

**Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik
des Universitätsklinikums Halle (Saale)**

(Direktor: Prof. Dr. J.M. Setz)

Sektion Zahnärztliche Propädeutik

(Leiter: Prof. Dr. K.-E. Dette)

**Experimentelle Untersuchungen zu Abzugskräften
bei elastomeren Abformmaterialien**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Juliane Hertwig

geb. am 06. April 1984 in Köthen (Anhalt)

Gutachter:

1. Prof. Dr. med. dent. K. Böning (Dresden)

2. Prof. Dr. med. Dr. med. dent. R. Fuhrmann (Halle/Saale)

3. Prof. Dr. med. dent. J.M. Setz (Halle/Saale)

verteidigt am 08.05.2012

Referat

Dentale Abformmaterialien wurden in den letzten Jahren stetig weiterentwickelt. Im Mittelpunkt der Modifikation altbewährter Abformmaterialien standen sowohl der vereinfachte Umgang mit dem Material für den Zahnarzt und den Zahntechniker als auch der erhöhte Komfort für den Patienten. Daher entwickelten die Hersteller dentaler Abformmaterialien „soft“-Varianten mit dem Ziel der Verringerung der Abzugskraft durch Herabsetzen der Shore-A-Härte bei gleich guter Qualität. Eine weitere Neuerung war die Entwicklung sogenannter Vinylsiloxanether, die die positiven Eigenschaften von A-Silikon (geringe Abzugskraft) und Polyethern (hohe Detailtreue, Hydrophilie) in sich vereinen sollen.

Das Ziel der Untersuchung bestand in der Charakterisierung verschiedener dentaler Abformmaterialien hinsichtlich der Abzugskräfte „intraoral“ und vom Gipsmodell. Mit einem eigens für die experimentellen Arbeiten konstruierten Versuchsaufbau wurden die intraoralen Bedingungen simuliert. Ein anatomisches Unterkiefermodell mit Stümpfen und Unterwölbungen diente als Grundlage. Der Ablauf der Versuche wurde praxisnah gestaltet. Es erfolgte der Abzug vom Urmodell, nach Desinfektion der Abformungen wurden sie ausgegossen und vom Gipsmodell abgezogen. Die gewonnenen Gipsmodelle wurden subjektiv beurteilt und zur Kontrolle der Dimensionsstabilität vermessen.

Das A-Silikon Express 2 Penta Putty in Kombination mit Express 2 light (3M Espe AG, Seefeld) hat die höchste Shore-A-Härte, jedoch ist der Wert für die Abzugskraft vom Urmodell sehr gering. Im Gegensatz dazu weist das A-Silikon Symmetric Comfort mit Fitnis SH light (Kaniedenta GmbH & Co. KG, Herford) den höchsten Wert für die Abzugskraft bei einer eher geringen Shore-A-Härte auf. Die neuen Vinylpolyethersