000-5994 µm), einer Länge von 12 mm und einem okklusalen Aufnahmestift mit einem Durchmesser von 3mm, wird in ein stilisiertes Modell eines menschlichen Oberkiefers anstelle von Zahn 16 eingebracht (Abb. 4.1.). Das Modell ist so in eine Abformvorrichtung eingebaut, dass ein passender OK-Rimlock-Löffel axial zum Original-Prüfkörper in einer zur Abformung optimalen Endposition kontrolliert abgesenkt werden kann (Abb. 4.2).

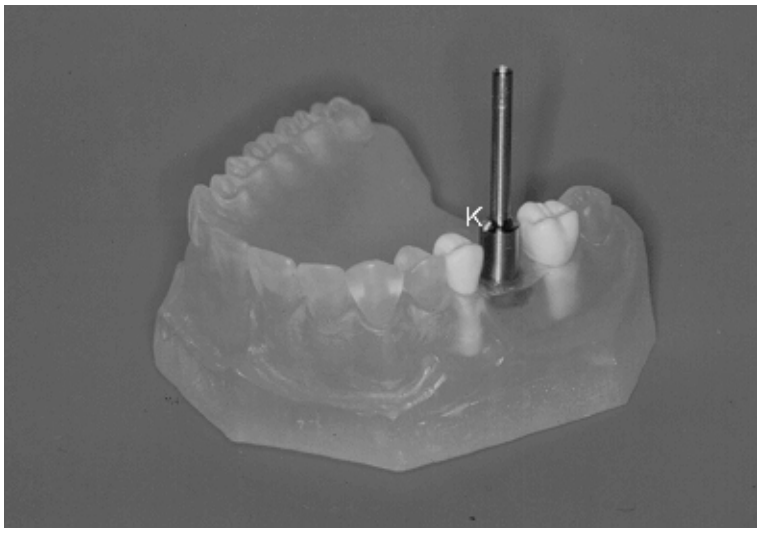


Abb. 4.1.: Originalprüfkörper im OK-Modell eingebaut. Der Aufnahmestift zeigt nach okklusal, eine Kerbe (K) markiert die mesiale Position.

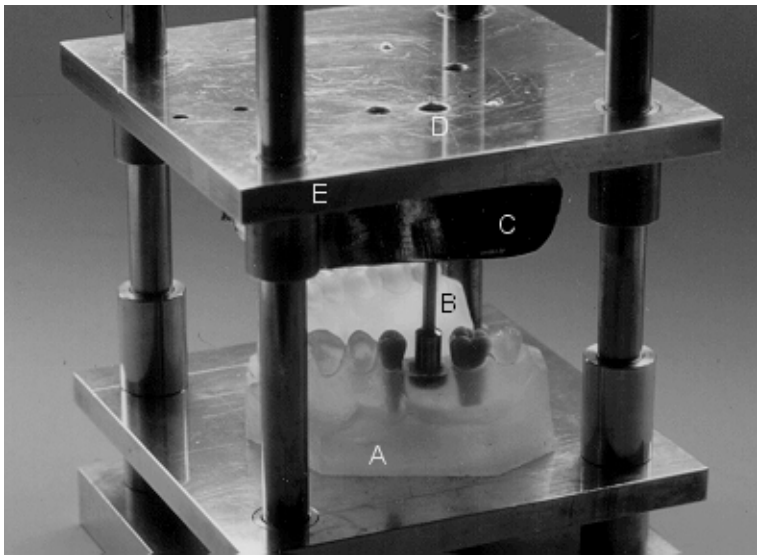


Abb. 4.2.: Modell (A) in der Vorrichtung zur Abformung. Der passende Rim-Lock Löffel (C) ist auf die Trägerplatte (E) montiert und kann in die korrekte Position abgesenkt werden. Der Aufnahmestift (B) ragt dann durch eine Bohrung (D).

Es werden nun Abformungen aus dem konventionellen Polyether Impregum® Penta, aus dem Nachfolgeprodukt Impregum® Penta Soft und den experimentellen Polyethermaterialien Duosoft® H und Duosoft® L angefertigt. Zusätzlich werden zur Kontrolle Abformungen aus dem Polyvinylsiloxan Dimension® durchgeführt.
Alle Abformungen werden als Monophasenabformungen hergestellt. Das Material Duosoft®, das eigentlich zur Zweiphasenabformung entwickelt wurde, wurde in Vorversuchen auf seine diesbezügliche Eignung untersucht und für geeignet befunden.
Die Verarbeitung der Materialien erfolgt nach Herstellerangaben. Um eine Standardisierung zu gewährleisten, wird die Materiallagerung sowie die Abformung und die Prüfkörperherstellung bei Raumklima (24°C, 50 % rel. Luftfeuchtigkeit) vorgenommen .
Für die Abformungen werden die Materialien im Pentamix® 2 Gerät (Mat.# 16) angemischt. Der Original-Prüfkörper wird mit einer Elastomer-Spritze (Mat.# 9) umspritzt, bevor der gefüllte Abformlöffel über das Modell abgesenkt wird. Hierbei ragt der Aufnahmestift durch eine Bohrung in der Oberseite des Löffels und der Aufnahmeplatte. Dieser Bohrkanal wird vor der Abformung ebenfalls mit Abformmaterial gefüllt.
Nach 10 Minuten wird die Abformung, geführt durch die Führungsstangen der Abformvorrichtung, axial abgezogen. In Vorversuchen wurde festgestellt, dass hierzu bei Polyether-Abformmaterialien große Kräfte (>150 N) notwendig sind, was durch einfaches Abziehen von Hand nicht einfach zu bewerkstelligen ist. Es wurde daher eine Abziehhilfe in Form zweier Schrauben angebracht, mit welchen sich die Entformung kontrolliert durchführen lässt.

4.3. Behandlung der Abformungen

Die Abformungen werden nun entweder für 60 Minuten unter Raumluftbedingungen belassen, oder entsprechend des Versuchsplans in Tab. 4.2 in Wasser oder Impresept® eingelegt, anschließend für 15 s unter fließendem Wasser abgespült und vorsichtig mit Druckluft getrocknet. Die Einlegezeit von 10 Minuten entspricht den Herstellerangaben, die Einlegezeit von 60 Minuten wurde als deutliche Überschreitung gewählt, so dass Auswirkungen auf das Dimensionsverhalten wahrscheinlich werden. Alle Abformungen werden 60 Minuten nach der Entformung ausgegossen um sicherzustellen, dass die elastische Rückstellung der Materialien für alle Gruppen gleich ist.

Material	Einwirkzeit	Impregum Penta®	Impregum Penta® Soft	Duosoft® L	Duosoft® H	Dimension®
Luft	60 min.	10	10	10	10	10
H2O	10 min.	10	10	10	10	10
H2O	60 min.	10	10	10	10	10
Impresept®	10 min.	10	10	10	10	10
Impresept®	60 min.	10	10	10	10	10

Tab. 4.2: Versuchsdesign. Anzahl der Prüfkörper in den einzelnen Versuchsgruppen.

4.4. Herstellung der Prüfkörper

Zur Herstellung der Prüfkörper wird ein Passstift aus Edelstahl mit 3mm Durchmesser (Mat.# 23) in die Abformung des Aufnahmestiftes eingesetzt. Alle Stahlstifte wurden an einem Ende über eine Länge von 5 mm auf einen Durchmesser von 1.5 mm abgedreht. Dieser Bereich ragt etwa 4mm in das Lumen der Prüfkörpernegativs hinein, welches nun mit Superhartgips ausgegossen wird. Auf die Verwendung von Entspannungsmittels wurde verzichtet. Es wird ein Superhartgips (Fuji-Rock EP Gold-Brown, Mat.# 10) verwendet. Zur Herstellung von Gipsmodellen wird nach Angaben des Herstellers das Gipspulver mit dem Wasser vermengt und unter Vakuum 30 sec angerührt. Das verwendete destillierte Wasser wurde mit einer Dispensette (Mat.# 5) abgemessen. Die Gipsdosierung erfolgte mit einer Digitalwaage (d = 1g, Mat.# 3). Der Gipsbrei wird unter Rüttelbewegungen in die Abformung eingefüllt und unter Druck gestellt.
Die Erhärtung des Gipses erfolgt im Drucktopf über Nacht (10-12 h). Nach genügender Aushärtungszeit wird der gewonnenen Prüfkörper durch vorsichtigen Druck auf den Aufnahmestift in axialer Richtung entformt und auf Lufteinschlüsse und Perlen kontrolliert. Es erfolgt eine vorsichtige Versäuberung der Prüfkörpers mit einem Skalpell. Der Prüfkörper wird an der Stirnseite beschriftet. Prüfkörper mit größeren Fehlern oder Inhomogenitäten werden verworfen. Durch das Einbringen des Passstiftes entstehen so Gipsduplikate des Originalprüfkörpers, die über einen axialen Aufnahmestift aus Metall verfügen (Abb. 4.3.). Die Auswertung in der Messapparatur erfolgt nach 24 Stunden.

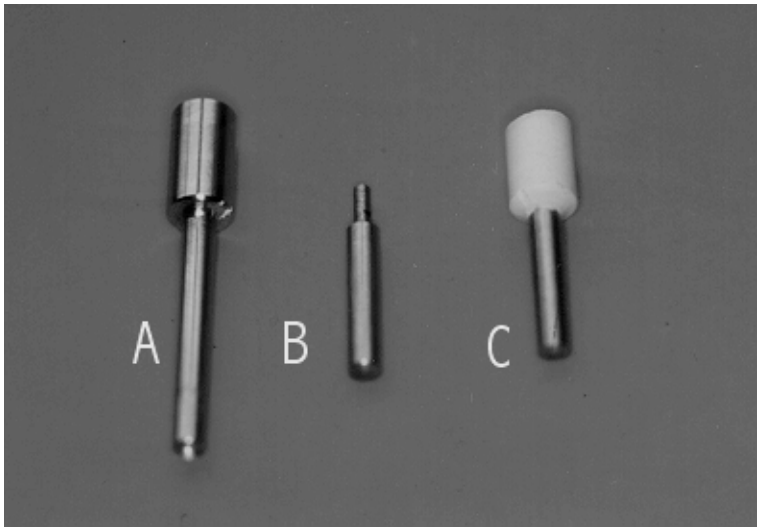
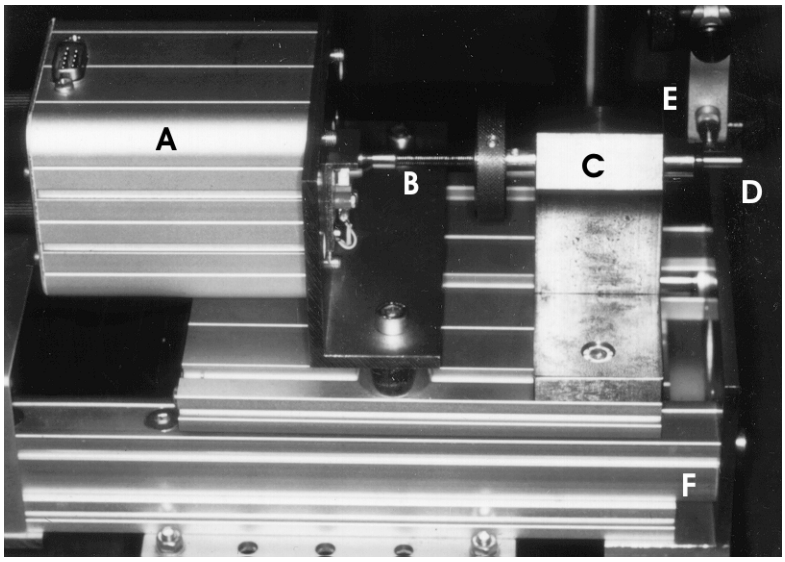


Abb. 4.3.: Originalprüfkörper (A), Aufnahmestift (B), fertiger Prüfkörper aus Gips (C).

4.5. Das Messverfahren

4.5.1. Beschreibung der Messvorrichtung

Die Maschine (Mat.# 15) besteht aus einer axial gelagerten Hochpräzisionsspannzange, die von einem durch eine biegsame Welle entkoppelten Schrittmotor (Mat.# 6) um ihre Achse gedreht werden kann. Diese Einrichtung ist auf eine Vorschubeinheit (Mat.# 22) montiert, die diese in Richtung der Rotationsachse mittels Schrittmotor verschieben kann. Motor und Aufnahmevorrichtung sind auf einer hinreichend stabilen Messplattform montiert (Abb. 4.4.). Die Prüfkörper werden in die Spannzange eingespannt und mittels einer Kerbe an der Oberseite des Prüfkörpers ausgerichtet. Über einen stabilen Messarm wird nun ein induktiver Messtaster so an den Prüfkörper herangeführt, dass er senkrecht zur Rotationsachse messen kann (Abb. 4.5.).



A: Schrittmotor

B: Flexible Welle

C: Lagerblock mit Spannzange

D: Prüfkörper

E: Messtaster

F: Vorschubeinheit

Abb. 4.4.: Koordinatenmessmaschine. Drehbar gelagerte Spannzange auf Vorschubeinheit.

Die Daten des Messtasters können von einem handelsüblichen PC (Mat.# 2) aufgenommen werden, der auch die Bewegungen des Prüfkörpers steuert.
Die Messdaten des Tasters werden in Schritten von 0.25 µm aufgenommen. Pro Umdrehung des Prüfkörpers werden 400 Einzelmesswerte ausgelesen. Dies entspricht dann einer Schnittebene durch den Prüfkörper. Die Mantelfläche des Prüfkörpers wird in 25 Ebenen im Abstand von 0.25 mm über einen Bereich von insges. 6 mm digitalisiert. Das Tasterende ist kugelförmig und ruht mit geringem Aufnahmedruck auf der Prüfkörperoberfläche.
Vor Beginn der Vorversuche wurde die Apparatur gereinigt und optimal einjustiert. Für die weitere Auswertung wurden 15 von 25 Ebenen im mittleren Zylinderbereich ausgewählt, da hier die größte Linearität der Bewegung der Vorschubeinheit festgestellt wurde.

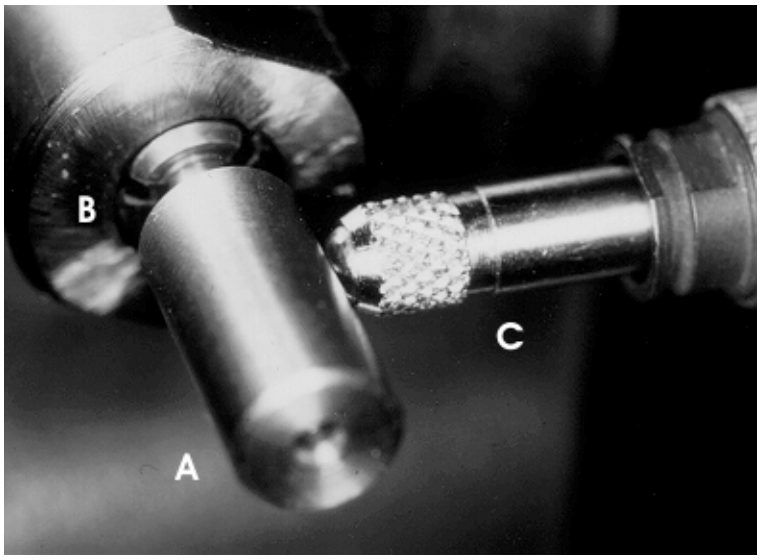


Abb. 4.5.: Abtasten des Prüfkörpers (A) in der Spannzange (B) mit dem Messtaster (C).

4.5.2. Nullabgleich des Messtasters

Um die Messapparatur korrekt zu justieren, wird zunächst der Originalprüfkörper eingespannt. Hierzu wird der Prüfkörper bei abgehobenem Taster mit der Aufnahmeachse in die Spannzange eingeführt. Die Spannzange wird geschlossen. Der Messtaster wird auf die Nullposition der ersten Ebene eingestellt. Bei manueller Drehung um die Rotationsachse dürfen an der Skala der Testelektronik nur minimale Ausschläge zu beobachten sein. Größere Ausschläge lassen auf eine ungenügende Zentrierung in der Spannzange schließen, so dass ggf. der Originalkörper neu eingespannt werden muss. Nun wird der Originalkörper mit dem Messprogramm justiert. Der Messtaster wird vom Computer auf eine mittlere Ebene im vertikalen Bereich positioniert. Die Tasterelektronik wird auf Null justiert. Der genaue Messwert auf dem Monitor des Rechners kontrolliert. Die eingestellte Prüfkörperebene wird nun mit 400 Messwerten aufgenommen. In dieser Datenmenge wird ein mittlerer Wert und eine zugehörige Position ermittelt. Der Taster wird auf diese Position hin eingestellt und noch einmal auf Null justiert. Kleine Einspannfehler der Originalprüfkörpers werden so kompensiert. Der Taster wird nun auf die Ausgangsposition (Ebene 1) zurückgefahren. Nun ist die gesamte Messanordnung auf den Radius der Originalprüfkörpers eingestellt. Abweichungen von der Ausgangsposition in Schritten von 0.25 µm werden angezeigt. Dieser Justiervorgang wird vor jedem Prüfkörperwechsel durchgeführt, um thermische oder mechanische Fehlerquellen zu minimieren.

4.5.3. Der Messvorgang

Der Prüfkörper wird möglichst axial in die Spannvorrichtung eingeführt und fixiert. Der Kugeltaster berührt den Prüfkörper nun an einem Punkt auf der ersten Messebene. Diese Ebene liegt ca. 1mm vom okklusalen Ende des Prüfkörpers entfernt. So wird verhindert, dass eventuelle systembedingt aufgetretene Verformungen am Ende des Prüfkörpers nicht in die Messung mit einfließen. Durch die Computer-Software wird die Messung gestartet. Der Prüfkörper wird in 15 Ebenen im Abstand von 0.25 mm zu je 400 Radiuswerten d.h. alle 9° vermessen werden. Die gewonnenen Einzelmesswerte speichert der Computer als Differenzangabe zum Originalradius, um daraus weitere statistische Parameter zu errechnen. Durch eine rechnerische Mittelpunkts-Zentrierung per Koordinatentransformation werden kleinere Einspannfehler korrigiert. Bei Einspannfehlern (Z-Wert) von mehr als 80 µm wird der Prüfkörper verworfen und neu angefertigt. Nach Abschluss der Messung werden die Daten gespeichert. Der Prüfkörper wird entnommen und aufbewahrt.

4.6. Auswertung der Ergebnisse

Im PC werden die Einzelmessdaten und die gemittelten Ergebnisse in der jeweiligen Messebene gespeichert. Zusätzlich werden Einspannfehler durch eine Koordinatentransformation der Messdaten beseitigt. Auch für die transformierten Daten werden die entsprechenden Parameter gespeichert. Zur Auswertung kommen die Parameter MR (Mittelwert der einzelnen Radiusabweichungen einer Messebene in µm) und MSZ (Standardabweichung aller Radiusabweichungen über eine Ebene, zentriert), sowie der Parameter Z (Einspannfehler, Abweichung der Drehachse von der tatsächlichen Mittelachse).
Mit dem Parameter MR wird die Vergrößerung oder Verkleinerung der Manteloberfläche, verglichen mit dem Originalzylinder beschrieben. Der Parameter MS gibt die Abweichung von der idealen Zylinderform an. Da in diesem Parameter auch die Einflüsse von Einspannfehlern enthalten sind, wird für die weitere Auswertung der Parameter MSZ herangezogen, der mit den koordinatentransformierten Daten berechnet wird. Zur Kontrolle wird zudem noch der Einspannfehler Z ermittelt, der nicht gesondert statistisch ausgewertet wird, da er zur Kontrolle und Dokumentation der Einspannfehler dient.
Aus den Daten der einzelnen Prüfkörper erstellt ein Auswertungsprogramm eine Tabelle, die für einen Import in ein Statistikprogramm optimiert wurde. Die statistische Auswertung erfolgt nun in SPSS 10.0. Die Messdaten werden unter Kontrolle durch einen Statistiker einer geeigneten statistischen Analyse unterzogen.

4.7. Kontrolle der Messgenauigkeit

Unabhängig von den Hauptversuchen wird die Genauigkeit der Versuchsanordnung durch Kontrollmessungen vor und während der gesamten Versuchszeit kontrolliert. Hierzu wird nach Justieren der Apparatur mit dem Originalprüfkörper dieser erneut eingespannt und vermessen.
Vor Beginn der Messungen wurden n = 10 Kontrollmessungen durchgeführt, um die Grundgenauigkeit der Apparatur zu bestimmen. Da aus vorangegangenen Studien bekannt ist, dass sich die Justage der Apparatur geringfügig verschlechtert, wurden periodische Kontrollmessungen eingeplant. Hierzu wird für jeden Labortag eine weitere Kontrollmessung durchgeführt. Diese wird dem jeweiligen an diesem Tag verarbeiteten Material zugeschlagen.

4.8. Vermeidung von Übungseffekten

Da die Versuchsdurchführung nicht einfach ist, wurde der Operator durch Vorversuche eingearbeitet und vom Versuchsleiter kontrolliert. Der zu erwartende Übungseffekt wurde auf die Versuchsgruppen verteilt. Hierzu wurde an jedem Versuchstag per Zufall das zu messende Material bestimmt (Würfel). Für dieses Material werden Prüfkörper in allen Gruppen, sowie eine Kontrollmessung erstellt.

4.9. Vorversuche

Alle Abformungen unterliegen der gleichen Rückstellzeit (60 Minuten.) vor dem Ausgießen. In einer Vorversuchsreihe soll neben der notwendigen Einarbeitung des Operators in die Methode abgeklärt werden, ob die Platzierung der Desinfektionszeit an den Beginn oder an das Ende der Wartezeit einen Einfluss auf die Prüfkörperdimension hat.

5. Ergebnisse

5.1. Ergebnisse der Vorversuche

Für die Vorversuche wurde die Aufgabe definiert, anhand des Originalprüfkörpers die Messgenauigkeit und Konstanz der Anlage zu überprüfen. Der Prüfkörper wurde n = 10 mal in der Apparatur vermessen. Zunächst wurde die Apparatur mit dem Prüfkörper justiert. Dieser wurde ausgespannt und in die justierte Anlage remontiert um Einspannfehler zu überprüfen. Gemessen wurden die mittlere Radiusabweichung MR, die Standardabweichung der zentrierten Werte (MSZ) und die Einspannfehler (Z) in 15 Ebenen.

	MW	Stddev	Median	Interquartilber.	95 % Konfid.interv.
MR	0.2 µm	1.2 µm	0.3 µm	1.7 µm	0.0-0.4 µm
MSZ	0.2 µm	0.1 µm	0.2 µm	0.0 µm	0.2-0.3 µm
Z	4.5 µm	2.0 µm	5.1 µm	3.2 µm	4.2-4.8 µm

Tab. 5.1: Ergebnisse der Vermessung des Originalprüfkörpers (n = 10).

Das Konfidenzintervall mit einer Breite von weniger als 0.5 µm zeigt eine ausreichende Messgenauigkeit, um die zu erwartenden Fehler, die mindestens eine Zehnerpotenz höher angenommen werden können, aufzudecken. Die Einspannfehler mit durchschnittlich ca. 5 µm für den Originalprüfkörper sind vernachlässigbar, da bei Gipsprüfkörpern durchaus Einspannfehler im Bereich von 20-100 µm feststellbar sind (Erfahrungswerte aus vorangegangenen Studien). Für die Studie wird festgelegt, dass ein Prüfkörper mit einem durchschnittlichen Einspannfehler über 80 µm zu verwerfen ist.
Durch die Vorversuche sollte die Fragestellung untersucht werden, ob der Zeitpunkt der Desinfektion einen Effekt auslöst. Es wurde folgende 4. Hypothese formuliert:

Die Platzierung der Desinfektion an den Beginn oder das Ende der Wartezeit hat keinen Einfluss auf Formhaltigkeit und Dimensionstreue.

Zur Überprüfung dieser Hypothese wurden zwei Versuchsgruppen mit n = 10 Prüfkörpern angefertigt. Verwendet wurde die Materialkombination Impregum® Penta, Impresept® und Fuji Rock®. In Gruppe 1 wurden die Abformungen nach 10 Minuten entformt und sofort 10 Minuten desinfiziert. Nach 50 Minuten Wartezeit wurde der Abdruck mit Gips ausgegossen, nach 24h entformt und vermessen. In Gruppe 2 wurde nach 10 Minuten entformt, die Abformungen 50 Minuten gelagert und abschließend 10 Minuten desinfiziert. Anschließend wurden die Abformungen mit Gips ausgegossen, nach 24h entformt und vermessen (Tab.5.2).

Gruppe	MR		MSZ		Z	
	Mean	Stddev	Mean	Stddev	Mean	Stddev
Desinf. sofort	14.7 µm	11.7 µm	9.1 µm	7.9 µm	42.6 µm	23.7 µm
Desinf. später	16.5 µm	10.7 µm	14.3 µm	8.9 µm	48.8 µm	21.4 µm

Tab. 5.2: Ergebnisse der Vorversuche. Geprüft wurde, ob es einen Unterschied gibt, wenn man zu Beginn der einstündigen Wartezeit desinfiziert (Gruppe "Desinf. sofort") oder am Ende der Wartezeit desinfiziert (Gruppe "Desinf. später"). n = 10.

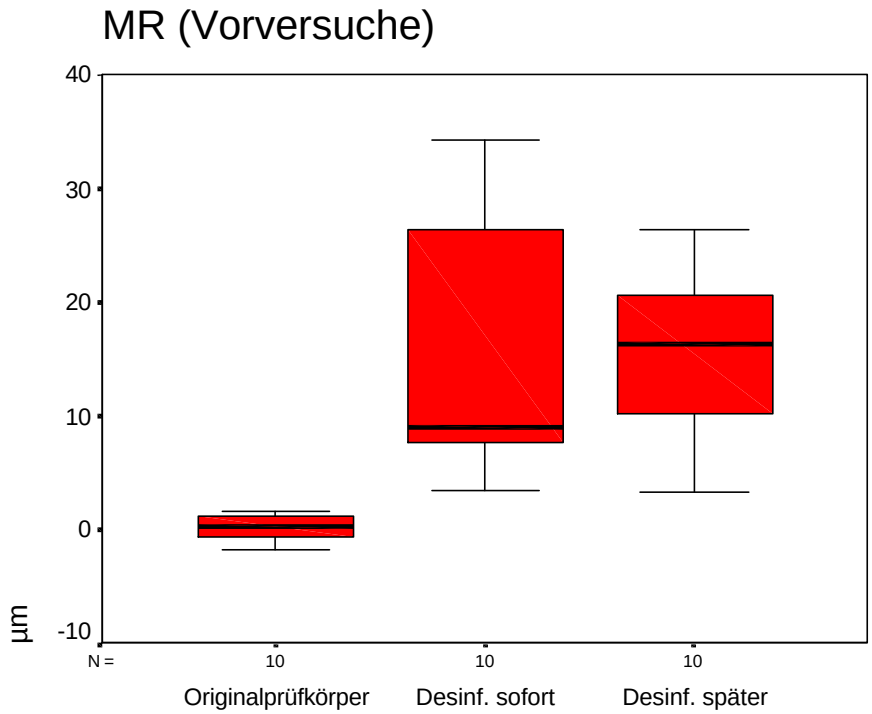


Abb. 5.1: Vorversuch: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von MR (mittlere Radiusänderung in µm). Gruppe 0: Originalprüfkörper als Referenz (Tab. 5.1), Gruppe 1: Desinfektion sofort nach Entformen, Gruppe 2: Desinfektion 50 min nach Entformen (Tab. 5.2)

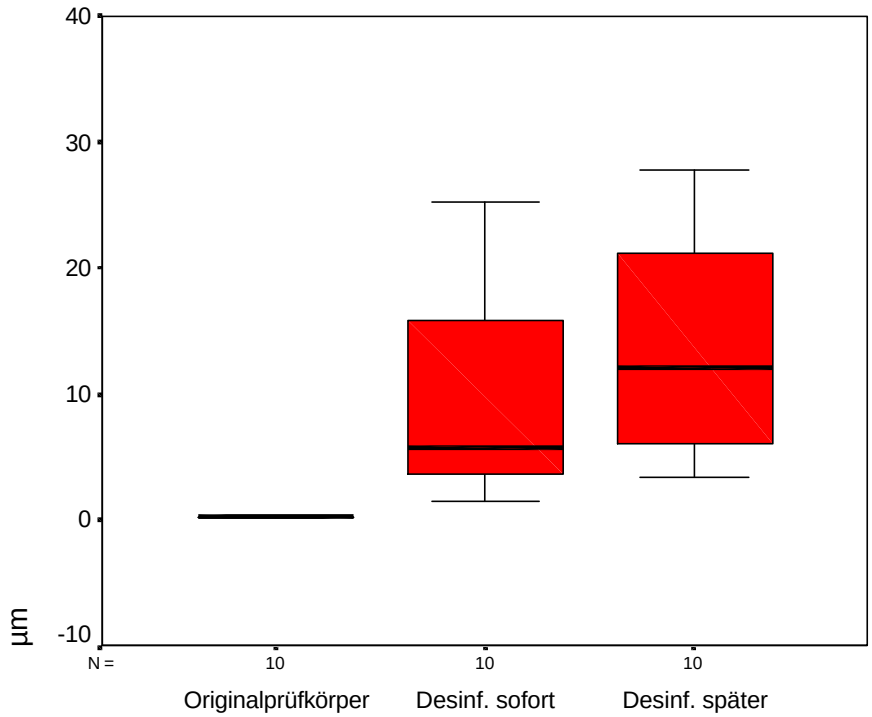


Abb. 5.2: Vorversuch: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von MSZ (mittlere Formveränderung in µm). Gruppe 0: Originalprüfkörper als Referenz (Tab. 5.1), Gruppe 1: Desinfektion sofort nach Entformen, Gruppe 2: Desinfektion 50 min nach Entformen (Tab. 5.2)

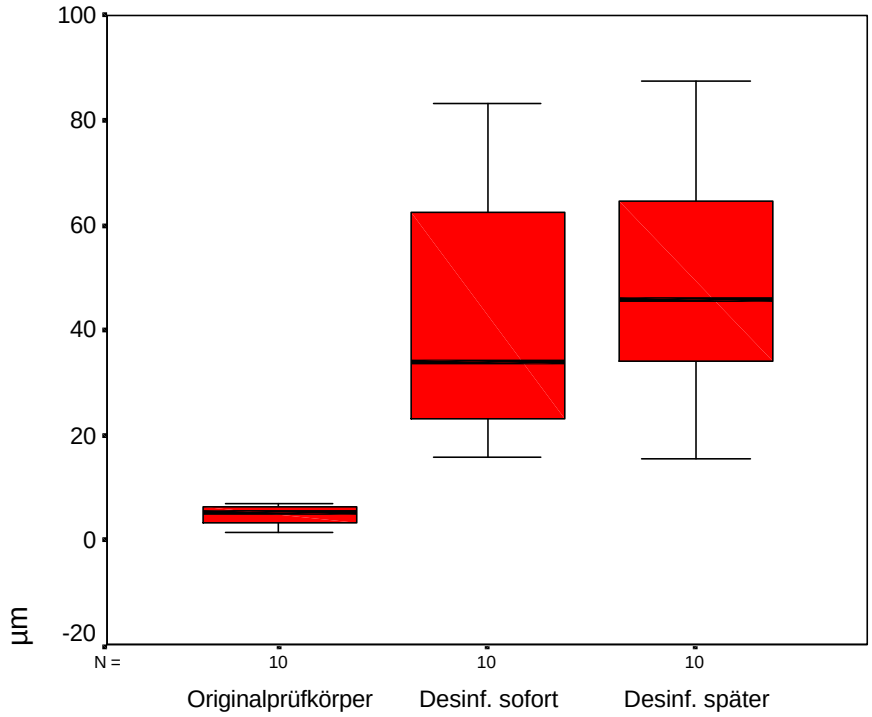


Abb. 5.3: Vorversuch: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von Z (mittlere Abweichung des Prüfkörpermittelpunkts von der Achse der Messanordnung in µm). Gruppe 0: Originalprüfkörper als Referenz (Tab. 5.1), Gruppe 1: Desinfektion sofort nach Entformen, Gruppe 2: Desinfektion 50 min nach Entformen (Tab. 5.2)

Da für alle drei Messgrößen nach dem Kolmogoroff-Smirnov-Test Normalverteilung angenommen werden kann, wurden die Ergebnisse der Prüfgruppen mittels des t-Tests für nicht verbundene Stichproben auf Signifikanz überprüft. Hierzu wurde das Signifikanzniveau auf p = 0.05 festgesetzt. Es ergab sich für keine Messgröße ein signifikanter Unterschied.

Die für die Vorversuche aufgestellte Hypothese ist daher anzunehmen.

Für die Hauptversuche wurde daher die Versuchsanordnung 1 (desinfizieren unmittelbar nach Entformung) gewählt, da dies einerseits methodisch besser durchführbar ist, andererseits eher dem praxisüblichen Vorgehen entspricht.

5.2. Ergebnisse der Hauptversuche

Nach Abschluss der Messungen wurden die Gruppen auf Ausreißer kontrolliert. Es wurden Prüfkörper mit folgenden Kriterien als Ausreißer definiert:

- Prüfkörper mit einem mittleren Z-Wert über 80 µm
  (Einspann- und Zentrierungsfehler)
- Prüfkörper mit deutlichem Missverhältnis von MSZ zu MR
  (Lösung der Abformmasse vom Löffel und Verzerrung während des Abziehens)
- Prüfkörper deren mittleres MR mehr als den doppelten Betrag des mittleren Interquartilbereiches vom Gruppenmedian entfernt liegt

Um auf die gewünschte Fallzahl zu kommen, mussten in einzelnen Gruppen mehr als zehn Prüfkörper angefertigt werden (Tabelle 5.3.)

	Impregum®	Impregum® Soft	Dimension®	Duosoft® L	Duosoft® H
Kontrolle	10	10	10	10	10
Luft 60	12	14	14	14	15
Wasser 10	11	12	13	13	15
Wasser 60	11	11	10	14	13
Impresept® 10	12	14	11	14	13
Impresept® 60	12	14	16	13	11

Tab. 5.3: Notwendige Fallzahlen zum Erreichen des Ziels n = 10, incl. Ausreißer

Die Ergebnisse der Parameter MR, MSZ und Z wurden sowohl getrennt nach Materialien und Behandlungsgruppe in Boxplots dargestellt (Abb. 5.6 bis 5.11). Es wurden die zentralen 15 Ebenen eines Prüfkörpers für die Auswertung herangezogen und als Mittelwert in die statistische Weiterverarbeitung einbezogen. Da sich die Haupteffekte in den Messgrößen MR und MSZ zeigen, wurden diese Messgrößen statistisch ausgewertet.

Für die Versuchsgruppe „Impregum® Penta Soft/Luft 60“ wurde eine inhomogene Verteilung der Messergebnisse festgestellt. Die Grafik der einzelnen Prüfkörper (Boxplot von MR über alle 15 Messebenen der einzelnen Prüfkörper) der betreffenden Gruppe (Abb. 5.4) deutet auf Handlingprobleme. Fünf Prüfkörper zeigen Extremwerte, ohne von der vorausgegangenen Definition als Ausreißer erfasst zu werden. Die komplette Versuchsgruppe wurde daraufhin erneut angefertigt (Abb. 5.5), wobei darauf geachtet wurde, dass es zu keinen Ablösungen des Abdruckmaterials von der Löffelwand kam.

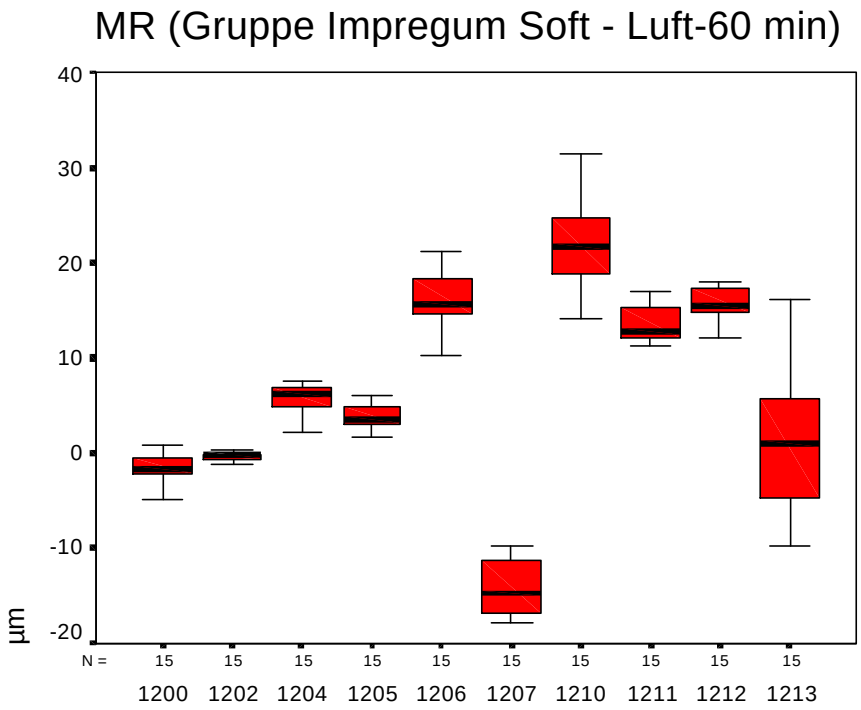


Abb. 5.4: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von MR (mittlere Radiusänderung in µm) aller Prüfkörper aus der Gruppe Impregum® Penta Soft – Luft-60 min, aufgeschlüsselt nach Prüfkörpernummern. Die statistischen Angaben beziehen sich auf die 15 Messebenen der jeweiligen Prüfkörper.

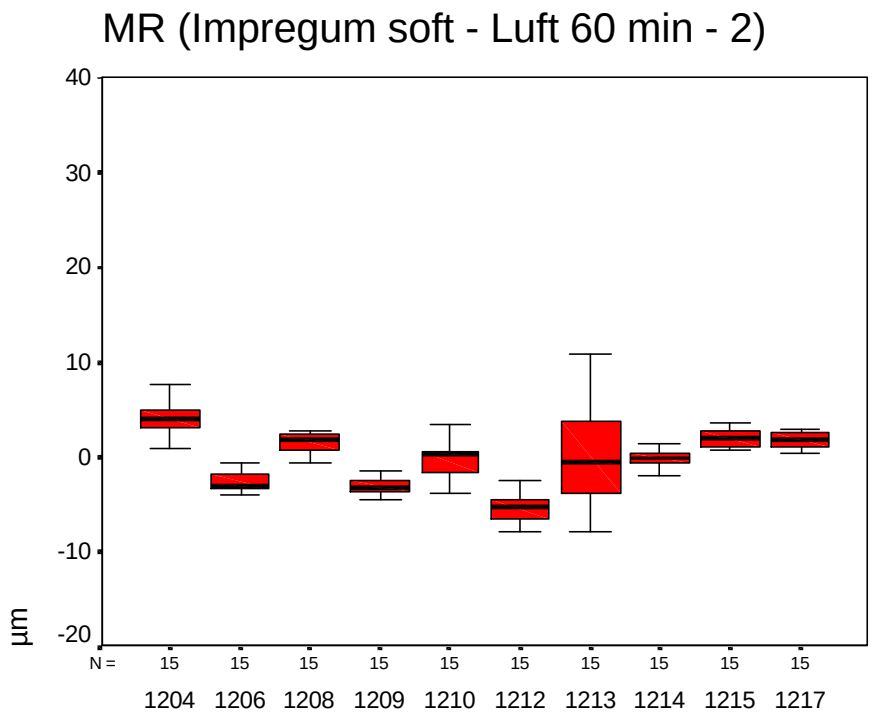


Abb. 5.5: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von MR (mittlere Radiusänderung in µm) aller Prüfkörper aus der Wiederholungsgruppe Impregum® Penta Soft – Luft-60 min, aufgeschlüsselt nach Prüfkörpernummern.

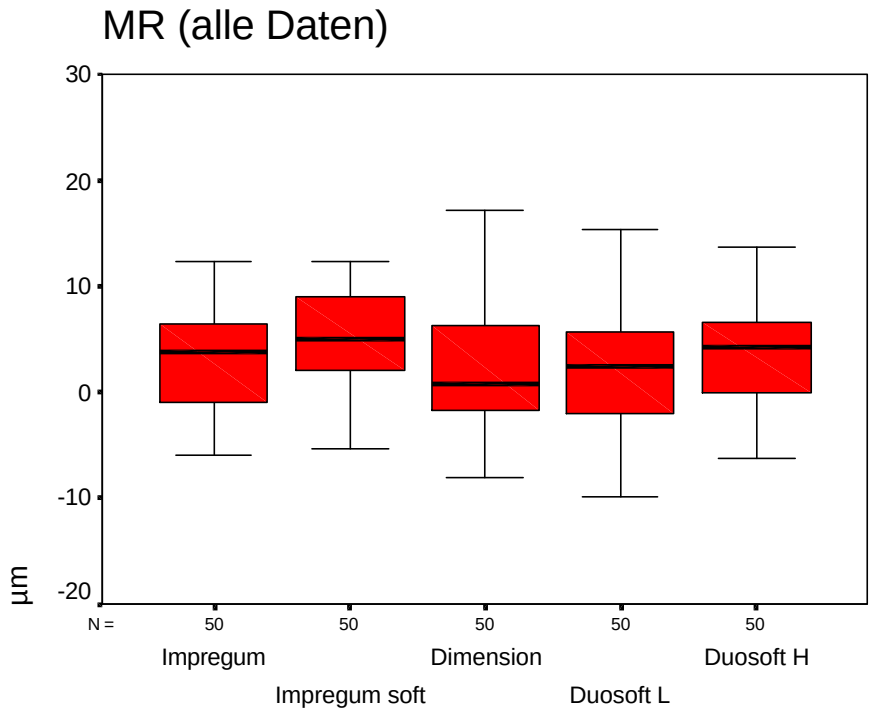


Abb. 5.6.: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von MR (mittlere Radiusänderung in µm) geordnet nach Materialien über alle Gruppen (ohne Kontrollgruppen).

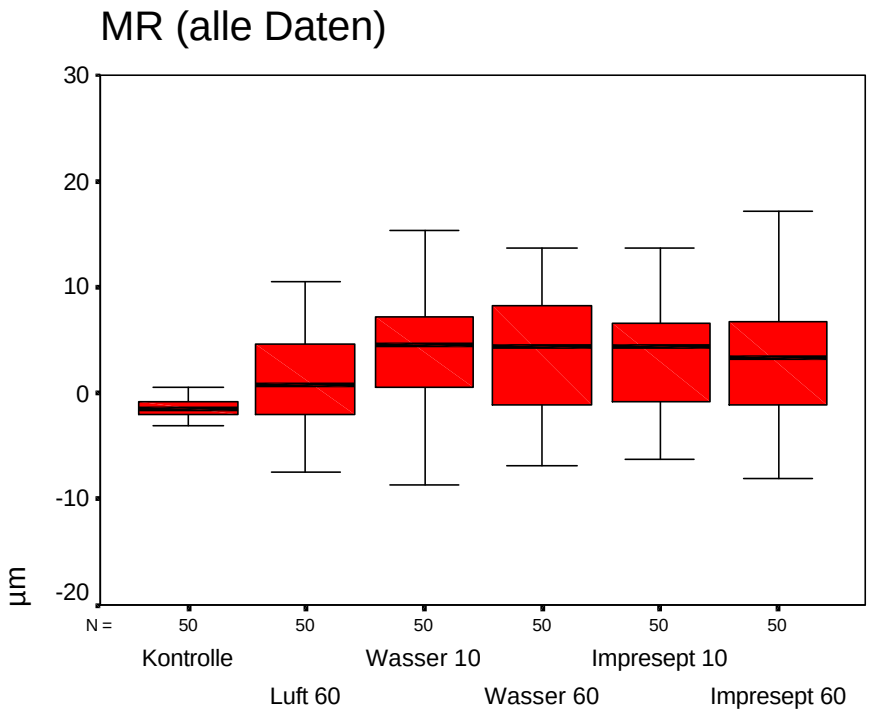


Abb. 5.7: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von MR (mittlere Radiusänderung in µm) geordnet nach Behandlungen über alle Materialgruppen (die Zahl hinter dem Tauchmittel gibt die Insertionszeit in Minuten an).

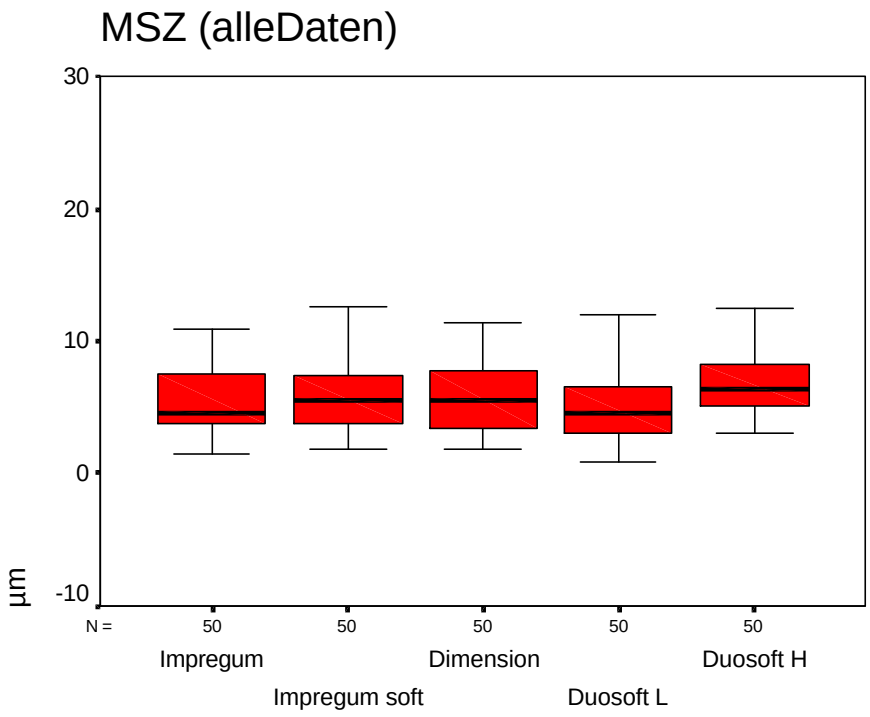


Abb. 5.8: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von MSZ (mittlere Abweichung von der Zylinderform in µm) geordnet nach Materialien über alle Gruppen (ohne Kontrollgruppen).

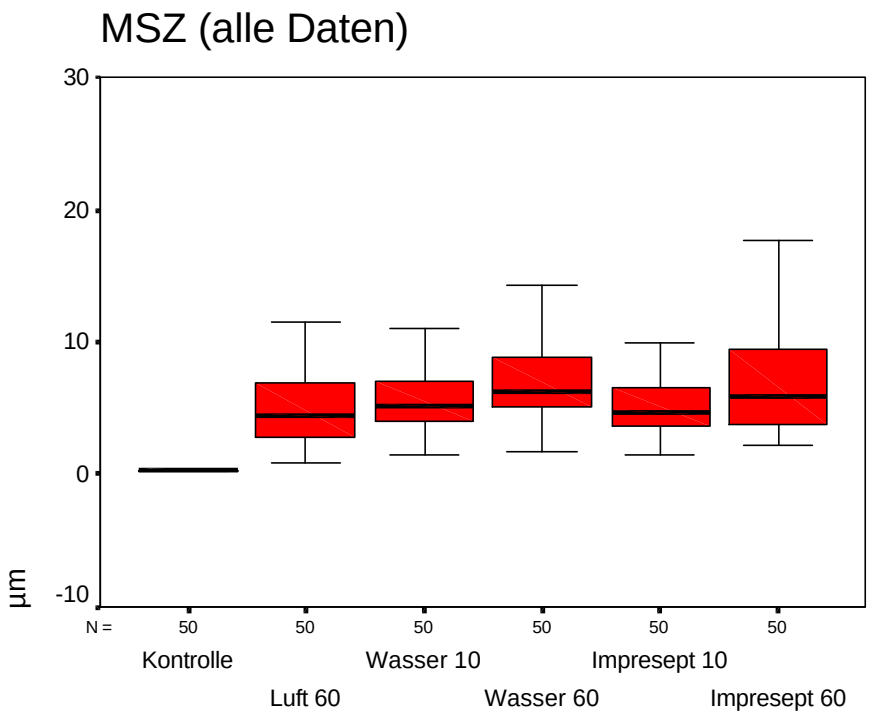


Abb. 5.9: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von MSZ (mittlere Abweichung von der Zylinderform in µm) geordnet nach Behandlungen über alle Materialgruppen.

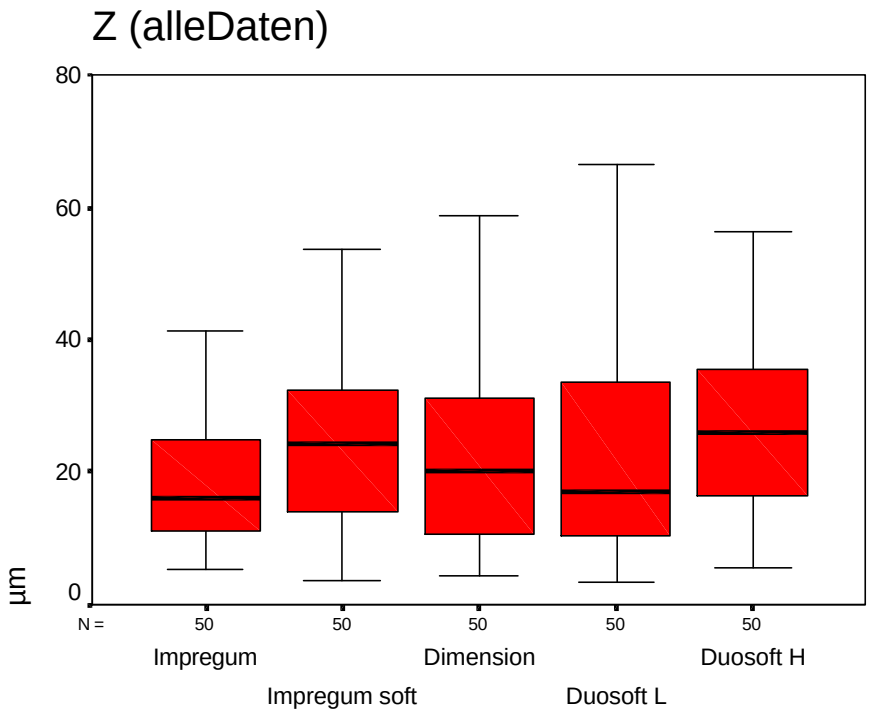


Abb. 5.10: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von Z (mittlere Abweichung des Prüfkörpermittelpunkts von der Achse der Messanordnung in µm) geordnet nach Materialien über alle Gruppen (ohne Kontrollgruppen).

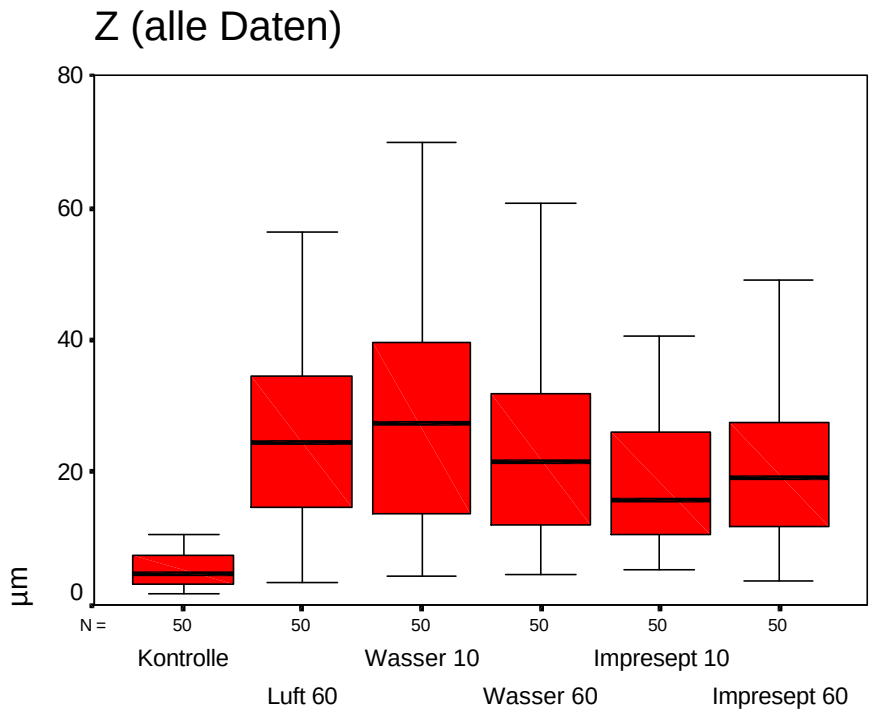


Abb. 5.11: Boxplots (Median und inneres 50 %-Quartil) von Z (mittlere Abweichung des Prüfkörpermittelpunkts von der Achse der Messanordnung in µm) geordnet nach Behandlungen über alle Materialgruppen.

Das passende Verfahren, um diese intervallskalierten Parameter unter dem gleichzeitigen Einfluss der drei kategorialen Einflußgrössen Material, Tauchmittel und Tauchzeit zu analysieren, ist die dreifaktorielle Varianzanalyse.
Die Voraussetzungen zur Anwendung dieses Verfahrens sind:

- Normalverteilung der Werte in den einzelnen Zellen des varianzanalytischen Designs
- Varianzenhomogenität

Zur statistischen Auswertung wurden innerhalb der einzelnen Material- und Methodenklassen für die einzelnen Prüfgruppen jeweils ein Kolmogorov-Smirnov Test auf Normalverteilung sowie ein Levene-Test auf Varianzhomogenität durchgeführt. Normalverteilung und Varianzhomogenität wurde für p-Werte über 0.05 angenommen. Für die Messgröße MR waren 24 von 25 Testgruppen (Kontrollgruppen nicht eingeschlossen) normalverteilt. Für die Einflussgröße MSZ waren 17 von 25 Testgruppen normalverteilt. Varianzhomogenität konnte im Levene-Test nicht gefunden werden.
Es ist festzustellen, dass die Voraussetzungen zur Durchführung der Varianzanalyse nicht vollständig erfüllt sind. Hierzu stellt Bortz (1999) fest, dass die Varianzanalyse bei gleich großen Stichproben und Fallzahlen über 10 gegenüber Verletzungen ihrer Voraussetzungen relativ robust ist. Diese Forderung wird in der vorliegenden Studie erfüllt.

Erhält man kein signifikantes Ergebnis, so hätte sich bei Erfüllung der Voraussetzungen erst recht kein signifikantes Ergebnis ergeben [Zöfel, 1992].
In Anbetracht der Tatsache, dass es im mehrfaktoriellen Fall der Varianzanalyse kein entsprechendes nichtparametrisches Verfahren gibt (wie etwa den H-Test nach Kruskal und Wallis im einfaktoriellen Fall), wird aus den erwähnten Gründen zur Analyse der Parameter MR und MSZ die dreifaktorielle Varianzanalyse beibehalten.
Um ein möglichst symmetrisches Design für die Varianzanalyse darzustellen, wurden die Daten wie folgt konfiguriert:

Tauchmittel	Wasser			Impresept®		
Tauchzeit	0 min	10 min	60 min	0 min	10 min	60 min
Impregum Penta®	10	10	10	10	10	10
Impregum Penta Soft®	10	10	10	10	10	10
Dimension®	10	10	10	10	10	10
Duosoft® L	10	10	10	10	10	10
Duosoft® H	10	10	10	10	10	10

Tab. 5.4: Design für die mehrfaktorielle Varianzanalyse. Um ein möglichst symmetrisches Design zu erzielen, wurde die Kontrollgruppe ohne Behandlung mit der Eintauchzeit 0 min zu beiden Tauchmitteln hinzugenommen. Die Kontrollgruppen zur periodischen Kontrolle der Messgenauigkeit wurden hier ausgenommen. Es entsteht so ein symmetrisches 5X2X3 Design. Aufgeführt ist die Fallzahl in den einzelnen Zellen.

Die Zusammenstellung der sich ergebenden p-Werte ist in der folgenden Tabelle enthalten, wobei sowohl die Haupteffekte als auch die Wechselwirkungen berücksichtigt sind. Benutzt wurde dabei die Prozedur UniANOVA der Version 10.0.4. des Programmsystems SPSS.

Effekt	MR		MSZ	
Material	0. 041	*	< 0.001	***
Tauchmittel	0.818	n.s.	0.759	n.s.
Tauchzeit	< 0.001	***	< 0.001	***
Material * Tauchmittel	0.392	n.s.	0.498	n.s.
Material * Tauchzeit	0.012	*	< 0.001	***
Tauchmittel * Tauchzeit	0.983	n.s.	0.729	n.s.
Material *Tauchmittel * Tauchzeit	0.048	*	0.038	*

Tab. 5.5: Ergebnis der mehrfaktoriellen Varianzanalyse (p-Werte und Signifikanzniveaus) für die einzelnen Parameter und Effekte.

Für den Faktor Material und Tauchzeit wurden signifikante Unterschiede festgestellt. Diese wurden im Post-Hoc Test nach Tukey auf einem Signifikanzniveau von p = 0.05 untersucht. Es ergab sich folgende Untergruppenaufteilung, wobei die Mittelwerte aus der Varianzanalyse angegeben werden:

MR	Mittelwerte der homogenen Untergruppen	
Material	1	2
Dimension®	1.68 µm	
Duosoft® L	2.15 µm	2.15 µm
Impregum Penta®	2.69 µm	2.69 µm
Duosoft® H	3.62 µm	3.62 µm
Impregum Penta Soft®		4.28 µm

Tab. 5.6: Ergebnis des Post-Hoc Tests (Tukey Test, p = 0.05) für MR und den Faktor Material. Dargestellt werden die homogenen Untergruppen, d.h. die Gruppen, die untereinander nicht signifikant unterschiedlich sind. Angegeben werden die Mittelwerte aus der Varianzanalyse

MSZ	Mittelwerte der homogenen Untergruppen	
Material	1	2
Impregum Penta®	5.09 µm	
Duosoft® L	5.26 µm	
Impregum Penta Soft®	5.86 µm	
Dimension®	6.22 µm	6.22 µm
Duosoft® H		7.53 µm

Tab. 5.7: Ergebnis des Post-Hoc Tests (Tukey Test, p = 0.05) für MSZ und den Faktor Material. Dargestellt werden die homogenen Untergruppen, d.h. die Gruppen, die untereinander nicht signifikant unterschiedlich sind. Angegeben werden die Mittelwerte aus der Varianzanalyse

MR	Mittelwerte der homogenen Untergruppen	
Zeit	1	2
0 min.	1.26 µm	
10 min.		3.69 µm
60 min.		3.71 µm

Tab. 5.8: Ergebnis des Post-Hoc Tests (Tukey Test, p = 0.05) für MR und den Faktor Tauchzeit. Dargestellt werden die homogenen Untergruppen, d.h. die Gruppen, die untereinander nicht signifikant unterschiedlich sind.

MSZ	Mittelwerte der homogenen Untergruppen	
Zeit	1	2
0 min.	5.13 µm	
10 min.	5.66 µm	
60 min.		7.19 µm

Tab. 5.9: Ergebnis des Post-Hoc Tests (Tukey Test, p = 0.05) für MSZ und den Faktor Tauchzeit. Dargestellt werden die homogenen Untergruppen, d.h. die Gruppen, die untereinander nicht signifikant unterschiedlich sind. Angegeben werden die Mittelwerte aus der Varianzanalyse

Für die Eingangs aufgestellten Hypothesen ergeben sich aus der Varianzanalyse folgende Schlussfolgerungen:

1. Sowohl Form- als auch Dimensionsstabilität sind vom Faktor Material abhängig.

Sowohl beim Parameter MR, als auch beim Parameter MSZ wurden signifikante ($p<0.05$) Unterschiede festgestellt. Die Nullhypothese ist somit zu verwerfen. Das Material Impregum® Penta Soft zeigt eine größere Dimensionsänderung (MR) als das Kontrollmaterial (Dimension®). Zu den übrigen Materialien aus der Gruppe der Polyether besteht kein signifikanter Unterschied.

2. Sowohl Form- als auch Dimensionsstabilität sind vom Faktor Expositionszeit abhängig.

Für die Parameter MR und MSZ konnten höchstsignifikante Unterschiede festgestellt werden ($p<0.001$). Hierbei zeigen die nicht behandelten Gruppen deutlich bessere MR-Werte als die Gruppen mit Desinfektion. Der Einfluß einer überzogenen Desinfektionszeit wird bei den MSZ-Werten deutlich, die für die Gruppen mit 60-minütiger Desinfektion ein höchstsignifikant ($p<0.001$) schlechteres Ergebnis zeigen.

3. Sowohl Form- als auch Dimensionsstabilität sind vom Faktor Expositionsmedium unabhängig.

Weder für den Parameter MR ($p = 0.818$) noch für den Parameter MSZ ($p = 0.759$) konnte ein signifikanter Zusammenhang festgestellt werden. Die Nullhypothese ist also anzunehmen.

6. Diskussion

6.1. Material und Methode

6.1.1. Abformung

Ziel der Studie war es, die Dimensionsänderung von Abformmaterialien auf Polyetherbasis nach Desinfektion zu bewerten. Als Abformmethode wurde die Monophasenabformung gewählt. Durch die Verwendung eines Materials sind die Ergebnisse uneingeschränkt reproduzierbar. Fenske et al (2001) beschrieben, dass Ergebnisse einer Korrekturabformung in vitro bedingt durch den idealen Versuchsaufbau nicht mit Ergebnissen der nicht idealen klinischen Anwendung zu vergleichen sind. Allein der idealisierte Modellstumpf aus Metall ist nicht mit dem präparierten Zahnstumpf zu vergleichen. Sie empfehlen auch aus Gründen der Zeitersparnis die monophasige Abformmethode. Auf die Verwendung eines individuellen Löffels wurde verzichtet, da der verwendete Rimlock-Löffel zu dem verwendeten Phantommodell gut passt. Der höheren Verwindungsstabilität des konfektionierten Metalllöffels wurde der geringfügig besseren Passgenauigkeit eines individuellen Kunststofflöffels den Vorzug gegeben. Auf den vom Hersteller empfohlenen Haftlack wurde verzichtet, so dass keine zusätzliche, nicht eindeutig zu standardisierende Größe die Messergebnisse beeinflusst. Durch die Verstärkung des Rims mit einem eingelöteten Metallbügel war eine gute Retention der Abformmasse auf dem Löffel gewährleistet. Alle Abformungen wurden auf sichtbares Lösen von Löffel und aus den zusätzlichen Metallretentionen kontrolliert. Durch die speziell angefertigte Abzugsvorrichtung war sichergestellt, dass die Abzugskräfte gleichmäßig und senkrecht auf die Abformung wirken.
In der Literatur wird empfohlen 24 Stunden mit dem Ausguss der Abformung zu warten [Hofmann & Ludwig, 1968; Franz & Ritze 1972]. Laut Herstellerangaben ist bei den verwendeten Materialien nach 30 Minuten eine 98 %ige Rückstellung erfolgt [Espe 1999]. In der vorliegenden Studie wurde zur Sicherheit eine Wartezeit von 60 Minuten gewählt.
Bei Polyetherabformungen dürfen keine Entspannungsmittel eingesetzt werden, da diese die Oberfläche der Abformung schädigen. Um Versuchsgruppe und Kontrollgruppe ausreichend vergleichen zu können, wurde auf einen bei A-Silikonen empfohlenen Einsatz von Entspannungsmitteln verzichtet. Die Abformungen wurden ausschließlich mit Wasser ausgespült und mit Druckluft sanft trockengeblasen.

6.1.2. Modellmaterial

Untersuchungen von Stahl (1995) zeigen, dass Stonegipse in Hinblick auf Dimensionstabilität (Parameter MR) und Formhaltigkeit (Parameter MSZ) nahezu originalgetreue Reproduktionen liefern. Die hohe Einsatzquote von Superhartgips in zahnärztlichen Labor und der Praxis unterstützen diese Vermutung [Presswood et al, 1979; Schäffer & Dumfahrt, 1988; Stoffel, 1993; Viohl & Palloks, 1984]. Da natürliche

Superhartgipse in ihrem Volumenverhalten günstiger bewertet werden [Marxkors & Meiners, 1982] wurde Fujirock® als Modellmaterial ausgewählt. Auf die Verwendung von Entspannungsmitteln wurde verzichtet, da die Oberfläche von Polyetherabformungen geschädigt werden kann [Espe 1999]. Bei der Modellherstellung der Silikonabformungen wird zur Wahrung des identischen Versuchsdesign kein Entspannungsmittel eingesetzt. Laut Herstellerangaben wird die Oberfläche der Abformung bei Verwendung des Desinfektionsbades Impresept® durch die darin enthaltenen Tenside so vorbereitet, dass keine weitere Behandlung notwendig ist [Espe 1999]. Die subjektive Betrachtung der Prüfkörper bestätigt diese Aussage. Die Oberfläche der Gipskörper erscheint glatt und von einheitlicher Struktur. Hoffmann (1996) wies mittels Messmikroskop eine wesentliche Glättung des Gipsoberfläche nach Desinfektion mit Impresept® nach. Ursächlich dafür wurde eine Verringerung der Grenzflächenreaktion diskutiert. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen Studien von Meiners und Roring (1990). Modellkunststoffe eigenen sich nicht zur Modellherstellung bei Polyetherabformungen, da auf Grund der hohen chemischen Verwandtschaft spezielle Trennmittel eingesetzt werden müssten, welche einen schwierig zu kontrollierenden Einfluss auf das Ergebnis hat [Schelbe et al., 1990].
Galvanoplastisch hergestellte Prüfkörper sind hinsichtlich ihrer Dimensionsgenauigkeit mit Spezialgipsen vergleichbar [Chiu, 1993; Eifinger & Stachniss, 1974; Schäffer, 1986; Schäffer & Dumfahrt, 1988; Schwindling & Henning, 1971; Bailey et al., 1988; Crispin et al, 1984; Eichner, 1988; Lehmann & Lange, 1976; Marxkors & Meiners, 1982]. Polyetherabformungen können nur versilbert nicht verkupfert werden. Eine Schwarzfärbung der Oberfläche der Abformung nach dem Versilberungsvorgang ist als normal zu erachten und hat keinen Einfluss auf die Qualität. Langzeitversilberungen z.B. über Nacht schädigen die Abformung [Espe 1999]. Nachteilig im Vergleich zur konventionellen Modellherstellung mit Spezialhartgips ist die aufwendigere und fehleranfälligere Modellherstellung sowie die Verfälschung des Einflusses der Lagerung in Desinfektionslösung durch das deutlich längere Eintauchen in das Galvanisierungsbad.

6.1.3. Messverfahren

Da der präparierte und abzuformende Zahn ein dreidimensionales Gebilde ist, erscheint es sinnvoll, die räumliche Dimensionsveränderung einzuschließen. So scheiden die meisten manuellen und optischen Messverfahren aus. Der Einsatz eines CNC-Systems zu Ablaufsteuerung und zur Messdatenerfassung ist bei der anfallenden Datenmenge sinnvoll. Die Protokollierung auf Datenträger erleichtert das Übertragen der Messdaten in das statistische Auswertungsprogramm und eliminiert Flüchtigkeitsfehler bei einer manuellen Datenübertragung.
Die Genauigkeit der Messapparatur wird durch die Messgenauigkeit des Tasters und die Genauigkeit der Prüfkörperlagerung bestimmt. Der Messtaster liefert an seiner Auswertungselektronik eine analoge Spannung, die von einem Analog-Digital-Wandler digitalisiert wird. Der Wandler kann die Messspannung so auflösen, dass jeder Schritt

einem Wert von 0.25 µm entspricht. Da die Genauigkeit des Wandlers mit +/- 1 Digit angegeben wird, liegt die theoretische Genauigkeit bei +/- 0.25 µm [Stoll, 1991]. Dieser Fehlerwert liegt um zwei Zehnerpotenzen unter der bei Gussobjekten angestrebten Passung von 50 µm [Dreyer-Jörgensen 1958].
Fehler, die sich aus der Lagerung des Prüfkörpers ergeben, sind deutlich größer und weisen eine höhere Variabilität und eine geringere Konstanz auf. Um diese zu bestimmen, wurde der Originalprüfkörper in der Apparatur vermessen, nachdem auf den Originalprüfkörper justiert wurde.
Die beweglichen Teile der Apparatur wurden vor Versuchsbeginn sorgfältig justiert und auf Gleichlauf, sowie axiale Vorschubbewegung kontrolliert. Es erfolgte dann eine Vorserie zur Kontrolle der Messgenauigkeit. Hierzu wurde der Originalprüfkörper 10x vermessen. Es ergab sich ein mittleres MR von +0.2 µm (Mittelwert) bei einem Konfidenzintervall von 0.4 µm (siehe Tab. 5.1).
Stoll (1991) ermittelte für die vorliegende Versuchsanordnung einen Messfehler von 0.99 µm als Konfidenzintervall über alle Ebenen des Prüfkörpers.
Die beobachtete Verbesserung des Messfehlers wurde in der vorliegenden Studie dadurch erreicht, dass nach der Justierung die Messung auf die mittleren 15 Ebenen begrenzt wurde, da hier die beste Bewegungslinearität der Vorschubeinheit bestimmt werden konnte.
Da anhand von Literaturangaben nach Abformung und Modellherstellung ein Effekt von ca. 6 µm zu erwarten war (0.2 % Dimensionsänderung bei einem Radius des Prüfkörpers von 3000 µm) ist die ermittelte Messgenauigkeit der Apparatur ausreichend um diesen Effekt festzustellen. Während der Versuchsreihen wurde die Genauigkeit der Apparatur fortlaufend kontrolliert, indem pro Tag mindestens einmal der Originalprüfkörper vermessen wurde. Es zeigte sich, dass der gemessene mittlere MR-Wert sich während der Hauptversuche auf einen Wert von -1.16 µm (Mittelwert) und eine Streuung (Standardabweichung) von 1.5 µm verschlechterte, was wohl durch mechanische Dejustierung im nichtklimatisierten Labor erklärt werden kann. Die verbleibende Messgenauigkeit ist trotzdem noch ausreichend.
Da die Versuchsdurchführung nicht einfach ist, wurde der Operator durch Vorversuche eingearbeitet und vom Versuchsleiter kontrolliert. Der zu erwartende Übungseffekt wurde auf die Versuchsgruppen verteilt. Hierzu wurde an jedem Versuchstag per Zufall das zu messende Material bestimmt (Würfel). Für dieses Material werden Prüfkörper in allen Gruppen, sowie die beschriebene Kontrollmessung des Originalkörpers erstellt.

6.2. Ergebnisse

Mit dem Parameter MR werden Dimensionsveränderungen im Sinne einer Volumenexpansion bzw. -kontraktion der Stumpfform des Originalzylinders beschrieben. Es ist nicht zu ermitteln, welchen Einfluss hier das Abformmaterial und welchen Einfluss das Modellmaterial hat. Da alle Modelle aus dem gleichen Modellmaterial unter gleichen

Bedingungen hergestellt werden, ist der Einfluss des Modellmaterials zu vernachlässigen. Zunächst sollen die Materialien ohne Desinfektion untereinander und mit dem Original verglichen werden. Diese Untersuchung lässt eine Aussage über die Genauigkeit des Abformmaterials zu. Der Vergleich, der an Luft gelagerten Gruppen mit denen im Wasser und Desinfektionslösung gelagerten Abformungen verdeutlicht das Verhalten der einzelnen Materialien unter dem Einfluss einer Flüssigkeit bzw. Desinfektionslösung.

6.2.1. Dimensionsveränderung abhängig vom Material

Das Kontrollmaterial Dimension® ist ein additionsvernetzendes Polyvinylsiloxan, dessen Abbindereaktion durch einen Platinkatalysator gestartet wird [Reusch & Weber, 1999]. Die polyadditions- und lagerungsbedingte Schrumpfung des Materials wird mit einem Wert von unter 0.05 %lin. angegeben [Wöstmann, 1999]. Nach DIN 13913 werden lineare Dimensionsänderungen für elastomere Abformwerkstoffe im Bereich von
0 - 0.4 % toleriert. Gemessene Dimensionsänderungen aus der Literatur belaufen sich zwischen 0.05 und 0.3 %lin. [Peroz & Börsch, 1998; Borneff & Pichl, 1989]. Eine Schrumpfung des Materials führt zu vergrößerten Gipsstümpfen.
Die Polyether weisen wie die A-Silikone eine Abbindekontraktion auf, die sich im Bereich von 0.05-0.4 %lin. bewegt [Peroz & Börsch, 1998; Borneff & Pichl, 1989; Bader & Setz, 1991]. Nach 18-stündiger Lagerung an Luft verlieren Polyetherabformungen etwa 0.4 % Masse [Lepe et al., 1995]. Dies deutet auf den Verlust eines flüchtigen Bestandteils hin. Dieser Effekt liegt bei A-Silikonen um ca. eine Zehnerpotenz niedriger. Nach einer Stunde zeigen die Ergebnisse von Lepe einen Massenverlust von 0.04-0.06 % an.
In der vorliegenden Studie wurden in der unbehandelten Gruppe („Luft-60 min“) mittlere Radiusänderungen (MR-Werte, Median) zwischen –0.04 µm und 2.36 µm gemessen, das entspricht einer linearen Dimensionsänderung von -0.001 bis 0.079 %. Diese Werte liegen im erwarteten Bereich.
In der Varianzanalyse konnte zwischen dem A-Silikon und Impregum® Penta Soft ein signifikanter Unterschied ($p = 0.041$) gefunden werden. Die Polyether-Materialien bilden eine homogene Gruppe, d.h. sie unterscheiden sich untereinander nicht signifikant (Tab. 5.6).
Beim Parameter MSZ zeigt die Varianzanalyse, dass sich die Materialien Duosoft® H Soft und Dimension® als Gruppe von den übrigen Materialien signifikant unterscheiden. Sie produzieren über alle Versuchsgruppen gesehen größere Formveränderungen (Tab. 5.5). Die festgestellten Formveränderungen sind nur leicht und schwanken im Mittel zwischen 5-7 µm.
Die Versuchsanordnung macht Aussagen über die Dimensionstreue der Materialien, nicht über die Oberflächengenauigkeit.

Material	Ohne Desinf.	10 min. Impresept®	60 min. Impresept®
Dimension®	-0.001 %lin.	0.134 %lin.	0.061 %lin.
Impregum® Penta	0.026 %lin.	0.128 %lin.	0.028 %lin.
Impregum® Penta Soft	0.013 %lin.	0.168 %lin.	0.268 %lin.
Duosoft® L	-0.002 %lin.	0.155 %lin.	0.051 %lin.
Duosoft® H	0.079 %lin.	-0.043 %lin.	0.197 %lin.

Tab. 6.1: Medianwerte von MR der einzelnen Materialgruppen, umgerechnet in eine prozentuale lineare Dimensionsänderung (bezogen auf den Modellstumpfdurchmesser).

6.2.2. Dimensionsveränderung nach Desinfektion

Impresept® ist eine gebrauchsfertige Lösung für die Tauchdesinfektion von Alginaten und elastomeren Abformmaterialien wie sie in der zahnärztlichen Praxis benutzt wird. Das breite Wirkungsspektrum tötet nahe zu alle Bakterien, Viren und Pilze ab [Borneff & Pichel 1989]. Die Tauchdesinfektion gewährleistet bei minimalem Materi-al-, Instrumental- und Personaleinsatz und geringer Fehlerquelle ein gute Desinfektion [Pichel, 1989]. Abformmaterial und Desinfektionslösung wurden schon von Seiten des Herstellers ideal aufeinander abgestimmt.

Bei den behandelten Abformungen zeigte sich eine stärkere Schrumpfung des Abformmaterials, die zu vergrößerten Prüfkörperradien führte. In der Varianzanalyse wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Tauchmitteln festgestellt. Bei Betrachtung der Tauchzeiten ist ein signifikanter Unterschied im Parameter MR zwischen der unbehandelten Gruppe und den behandelten Gruppen festzustellen. Für den Parameter MSZ konnte zwischen der Gruppe mit 60 min Tauchzeit und den beiden übrigen Gruppen eine signifikant größere Formverzerrung festgestellt werden. Dies zeigt, dass sich die Dimension bereits nach einer 10-minütigen Desinfektionszeit messbar ändert. Nach sechsfacher Überschreitung der vorgeschriebenen Tauchzeit (Gruppe 60 min) kommt es entweder zu einer Quellung, die die Auswirkungen der initialen Schrumpfung korrigiert oder zu einer fortgesetzten Schrumpfung. Zusätzlich kann eine Verzerrung der Ursprungsform beobachtet werden. Die Dimensionsänderung um ca. 2.5 µm (entspr. etwa einer Schrumpfung von 0.08 %lin.) liegt deutlich im Rahmen der Normgrenzen (Tab. 5.8). Desgleichen ist die gemessene Formveränderung (mit einer Änderung von +/- 5.5 µm auf +/- 7.2 µm) sehr gering Tab. 5.9). Alle Ergebnisse liegen innerhalb der Norm DIN 13913 und sind somit als unbedenklich einzuschätzen.

Die Ergebnisse spiegeln die in der Literatur vertretene Meinung wieder, dass man Silikonmaterialien und Polyether ohne Probleme zu desinfizieren sind [Borneff & Pichl, 1989; Herrera & Merchant, 1986]. Der Effekt der Schrumpfung durch Abgabe von

Kondensationsprodukten ist dem Effekt der Quellung durch Flüssigkeitsaufnahme gegenüberzustellen [Peroz, 1988]. Nach 4h zeigen Polyether eine höhere Feuchtigkeitsaufnahme von ca. 0.3 % im Vergleich von ca. 0.1 % bei A-Silikonen [Lepe et al., 1995]. Der Effekt ist bei den in dieser Studie untersuchten Einlegezeiten gering. Nach 10 Minuten zeigen die Ergebnisse von Lepe eine Flüssigkeitsaufnahme von 0.01-0.02 %. Bei maschinengemischten Materialien wurden niedrigere Flüssigkeitsaufnahmen festgestellt [Lepe et al., 1998]. Es ist daher zu erwarten, dass sich negative Effekte durch Flüssigkeitsaufnahme, sei es Wasser oder Desinfektionsmittel erst nach einer extrem überzogenen Einlegezeit feststellen lassen. Solche wurden für eine Einlegezeit von 8h [Stoll, 1991] und 16h [Lepe & Johnson, 1997] festgestellt. Die in der vorliegenden Arbeit gefundenen Effekte sind minimal und für die praktische Anwendung von geringer Bedeutung.
Für Impregum® Penta konnte nach 10 Minuten Einlegezeit kein Unterschied zwischen Wasser und Impresept® festgestellt werden. Bei Zeitüberschreitung (60 Minuten) trat im Vergleich zu Wasser ein leichter Quelleffekt in der Impreseptgruppe auf. Bei der Messgröße MSZ zeigt sich ein Anstieg bei den hohen Einlegezeiten, welcher auf eine nichtlineare Quellung hinweist.
Das Material Impregum® Penta Soft zeigt keine Effekte durch das Einlegen in Wasser oder Impresept® für den Parameter MR. Bei Überschreitung der Desinfektion mit Impresept® (60 Minuten) zeigt sich eine deutlich stärkere Quellung, sowie eine stärkere Formverzerrung im Parameter MSZ, die nicht signifikant ist .
Beim A-Silikon Dimension® konnte ohne Behandlung und bei Einlegen in Wasser eine gute Volumenkonstanz festgestellt werden. Durch Anwendung von Impresept® ergab sich eine leichte Schrumpfung, die bei längerer Anwendung durch Quelleffekte reduziert wurde.
Das Material Duosoft® zeigte ohne Behandlung gute Ergebnisse. Die Anwendung von Impresept® ergab bei normaler Einliegezeit für Duosoft® L eine Schrumpfungstendenz, die durch Quellung bei längerer Einliegezeit ausgeglichen wird. Bei dem Material Duosoft® H zeigt sich ein gegenläufiger Effekt. Beide Tendenzen sind nicht signifikant.

6.3. Klinische Bedeutung

Die in der vorliegenden Studie gemessenen sowie in der Literatur angegebenen Dimensionsänderungen sind für die klinische Anwendung ohne Relevanz [Langenwalter et al., 1990]. Es kann davon ausgegangen werden, dass bei Einhaltung der vorgeschriebenen Einliegezeit durch Desinfektion keine Nachteile für die Dimension der Abformung entstehen. Auch mehrfache Überschreitungen der Desinfektionszeit, wie in der Praxis durchaus möglich, sind unbedenklich. Bei Zeitüberschreitung von mehreren Stunden könnten bei Polyethermaterialien eher Probleme auftreten als bei Silikonmaterialien. Überschreitungen von mehr als 8-16 Stunden sind auch im normalen Praxisbetrieb eher selten und können durch einfache organisatorische Maßnahmen vermieden werden.

7. Zusammenfassung

Problemstellung

Neben der individuellen Mundhygiene ist die Passung von festsitzendem Zahnersatz, die maßgeblich von der Qualität der Abformung abhängt, für die Tragedauer und somit für die individuelle und soziale Wirtschaftlichkeit ausschlaggebend. Festsitzender Zahnersatz wird weitgehend im indirekten Verfahren hergestellt. Die optimale Auswahl von Abformmaterial und -methode ist primäre Voraussetzung für ein möglichst form- und dimensionsneutrales Meistermodell der Patientensituation.
Zum Schutz von Behandler, zahnärztlichem Personal und Techniker ist nach der Unfallverhütungsvorschrift VGB103 eine Desinfektion von Abformungen geboten. In der Praxis haben sich hierzu Sprüh- und Tauchdesinfektionsverfahren bewährt. Abformmaterialien können ihre Dimension durch Flüssigkeitsaufnahme oder Abgabe von flüchtigen Bestandteilen verändern. Während hydrophobe Abformmaterialien unbedenklich desinfiziert werden können, reagieren hydrophile Materialien wie Polyether empfindlicher. Handelsübliche Desinfektionsmittel garantieren eine ausreichende Desinfektion einer Abformung nach 10 Minuten. Studien belegen, dass Polyethermaterialien bei längerer Tauchdesinfektion ihre Dimension verändern. Um den klinischen Anforderungen besser zu entsprechen, wurden die klassischen Polyethermaterialien chemisch und physikalisch weiterentwickelt. Es muss daher geprüft werden, inwieweit diese Veränderungen einen Einfluss auf die Quellbereitschaft und somit auf die unter Praxisbedingungen angewendete Desinfektion haben.

Zielsetzung

In Abhängigkeit von Material, Expositionsmedium und Expositionszeit sollen die auftretenden Dimensionsveränderungen untersucht und statistisch bewertet werden. Hierzu wurden als Arbeithypothese formuliert:

> **Die Dimensionsstabilität ist von den Faktoren Abformmaterial, Expositionsmedium und Expositionszeit unabhängig**

Diese Hypothesen sind auf einem Signifikanzniveau von $p = 0.05$ mit geeigneten statistischen Verfahren zu überprüfen.

Material und Methode

Ein geschliffener, zylinderförmiger Prüfkörper wurde in ein Oberkiefermodell an Stelle von Zahn 16 eingebaut. Eine Vorrichtung gewährt das axiale Absenken des mit der Abformmasse beschickten konfektionierten Abformlöffels. Geprüft werden ein handelsübliches Polyether (Impregum® Penta), ein modifizierter Polyether (Impregum® Penta Soft) und zwei experimentelle Polyether-Materialien (Duosoft® L und Duosoft® H) verwendet. Als Kontrollmaterial wurde ein hydrophiles, additionsvernetzendes

Polyvinylsloxan (Dimension®) benutzt. Alle Abformmaterialien werden unter Herstellerangaben maschinell angemischt und 10 min. in situ belassen. Die entnommenen Abformungen werden nach dem Versuchdesign behandelt. Als Expositionsmedium dienten Wasser und das gebrauchsfertiges Desinfektionsmittel Impresept® für jeweils 10 und 60 Minuten. Eine Kontrollgruppe wurde keinem Expositionsmedium ausgesetzt d.h. 60 Minuten an Luft gelagert. In jeder Gruppe wurden n = 10 Prüfkörper angefertigt.
Alle Abformungen wurden nach 60 Minuten mit Superhartgips ausgegossen, so dass eine standardisierte Rückstellzeit sichergestellt werden konnte. Nach 24 h wurden die Prüfkörper entformt und mit einer 3D-Koordintenmessmaschine von einem induktivem Wegaufnehmer vermessen. Die Apparatur hat eine theoretische Auflösung von 0.25 µm. In insgesamt 15 Ebenen werden jeweils 400 Messwerte aufgenommen. Um Einspannfehler auszugleichen werden in jeder Ebene die Messwerte durch Koordinatentransformation zentriert. Es wurden die mittlere Radiusabweichung (MR) und die Standardabweichung (MSZ) gemessen und im Vergleich zum Originalkörper berechnet. Die Daten wurden in das Statistikprogramm SPSS 10.0.4 überführt.

Ergebnisse

Zur statistischen Auswertung wurde die dreifaktorielle Varianzanalyse gewählt, um die Parameter MR und MSZ unter dem gleichzeitigen Einfluss von Material, Tauchmittel und Tauchzeit zu analysieren. Hier wurden signifikante ($p<0.05$) Unterschiede auf dem Materialfaktor für beide Parameter festgestellt. Die Nullhypothese ist folglich für den Materialfaktor zu verwerfen. Für den Faktor Expositionsmedium wurden für beide Parameter keine signifikanten Unterschiede festgestellt, die Nullhypothese ist folglich anzunehmen. Für den Faktor Expositionszeit wurden bei beiden Parametern höchstsignifikante ($p<0.001$) Unterschiede festgestellt. Nullhypothese ist folglich für den Faktor Expositionszeit zu verwerfen.
Die festgestellten Dimensionsabweichungen liegen zwischen 0.05 % und 0.13 %lin. für die zusammengefassten Materialgruppen aus der Varianzanalyse.

Diskussion

Elastomere Abformmaterialien schrumpfen bei ihrem Abbindevorgang. Dies führt vergrößerten Modellstümpfen. Die in der vorliegenden Studie gemessenen sowie in der Literatur angegebenen Dimensionsänderungen liegen innerhalb der Toleranzgrenzen der Norm DIN 13913 und haben daher für die klinische Anwendung keine Relevanz. Es kann davon ausgegangen werden, dass bei Einhaltung der vorgeschriebenen Einliegezeit eine Desinfektion keine Nachteile für die Dimension der Abformung entstehen. Auch mehrfache Überschreitungen der Desinfektionszeit, wie in der Praxis durchaus möglich, sind unbedenklich. Bei Zeitüberschreitung von mehreren Stunden könnten bei Polyethermaterialien eher Probleme auftreten als bei Silikonmaterialien. Überschreitungen von mehr als 8-16 Stunden sind auch im normalen Praxisbetrieb eher selten und können durch einfache organisatorische Maßnahmen vermieden werden.

7.1. Zusammenfassung für die Marburger Bibliographie

Dimensionsänderungen von Abformmassen auf Polyetherbasis nach Desinfektion

Stoll, S.

Polyether sind auf Grund ihrer Materialeigenschaften als Abformmaterialien bestens geeignet. Ziel der Studie war es, das weiterentwickelte Polyether-Material Impregum® Penta Soft auf seine Desinfektionsfähigkeit hin zu prüfen.
Ein zylindrischer Prüfkörper wird mit einem herkömmlichen Polyether (Impregum® Penta), dem modifizierten Polyether (Impregum® Penta Soft), zwei experimentelle Polyether (Duosoft® Penta L/Duosoft® Penta H) und einem Polyvinylsiloxan (Dimension®) abgeformt und je nach Gruppe 60 Minuten an Luft, 10 Minuten in Wasser und 50 Minuten an Luft, 60 Minuten in Wasser, 10 Minuten in Desinfektionslösung und 50 Minuten an Luft oder 60 Minuten in Desinfektionslösung gelagert. Der aus Superhartgips angefertigte Prüfkörper wird in einer 3-D Koordinatenmessmaschine vermessen. Die gewonnenen Daten werden mit einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse auf Dimensionsunterschiede untersucht.
Bedingt durch die Abbindereaktion schrumpfen Abformungen aus Polyvinylsiloxan um etwa 0.05 %, die Materialien auf Polyetherbasis zwischen 0.07 - 0.13 %lin. Dies führt zu größeren Modellkörpern. Nach DIN 13913 werden lineare Dimensionsänderungen für elastomere Abformmaterialien im Bereich von 0-0.4 % toleriert. Alle untersuchten Gruppen liegen unterhalb dieses Wertes. Alle Materialien können im Rahmen der Herstellerangaben mit Impresept® desinfiziert werden. Effekte durch Flüssigkeitsaufnahme zeigen sich zwar bereits nach kurzer Einwirkzeit, sind klinisch ohne Bedeutung. Erst bei extrem überzogenen Einlegezeiten von mehreren Stunden besteht hier die Gefahr von klinisch relevanten Dimensionsänderungen.

7.2. Abstract (deutsch)

Dimensionsänderungen von Abformmassen auf Polyetherbasis nach Desinfektion

Stoll, S.

Ziel der Studie war es, das chemisch und physikalisch weiterentwickelte Polyether-Abformmaterial Impregum® Penta Soft auf seine Desinfizierbarkeit zu untersuchen und mit anderen Polyether-Materialien und einem A-Silikon als Kontrollgruppe zu vergleichen.
Ein definierter zylindrischer Prüfkörper wird mit den verschiedenen Materialien abgeformt. Die Abformungen werden in Versuchsgruppen mit einer Desinfektion für 10 min. und 60 min. aufgeteilt. Eine Kontrollgruppe wird ohne Desinfektion verarbeitet. Zusätzlich werden alle Gruppen mit Wasser als Einlagemedium wiederholt. Die aus Superhartgips hergestellten Modellprüfkörper, pro Gruppe n = 10, werden in einer 3D-Koordinatenmessmaschine vermessen. Bestimmt werden die mittlere Größenveränderung MR und die Formveränderung MSZ.
Alle Daten werden einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse unterzogen. Hier wurden signifikante ($p<0.05$) Unterschiede auf dem Materialfaktor für beide Parameter festgestellt. Für den Faktor Expositionsmedium wurden für beide Parameter keine signifikanten Unterschiede gefunden. Für den Faktor Expositionszeit wurden bei beiden Parametern höchstsignifikante ($p<0.001$) Unterschiede festgestellt.
Die festgestellten Dimensionsabweichungen liegen zwischen 0.05 %lin. und 0.13 %lin. für die zusammengefassten Materialgruppen aus der Varianzanalyse. Sie liegen damit innerhalb der Toleranzgrenzen der Norm DIN 13913 und haben daher für die klinische Anwendung keine Relevanz. Es kann davon ausgegangen werden, dass bei Einhaltung der vorgeschriebenen Einliegezeit eine Desinfektion keine Nachteile für die Dimension der Abformung entstehen.

7.3. Abstract (englisch)

Dimensional changes of polyether impressions following immersion disinfection.

Stoll, S.

The aim of this investigation was to assess dimensional changes of impressions made of a newly developed polyether material following immersion disinfection.
A cylindrical specimen was impressed using a monophase impression made of Impregum® Penta Soft, Impregum® Penta, two experimental polyether materials and an A-silicone. The impressions were immersed for 10 and 60 minutes in water and Impresept®, a control group without immersion was added.
Cylindrical die models made of stone were measured by means of a computer controlled three-dimensional scanning device to asses the changes in dimension and form compared to the original. Results were analysed using M-ANOVA using a significance level of $p = 0.05$.
Significant ($p<0.05$) differences were found on the material factor. No significant differences were found on the impression medium. Differences in time of the immersion were found to be highly significant ($p<0.001$). The dimensional changes found in the material groups range from 0.05 %lin. to 0.13 %lin. and keep inside the specifications of DIN 13913. Thus, they are of no relevance to clinical procedures. It can be concluded, that polyether impressions made of the classical Impregum® and the newly developed material generation may be disinfected without clinically relevant dimensional changes provided that the proposed immersion time is not exceeded.

8. Materialliste

1	A/D - Wandler	Fa. Kolter - Elektronik, Erfstadt
2	Computer AT386	Fa. Creusen, Düsseldorf
3	Digitalwaage	Soehnle-Waagen GmbH, Murrhardt
4	Dimension	Fa. Espe, Seefeld
5	Dispensette - Variabel	Rudolf Brand GmbH, Wertheim
6	Drehmotor	Fa. Isert - Elektronik, Eiterfeld
7	Duosoft Penta H	Fa. Espe, Seefeld
8	Duosoft Penta L	Fa. Espe, Seefeld
9	Elastomeren Spritze	Fa. Espe, Seefeld
10	Fuji-Rock	GC Internat.Corp., Hofheim
11	Impregum Penta	Fa. Espe, Seefeld
12	Impregum Penta Soft	Fa. Espe, Seefeld
13	Impresept	Fa. Espe, Seefeld
14	Impresept Tauchwanne	Fa. Espe, Seefeld
15	Messaufbau	Spezialanfertigung Fa. KaVo, Leutkirch
16	Pentamix 2	Fa. Espe, Seefeld
17	RimLock - Abformlöffel	Fa. De Trey, Konstanz
18	Schrittmotorelektronik	Fa. Isert - Elektronik, Eiterfeld
19	Steuerungssoftware	Dr. R. Stoll, Marburg
20	TTL-I/O Karte	Fa. Kolter - Elektronik, Erfstadt
21	Vakuum- Anmischgerät	Fa. Degussa, Hanau
22	Vorschubeinheit	Fa. Isert - Elektronik, Eiterfeld
23	Zylinderstifte DIN 7	Fa. Hummer u. Rieß, Nürnberg

9. Literatur

1 Aiach, D., Malone, F.P., Sandrik, J.
Dimensional accuracy or epoxy resin and their compatibility with impression materials.
J Prosthet Dent 52, 500-504 (1984).

2 American Dental Association
Revised American Dental Association Specification No.19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials.
J Am Dent Ass 94, 733-741 (1977).

3 Amorrortu, F.J., Brown, D.
The relative dimensional stability of addition-cured silicone and other elastomeric impression materials.
J Dent Res 58, 1272/206 (1979).

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

5 Bailey, J.H., Donovan, T.E., Preston, J.D.
The dimensional accuracy of improved dental stone, silverplated and epoxy resin die materials.
J Prosthet Dent 59, 307-310 (1988).

6 Baumann, G.
Werkstoffkundliche Aspekte der Desinfektion zahnärztlicher Abformmaterialien.
Med Diss, Münster, 1986.

7 Berger, J., Marxkors, R., Meiners, H.
Abformgenauigkeit bei ringlosen Abdrücken.
Dtsch Zähnärztl Z 28, 1051-1054 (1973).

8 Bergler, R., Borneff, M.
Barrieren bei der Durchsetzung von Hygieneanforderungen in der Zahnarztpraxis.
Zbl Bakt Hyg B 183, 153-178 (1986).

9 Bergmann, H., Körber, E.
Untersuchungen über neue Abdruckmaterialien für Kronen und Brücken.
Dtsch Zahnärztl Z 21, 944-948 (1966).

10 Bergman, M., Olsson, S., Bergman, B.
Elastomeric impression materials, dimensional stability and surface detail sharpness following treatment with disinfection solution.
Swed Dent J 4, 161-167 (1980).

11 Bergman, B., Bergman, M., Olsson, S.
Alginat impression materials, dimensional stability and surface detail sharpness following treatment with disinfection solution.
Swed Dent J 9, 255-262 (1985).

12 Bergman B.
Desinfection of prosthodontic impression material: a literature review.
Int J Prosthodont 2, 537-542 (1989).

13 Biffar, R., Bitschnau, U.
Dimensionsverhalten von Alginatabformungen nach Tauchdesinfektion mit Impresept®.
Zahnärztl Welt 100, 864-867 (1991).

14 Biffar, R., Sassen, H.
Einfluss der Präparationsform auf die Abdruckgenauigkeit.
Dtsch Zahnärztl Z 38, 158-162 (1983).

15 Blien, W.
Untersuchung eines neuen, reversiblen Hydrokolloids auf seine Abformgenauigkeit in Abhängigkeit von Aufbewahrungsmilieu und Lagerungszeit.
Med Diss, Marburg, 1989.

16 Bloem, T.J., Czerniawski, B., Luke, J., Lang B.R.
Determination of the accuracy of three die systems.
J Prosth Dent 65, 758-762 (1991).

17 Böker, H.A.
Versuchanordnung zur Überprüfung der Genauigkeit von Abdrücken mit Hilfe von Gipsmodellen.
Med Diss, Göttingen, 1980.

18 Bößmann, K., Franz. G.
Desinfektion von Silikonabdrücken, Untersuchung der Formstabilität und der Verträglichkeit gegen Gips.
Dtsch Zahnärztl Z 38, 742-748 (1983).

19 Bößmann, K., Heinenberg, J.
Zahnärztliche Hygiene - Pflicht aus Gesetz und Verantwortung.
Quintessenz Verlag, Berlin, 1985.

20 Bößmann, K., Heinenberg, J.
Kompendium der zahnärztlichen Hygiene.
Quintessenz Verlag, Berlin, 1990.

21 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).

22 Borchers, L., Limmroth, E., Jung, T.
Der Einfluß oberflächenaktiver und desinfizierter Substanzen auf Silikon- und Gipsmodelle.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 541-544 (1992).

23 Borneff, M., Behneke, N., Hartmetz, G., Siebert, G.
Praxisnahe Untersuchung zur Desinfektion von Abformmaterialien auf der Basis eines standardisierten Modellversuches.
Dtsch Zahnärztl Z 38, 234-237 (1983).

24 Borneff, M., Fuhr, K., Behneke, N.
Probleme bei der Desinfektion dentaler Abformmaterialien.
Zbl Bakt Hyg B 187, 365-381 (1989).

25 Borneff, M., Pichl, R.
Desinfektion in der zahnärztlichen Praxis.
Zahnärztl Welt 98, 358-361 (1989).

26 Bortz, J.
Statistik für Sozialwissenschaftler.
Springer Verlag, Berlin, 1999.

27 Braden, M., Causton, B., Clarke, R.L.
A polyether impression rubber.
J Dent Res 51, 889-896 (1972).

28 Breeding, L.C., Dixon, D.L.
Accuracy of cast generated from dual-arch impression.
J Prosthet Dent 84, 403-407 (2000).

29 Breustedt, A., Lenz, E.
Stomatologische Werkstoffkunde.
Johann Ambrosius Barth Verlag, Leipzig, 1978.

30 Caesar, H.-H.
Versuchsreihe über Abdruck- und Modellmaterialien.
Dental-Labor 7, 24-26 (1971).

31 Campbell, S.D., Riley, E.J., Sozio, R.B.
Evaluation of a new epoxy resin die material.
J Prosthet Dent 54, 136-140 (1985).

32 Chew, C.L., Chee, W.W.L., Donovan, T.E.
The influence of temperature on the dimensional stability of
polyvinyl siloxane impression materials.
Int J Prosthodont 6, 528-532 (1993).

33 Chiu, H.R.
Dimensional accuracy and hardness of silverplated, improved dental stone and epoxy resin die materials.
J Dent Res 72, Abstr.No.912, (1993).

34 Cieplik,P.
Formanalyse zylindrischer Körper nach standardisierter Abformung mit kombinierten hydrokolloidalen Abdruckmaterialien.
Med Diss, Göttingen, 1987.

35 Ciesco, J.N., Malone, W.F.P., Sandrik, J.L., Mazur, B.
Comparison of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics.
J Prosthet Dent 45, 89-94 (1981).

36 Craig, R.G., Johnson, K.T.
Accuracy of models for indirect posterior restorations.
J Dent Res 70, Abstr.No. 1331, 432 (1991).

37 Crispin, B.J., Watson, J. F., Frawley, K.R.
Silverplated dies. Part II: Marginal accuracy of cast restorations.
J Prosthet Dent 51, 768-773 (1984).

38 DAHZ
Hygiene in der Zahnarztpraxis.
DFZ 7, 29-30 (1991).

39 Davis, B.A., Powers, J.M.
Effect of immersion disinfection on properties of impression materials.
J Prosthodont 3, 31-34 (1994).

40 Dermann, K.
Modellwerkstoffe. In: Eichner, K.
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 1.
Hüthig Verlag, Heidelberg, 1981.

41 Derrien, G.
Polyurethane für das Ausgießen von Abdrücken.
Quintessenz Zahntechnik 14, 1267-1273 (1988).

42 Dreyer Jorgensen, K.
Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren.
Dtsch Zahnärztl Z 13, 461-469 (1958).

43 Eames, W.B.
Elastomeric impression materials: effect of bulk on accuracy.
Schweiz Mschr Zahnheilk 90, 184-185 (1980).

44 Eames, W.B
Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials.
Schweiz Mschr Zahnheilk 90, 187-188 (1980).

45 Eames, W.B., Wallace, S.W., Suway, N.B., Rogers, L.B.
Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials.
J Prosthet Dent 42, 159-162 (1979).

46 Eichner, K.
Abdruck oder Abformung von präparierten Zähnen.
Dtsch Zahnärztl Z 27, 589-592 (1972).

47 Eichner, K.
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Bd.1
Grundlagen und Verarbeitung.
Hüttig Verlag, Heidelberg, 1981.

48 Einfeldt, H.
Passgenauigkeit gegossener Metallarbeiten.
Dtsch Zahnärztl Z 12, 1087-1091 (1969).

49 Eifinger, F., Stachniss, V.
Die Präzision von Modellstümpfen nach thermischer Behandlung von Impregum - Abdrücken im Versilberungsbad.
Zahnärztl Welt 83, 1029-1034 (1974).

50 Engelhardt, J.P.
Zahnersatz und zahnärztliche Abformung aus hygienischer Sicht.
Zbl. Bakt. Hyg. B. 183, 179-195 (1986).

51 Engelhardt, J.P.
Die Zahnarztpraxis - ein Gesundheitsrisiko.
Zahnärztl Welt 86, 673-679 (1977).

52 Engelhardt, J.P.
Untersuchung zur Frage hygienischer Maßnahmen in Rahmen der zahnärztlichen Tätigkeit.
Dtsch Zahnärztl Z 22, 1497-1504 (1974).

53 Engelhardt, J.P.
Bedeutung, Möglichkeit und Praktikabilität von Hygienemaßnahmen im zahnmedizinischen Laboratorium.
Dtsch Zahnärztl Z 35, 886-893 (1980).

54 Espe: Produktdossier Fa Espe.
Impregum Penta Soft.
Seefeld 2000.

55 Exner, M., Lietz, G.
Die neuen Desinfektionsmittel-Listen der DGHM und des BGH (Teil 1).
Zahnärztl Mitt 78, 2388-2398 (1988).

56 Exner, M., Lietz, G.
Die neuen Desinfektionsmittel-Listen der DGHM und des BGH (Teil 2).
Zahnärztl. Mitt 78, 2565-2569 (1988).

57 Fenske, C., Sadat Khonsari, M.R., Jüde, H.D.
Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen.
Dtsch Zahnärztl Z 56, 35-38 (2001).

58 Finger, W.
Der Wärmeausdehnungskoeffizient gummielastischer Abformmaterialien.
Dtsch Zahnärztl Z 28, 671-676 (1973).

59 Finger, W., Lockowandt, P.
Abform-und Modellmaterialien, eine funktionelle Einheit.
Dtsch Zahnärztl Z 27, 620-624 (1972).

60 Franz, G.
Möglichkeiten und Grenzen elastischer Abformmaterialien 1.
Zahnärztl Mitt 65, 24-29 (1975).

61 Franz, G.
Möglichkeiten und Grenzen elastischer Abformmaterialien 2.
Zahnärztl Mitt 65, 64-68 (1975).

62 Franz, G.
Untersuchungen zur Dimensionsverhalten der Hartgipse an linearen Proben und an Kiefermodellen.
Dtsch Zahnärztl Z 32, 945-948 (1977).

63 Franz, G., Ritze, H.
Prüfung der Verarbeitungs- und Abbindezeit bei elastischen Abformmassen.
Dtsch Zahnärztl Z 27, 189-196 (1972).

64 Franz, G., Went, A.
Untersuchungen zur galvanoplastischen Modellherstellung nach Elastomer- Abformung (II).
Quintessenz Zahntech 10, 73-77 (1979).

65 Franz, G.
Dentalgipse.
Carl Hanser Verlag, München, 1981.

66 Freesmeyer, W.B., Eisenmann, D., Birk, A., Lindemann, W.
Orientierende Untersuchung über die Brauchbarkeit eines vergleichsmakroskopischen Verfahrens zur Bestimmung der Formgenauigkeit von Abformmaterialien.
Dtsch Zahnärztl Z 38, 621-625 (1983).

67 Frösner, G.
Gutachten zur Hepatitis-B-Wirksamkeit von Mucalgin.
Max von Pettenkofer-Institut, München, 1990.

68 Fuchs, P., Kobes, L.
Untersuchungen zum Dimensionsverhalten silikonhaltiger elastischer Abformmassen.
Dtsch Zahnärztl Z 21, 218-223 (1967).

69 Gobbers, R.
Untersuchungen über die Dimensionsstabilität von Abformungen aus Polysulfid- und Polyätherabformmassen in Abhängigkeit von der Lagerungszeit nach der Abformung.
Med Diss, Marburg, 1985.

70 Grün, L.
Hygiene in der zahnärztlichen Praxis unter besonderer Berücksichtigung des mit Viren und Bakterien kontaminierten Zahnersatzes.
Dtsch Zahnärztl Z 35, 881-885 (1980).

71 Guggenheim, B., Grob, P., Hefti, A.
Verhalten des Zahnarztes und seiner Mitarbeiter gegenüber Patienten bei erhöhtem Infektionsrisiko.
Schweiz Mschr Zahnmed 95, 1163-1169 (1985).

72 Hadenfeldt, J.
Standardisierung eines Messverfahrens zur Dimensionsbestimmung
und Formanalyse von Modellstümpfen dargestellt am Beispiel Vocoloid.
Med Diss, Marburg, 1984.

73 Hampel, A.
Desinfektionsversuche an zahnärztlichen Abdruckmassen auf Alginat- und Silikon-Basis.
Med Diss, Bonn, 1963.

74 Herrera, S.P., Merchant, V.A.
Dimensional stability of dental impressions after immersion disinfection.
J Am Dent Ass 113, 419-422 (1986).

75 Herrmann, H.W.
Die Genauigkeit von Gipsmodellen bei verschiedenen Abform- und Verarbeitungsmethoden.
Dental-Labor 10, 1457-1460 (1977).

76 Hoederath, C.
Vergleichende Untersuchung über das Dimensionsverhalten von Doppelmischabformungen aus additiv und kondensativ vernetzenden Silikonmaterialien bei unterschiedlichen Lagerungszeiten vor der Modellherstellung.
Med Diss, Marburg, 1983.

77 Höft, H.
Werkstoffkunde-Atlas: Gips.
Quintessenz Zahntech 16, 77-90 (1990).

78 Hoffmann, B.
Die Auswirkungen der Desinfektion von Alginatabformungen auf die Oberflächeneigenschaft und Dimensionsverhalten der Gipsmodelle.
Med Diss, Mainz, 1996.

79 Hofmann, M., Ludwig, P.
Über das Dimensionsverhalten verschiedener Abdruckwerkstoffe in Hinblick auf ihre Eignung für das Korrekturabdruckverfahren.
Dtsch Zahnärztl Z 23, 6-19 (1968).

80 Ilg, V.K.
Modellerstellung für die indirekte Technik auf elektrolytischem Wege.
Zahnärztl Rdsch 46, 2006-2008 (1937).

81 Jeraphat, N., Panyawongkhanti, M.
Dimensional change of elastomeric impressions after disinfectant immersion.
J Dent Assoc Thai 41, 84-93 (1991).

82 Johansen, R.E., Stackhouse, J.A.Jr.
Dimensional changes of elastomers during cold sterilisation.
J Prosthet Dent 57, 233-236 (1987).

83 Johnson, G.H., Craig, R.G.
Accuracy of addition silicones as a function of technique.
J Prosthet Dent 55, 197-203 (1986).

84 Johnson, G.H., Chellis, K.D., Gordon, G.E.
Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion.
J Prosthet Dent 79, 446-453 (1998).

85 Johnson, G.H., Drennon, D.G., Powell, G.L.
Accuracy of elastomeric impressions disinfected by immersion.
J Am Dent Ass 116, 525-530 (1988).

86 Jüde, H.D., Kühl, W., Rossbach, A.
Einführung in die zahnärztliche Prothetik.
Dtsch Ärzteverlag, Köln, 1985.

87 Kern, M., Rathmer, R.M., Strub, J.R.
Three-dimensional investigation of the accuracy of impression materials after disinfection.
J Prosthet Dent 70, 449-456 (1993).

88 Körber, E., Lehmann, K.
Vergleichende Untersuchung von Abformmaterial bei Kronen und Brücken.
Dtsch Zahnärztl Z 24, 791-797 (1969).

89 Körber, E., Ludwig, K., Huber, K.
Werkstoffkundliche Untersuchung über mechanische Eigenschaften von Sprühmetall.
Dental Labor 27, 1015-1021 (1979).

90 Kugel, G., Perry, R.D., Ferrari, M., Lalicata, P.
Desinfection and communication practices: a survey of U.S dental laboratories.
J Am Dent Ass 131, 786-792 (2000).

91 Kulenkamp, D., Hausen, B.M., Schulz, K.-H.
Berufliche Kontaktallergie durch neuartige Abdruckmaterialien in der zahnärztlichen Praxis.
Zahnärztl Mitt 66, 968-969 (1976).

92 Lacy, A.M., Fukui, H., Bellmann, T., Jendresen, M.D.
Time-dependent accuracy of elastomer impression materials Part II.
J Prosthet Dent 45, 329-333 (1981).

93 Langenwalter, E.M., Aquilino, S.A., Turner, K.A.
The dimensional stability of elastomeric impression materials following disinfection.
J Prosthet Dent 63, 270-276 (1990).

94 Lehmann, K. M.
Abformung von Kronenstümpfen.
Zahnärztebl Baden-Würtenberg 1, 43-46 (1973).

95 Lehmann, K.M, Nagel, M.
Zum heutigen Stand der Abformmethodik Teil 1.
Zahnärztl Prax 26, 506-510 (1975).

96 Lehmann, K.M, Nagel, M.
Zum heutigen Stand der Abformmethodik Teil 2.
Zahnärztl Prax 26, 530-531 (1975)

97 Lehmann, K.M., Burgdorf, H.O.
Untersuchungen zu zweizeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Korrekturabdruck).
Zahnärztl Welt 87, 430-433 (1978).

98 Lehmann, K.M., Burgdorf, H.O.
Untersuchungen zu zweizeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Doppelmischabdruck).
Zahnärztl Welt 87, 434-436 (1978).

99 Lehmann, K.M., Gobbers, R., Hoederath, C., Hoederrath, J.K., Holper, G.
Die Genauigkeit von Modellstümpfen für Kronen und Brücken.
Dental-Labor 4, 415-417 (1984).

100 Lehmann, K.M., Himmer de Lede, B., Stoffel, S.
Dimensionsverhalten von Modellwerkstoffen für festsitzenden Zahnersatz.
Dental-Labor 37, 1255-1256 (1989).

101 Lehmann, K.M., Lange, G.
Vergleichende Untersuchung über Modellmaterialien für Kronen und Brücken.
Dtsch Zahnärztl Z 28, 819-823 (1973).

102 Lehmann, K.M., Lange, G.
Untersuchungen über Modellmaterialien für Kronen und Brücken.
Dental-Labor 24, 681-683 (1976).

103 Lehmer, P.
Dimensionsstabilität von zahnärztlichen Alginatabformungen bei der Desinfektion und Härte der Gipsausgüsse.
Med Diss, Berlin, 1986.

104 Lepe, X., Johnson, G.H., Berg, J.C.
Surface characteristics of polyether and addition silicone impression materials after long-term disinfection.
J Prosthet Dent 74,181-186 (1995).

105 Lepe, X., Johnson, G.H.
Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection.
J Prosthet Dent 78, 245-249 (1997).

106 Lepe, X., Johnson, G.H., Berg, J.C., Aw, T.C.
Effect of mixing technique on surface characteristics of impression materials.
J Prosthet Dent 79, 495-502 (1998).

107 Leung, R.L., Schonfeld, S.E.
Gypsum cast as a potential source of microbial cross-contamination.
J Prosthet Dent 54, 210-211 (1983).

108 Luebke, R.J., Scandrett, F.R., Kerber, P.E.
The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy.
J Prosthet Dent 41, 517-521 (1979).

109 Marcinak, C.F., Draughan, R.A.
Linear dimensional changes in addition silicone ompression materials.
J Prosthet Dent 47, 411-413 (1982).

110 Marinello, C.P., Boitel, N.
Detailwiedergabe elastomerer Abformmaterialien- eine rasterelektronenmikroskopische Analyse.
Schweiz Mschr Zahnheilkunde 95, 1051-1063 (1985).

111 Marxkors, R., Meiners, H.
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.
Carl Hanser Verlag, München, (1982).

112 Marxkors, R.
Abformung bezahnter Kiefer mit individuellem Löffel.
Zahnärztl Welt 87, 682-684 (1978).

113 McCabe, J.F., Arikawa, H.
Rheological properties of elastomeric impression materials before and during setting.
J Dent Res 77, 1874-1880, (1998).

114 Meiners, H.
Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien.
Carl Hauser Verlag, München, 1977.

115 Meiners, H.
Eigenschaft und Genauigkeit von elastomeren Abformmaterialien.
Zahnärztl Welt 87, 426-429 (1978).

116 Meiners, H.
Vergleich der verschiedenen Elastomertypen - Polyadditionssilikone.
Zahnärztl Welt 87, 590-591 (1978).

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

118 Meiners, H., Breitenbürger, G., Schäfer, B.
Der Einfluss von Desinfektionsmittel auf die Genauigkeit von Abformmaterialien.
Dtsch Zähnärztl Z 37, 273-275 (1982).

119 Meiners, H., Roring R.
Kompatibilität des Desinfektionsmittels Impresept mit Abformmassen.
Dental Labor 38, 1223-1224, (1990).

120 Merchant, V.A., Mc Night, M.K., Ciborowski, C.J., Molinari, J.A.
Preliminary investigation of a method for disinfection of dental imprerssion.
J Prosthet Dent 52, 877-879 (1984).

121 Merkatz, H.E., Klötzer, W.T.
Materialeigenschaften gebräuchlicher Gipsprodukte und deren Prüfung.
Dtsch Zahnärztl Z 30, 194-199 (1975).

122 Minagi, S., Yano, N., Yoshida, K., Tsuru, H.
Prevention of acquired immuno deficiency syndrome and Hepatitis B
II Disinfection method for hydrophilic impression materials.
J Prosthet Dent 58, 462-465 (1990).

123 Mincham,W., Thurgate, S.M., Lewis, A.J.
Measurement of Dimensional stability of elastomeric impression
materials by holographic interferometry.
Aus Dent J 26, 395-400 (1981).

124 Montagnier, L.
Gutachten: Untersuchung der in-vitro Inaktivierung des
Human Immunodeficiency Virus (HIV) durch die Impresept-Lösung.
Institut Pasteur, Paris, 1989.

125 Moser, J.B., Stone, D.G., Willoughby, G.M.
Properties and characteristics of a resin die material.
J Prosthet Dent 34, 297-304 (1975).

126 Oda, Y., Matsumoto, T., Sumii, T.
Evaluation of dimensional stability of elastomeric impression materials during disinfection.
Bull Tokyo Dent Coll 36, 1-7 (1995).

127 Pantke, A.
Quantitative profilometrische Oberflächenuntersuchung zur Wiedergabegenauigkeit von elastischen Abformmassen.
Dtsch Stomat 41, 237-239 (1991).

128 Peroz, I.
Abdruckdesinfektion - klinisch erprobt.
Zahnärztl Welt 100, 872-875 (1991).

129 Peroz, I.
Desinfektion von Abdrücken. Auswirkungen auf die Dimensionsstabilität und Härte der Gipsausgüsse.
Zahnärztl Welt 97, 1060-1062 (1988).

130 Peroz, I.
Dimensionsstabilität von Polyäther-, Polysulfid- und Silikonabformmassen sowie Härte der Gipsausgüsse nach Desinfektion.
Dtsch Zahnärztl Z 43, 1066-1071 (1988).

131 Peroz, I., Börsch, Ch.
Dimensionsgenauigkeit von monophasigen Abformmassen zur Fixationsabformung.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 740-744 (1998).

132 Pfannenstiel, H.
Vergleichende Untersuchungen von Abform-Materialien aus der Sicht des Dentallabors.
Dent Labor 6, 19-23 (1970).

133 Pichel, R.
Universelles Desinfektionsmittel: Impresept für die Tauchdesinfektion von Abformmassen.
Dental Magazin - Sonderdruck - (1989).

134 Pospiech, P., Wildenhain M.
Zur Frage der Anmischung von Polyetherabformstoffen - ein Vergleich zwischen Hand- und dynamischer Mischung.
Dental Spiegel 5/98.

135 Price, W.R., Eames, W.B., Wallace, S.W., Chai, L.
Dimensional accuracy and detail reproducibility of several die materials.
J Dent Res 55, Abstr.No 694, (1976).

136 Presswood, R.G., Choate, D., Choate, J.
Modification of stone dies for fabrication of porcelain jacket crowns.
J Prosthet Dent 41, 470-472 (1979).

137 Rehberg, H.J.
Der Kronenrand - Exakter Randschluss - was ist das?
Dtsch Zahnärztl Z 26, 696-699 (1971).

138 Rehberg, H.J.
Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformhilfsmittel.
Verlag Quintessenz, Berlin, 1978.

139 Rehberg, H.J., Schwickerath, H.
Der Stand unserer Kenntnisse über die elastomeren Abformmaterialien.
Dtsch Zahnärztl Z 29, 382-389 (1974).

140 Reusch, B., Weber, B.
Materialkunde - Präzisionsabformmaterialien.
In: ESPE (Hrsg.), Die Präzisionsabformung - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.
ESPE, 1999.

141 Ring, Malvin E.
Dentistry by Harry N. Abrams, Incorporated, New York 1985 ins Deutsche übersetzt 1997.
Könemann Verlagsgesellschaft mbH, Köln, 1997.

142 Rios, M.P., Morgano, S.M., Stein, R.S., Rose, L.
Effects of chemical disinfectant solutions on the stability and
accuracy of the dental impressioncomplex.
J Prosthet Dent 76, 356-362 (1996).

143 Sapelli, P.L., Brusotti, C., Fumagalli, G., Anderegg, C., Kimmel, K.
Additionsvernetzende Polysiloxane - eine neue Silikongeneration.
Quint zahnärztl Lit 28, 137-143 (1977).

144 Sawyer, H. F., Birtles, J.T., Neiman, R., Podshadley, A.G.
Accuracy of cast productes from seven rubber impression materials.
J Am Dent Ass 87, 126-130 (1973).

145 Sawyer, H.F., Dilts, W.E., Auberey, M.E., Neiman, R.
Accuracy of cast produced from the three classes of elastomer impression materials.
J Am Dent Ass 89, 644-648 (1974).

146 Schäffer, H.
Die Herstellung des galvanischen Silbermodells in der Inlay-, Krone- und Brückentechnik.
Quintessenz Zahntech 12, 1267-1279 (1986).

147 Schäffer, H., Dumfahrt, H.
Vergleichende Untersuchungen des Dimensionsverhaltens verschiedener neuer Modellmaterialien.
Z Stomatol 85, 99-106 (1988).

148 Scheiermann, N., Kuwert, E.K., Engelhardt J.P.
Zur Frage der Gefährdung von Zahnärzten und Zahnarztmitarbeitern durch das Hepatitis B- Virus.
Dtsch Zahnärztl Z 36, 614-618 (1981).

150 Schelb, E., Baracat, S.A., Almaguer, R.
Compatibility of a new epoxy resin with impression materials.
Am J Dent 3, 171-174 (1990).

151 Scholz, H.
Infektionsgefahren im Dentallabor. Hygiene und Desinfektion sind ratsam.
Dental-Labor 34, 1359-1366 (1986).

152 Schulz, H.H.
Hygiene im Dental-Labor.
Dental-Labor 25, 394-401 (1977).

153 Schulz, H.-H., Schwickerath, H.
Die Abformung in der Zahnheilkunde.
Dtsch Ärzteverlag, Köln, 1989.

154 Schwartz, H. B., Leupold, R. J., van Thompson, P.
Linear dimensional accuracy of epoxy resin and stone dies.
J Prosthet Dent 45, 621-625 (1981).

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

156 Schwickerath, H.
Werkstoffe in der Zahnheilkunde.
Quintessenz, Berlin, 1977.

157 Schwindling, R.
Das Messen von Dimensionsveränderungen an elastomeren Abformwerkstoffen.
Dtsch Zahnärztl Z 25, 710-716 (1970).

158 Schwindling, R., Hennig, M.
Über die Originaltreue galvanoplastisch hergestellter Arbeitsmodelle nach Silikonabdrücken.
Dent Labor 10, 19-21 (1971).

159 Schwindling, R.
Maßnahmen zur Vermeidung der Abbindekontraktion des Abformwerkstoffes Impregum.
Dtsch Zahnärztl Z 25, 899-902 (1970).

160 Seichter Wolf, A.
Experimentelle Untersuchung über das Abformverhalten
des additionsvernetzenden Silikons President.
Med Diss, Göttingen, 1983.

161 Setz, J., Heeg, P.
Abdruckdesinfektion.
Dtsch Zahnärztl Z 46, 186-188 (1991).

162 Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D.
Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik.
Quintessenz Verlag, Berlin, 1977.

163 Siebert, G., Borneff, M.
Desinfektion von Abformungen in der zahnärztlichen Praxis.
Zahnärztl Mitt 38, 471-474 (1983).

164 Siebert, G., Bretz, H.
Auswirkung verschiedener Desinfektionsmittel auf ein Alginat und zwei Silikonmaterialien und auf die daraus gewonnenen Gipsmodelle.
Zahnärztl Mitt 37, 276-280 (1982).

165 Stachniss, V.
Analyse der Formtreue und Oberflächengüte galvanisch platierter Modellstümpfe.
Med Diss, Bonn, 1974.

166 Stachniss, V.
Die Abformung mit Hydrokolloiden.
Zahnärztl Welt 87, 592-595 (1978).

167 Stahl, H.
Computergesteuerte Präzisionsmessungen unterschiedlicher zahnärztlicher Modellmaterialien hinsichtlich Dimensionsstabilität und Formtreue.
Med Diss, Marburg, 1995.

168 Stackhouse, H. J. A.
A Comparison of elastic impression materials.
J Prosthet Dent 34, 305-313 (1975).

169 Steinmann, J.
Gutachten : Hepatoviruzide Eigenschaften von Abformdesinfektionsmittel
Impresept im DNS-Polymerasetest.
Staatliches Hygiene-Institut, Bremen, 1989.

170 Stevens, L., Spratley, M.H.
Accuracy of stone, epoxy and silver plate-acrylic models.
Dent Mater 3, 52-55 (1987).

171 Stoffel, S.
Untersuchungen zum Dimensionsverhalten von Modellmaterialien für zahnärztliche Präzisionsmodelle zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz.
Med Diss, Marburg, 1993.

172 Stoll, R.
Entwicklung eines computergesteuerten Verfahrens zur dreidimensionalen Formfehleranalyse zylindrischer Prüfkörper.
Med Diss, Marburg, 1990.

173 Stoll, R., Segschneider, F., Stachniss, V., Jürgensen, R.
Zur Formhaltigkeit hydrophiler Abformmaterialien nach Behandlung mit einem Desinfektionsmittel.
Dtsch Zahnärztl Z 46, 718-721 (1991).

174 Stoll, R., Steinike, B., Stachniss, V.
Infektionsprophylaxe zwischen Praxis und Dentallabor.
Phillip Journal 13, 33-36 (1996).

175 Tan, E., Chai, J., Wozniak, W.T.
Working times of elastomeric impression materials according to dimensional stability and detail reproduction.
Int J Prosthodont 8, 541-547 (1995).

176 Tanabe, N., Stackhouse, J., Habu, H., Viswanadhan.
The effect of volume on die material properties.
J Dent Res 70, Abstr.No.2456, 573 (1991).

177 Viohl, J.
Bewertung der Werkstoffe für Stumpfabformungen.
Zahnärztl Mitt 70, 476-479 (1980)

178 Viohl, J.
Desinfektion von Abdrücken (Stellungnahme der DGZMK 3/93 Stand 12/92.
Dtsch Zahnärztl Z 48, 148-148 (1993).

179 Viohl, J., Lehmer, P.
Dimensionsstabilität von Alginatabformungen.
Dtsch Zahnärztl Z 43, 477-481 (1988).

180 Viohl, J., Palloks, D.
Lineares Dimensionsverhalten von Modellwerkstoffen.
Dtsch Zahnärztl Z 39, 770-774 (1984).

181 Weikart, P.
Werkstoffkunde für Zahnärzte.
Carl Hanser Verlag, München, 1966.

182 Weinert, W.
Abformung - Technik und Materialien.
Dentalforum 2, 1-5 (1994).

183 Weiß. T.
Ein neuer Weg zur routinemäßigen Desinfektion von Alginatabformungen.
Med Diss, Köln, 1984.

184 Welker, D.
Abdruck und/oder Modelldesinfektion.
Zahnärztl Welt 103, 164-168 (1994).

185 Wenzler, J.
Quellung der elastomeren Abformmaterialien unter besonderer Berücksichtigung galvanoplastischer Modellherstellung.
Med Diss, Köln, 1976.

186 Weuffen, W., Prickler, H.
Probleme der Desinfektion und Sterilisation in der Stomatologie.
Dtsch Stomat 20, 933-954 (1970).

187 Wichmann, M., Borchers, L., Limmroth, E.
Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere
mit Hilfe einer 3D-KoordinatenMessmaschine.
Dtsch Zahnärztl Z 45, 499-502 (1990).

188 Williams P.T., Jackson, D.G., Bergman, W.
An evaluation of the time-dependent dimensional stability
of eleven elastomeric impression materials.
J Prosthet Dent 52, 120-125 (1984).

189 Wirsching, F.
Über die Herstellung von Halbhydratgips aus Abfallgips in Salzlösungen.
Z Zement-Kalk-Gips 15, 439-441 (1962).

190 Wirz, J.
Die Bedeutung des "individuellen Löffels" bei der Abdrucknahme
mit elastomeren Abformstoffen.
Zahntechnik 36, 21-28 (1978).

191 Wirz, J.
Abformung in der zahnärztlichen Praxis.
Fischer Verlag, Stuttgart, 1993.

192 Wirz, J., Meyer, M.R., Schmidli, F.
Der Einfluss von Desinfektionsmitteln auf elastische Abformstoffe und Modellmaterialien (I).
Quintessenz 44, 1341-1346 (1993).

193 Wirz, J., Meyer, M.R., Schmidli, F.
Der Einfluss von Desinfektionsmitteln auf elastische Abformstoffe und Modellmaterialien (II).
Quintessenz 44, 1517-1527 (1993).

194 Wirz, J., Schmidli, F.
Individueller Abformlöffel - neue Herstellungsverfahren für individuelle Abformlöffel.
Schweizer Monatsschr Zahnmed 97, 1417-1422 (1987).

195 Wöstmann, B.
Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde.
Habilitationsschrift, Münster, 1992.

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

197 Wöstmann, B.
Abformmaterialien: gestern - heute - morgen.
Zahnarzt Wirtschaft Praxis 9,129-136 (1999).

198 Wolff, M.
Gutachten : Untersuchung zur virusinaktivierenden Wirksamkeit von
Impresept gegen Vacciniavirus Stamm Elstree.
Institut für Mokrobiologie und Virologie, Witten, 1989.

199 Yaman, P., Brandau, H.E.
Comparison of three epoxy die materials.
J Prosthet Dent 5, 328-331 (1986).

200 Yeh, C.L., Powers, J.M., Craig, R.G.
Properties of addition-type silikone impression materials.
J Am Dent Ass 101, 482-484 (1980).

201 Zöfel, P.
Univariante Varianzanalysen.
Fischer Verlag, Stuttgart, 1992.

Tabellarischer Lebenslauf

Name :	Silke Stoll geb.: Lommel
Geburtsdatum :	23.08.1962 in Gießen/Lahn
Vater:	Willi Lommel
Mutter:	Magdalena Lommel geb. Schäfer
Familienstand:	verheiratet mit Dr. Richard Stoll
Kinder:	Larissa Axinja
	Cornelius Maximillian
Konfession:	evangelisch
Schulausbildung	1968-1972 Grundschule in Reiskirchen.
	1972-1974 Förderstufe Gesamtschule Buseck
	1974-1980 Liebig-Gymnasium in Gießen
	11.12.1980 Erlangen der allg. Hochschulreife
Studium	WS 1981 Studium der Ökothrophologie an der Justus-Liebig Universität in Gießen
	SS 1981 Studiums der Zahnmedizin an der Philipps Universität Marburg
	16.12.1988 Staatexamen
	17.01.1989 Erteilung der Approbation
Tätigkeit	01.02.1989 - 28.02.1991 Ausbildungsassistentin in einer zahnärztlichen Praxis in Stadtallendorf
	01.03.1991 - 28.02.1992 angestellte Zahnärztin in derselben zahnärztlichen Praxis in Stadtallendorf
	01.03.1992 - 28.02.1995 wissenschaftl. Mitarbeiterin am med. Zentrum für ZMK der Philipps-Universität Marburg
	15.09.1995 Niederlassung in einer Gemeinschafts-praxis in Stadtallendorf

Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren Professoren und Dozenten an der Philipps-Universität Marburg:

Adler, Ammon, Aumüller, Austermann, Aziz, Babel, Baltzer, Bartsch, Bernhardt, Drenckhahn, Fischer, Flores-de-Jacoby, Fruhsdorfer, Gallwitz, Haberich, Hennis, Hering, Höhl, Kaiser, Karlson, Kern, Klenk, Klötzer, Koecke, Körbner, Kraft,v., Lauer, Lehmann, Lennartz, Ludwig, Massarat, Netter, Niemeyer, Radsak, Reuling, Richter, Rupec, Schmidt, Schmitz-Moormann, Siebert, Spröggel, Stachniss, Thomas, Unsicker, Wagner, Zafiropoulos, Zelder, Zimmermann

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben.

Insbesondere möchte ich mich herzlichst bedanken bei:
Herrn Prof. Dr. K.Pieper
für die Überlassung des Themas und die immerwährende Motivation diese Arbeit zu vollenden

Herrn Prof. Dr. V.Stachniss,
für die vielen wertvollen Anregungen und die Zeit im Doktorandenkolloquium

der Firma Espe insbesondere Herrn Dr. Reusch
für die freundliche Unterstützung des experimentellen Teils der Arbeit mit Materialien und Mitteln aus einen Teil eines Drittmittelprojektes

Herrn Dr. P.Zöfel
für die statistische Betreuung und den Rat in allen Fragen

Herrn Vogel und der feinmechanischen Werkstatt der
Universität Marburg (Physiologie)
für die Fertigung von Kleinmaterial und der Abformeinrichtung

und meinem Mann Herrn Dr. Richard Stoll
für seine Geduld, seine seelische und moralische Unterstützung und sein Engagement bei der Betreuung dieser Dissertation

Dank auch meinen Eltern, die mir diesen Weg unter eigenem Verzicht ermöglichten.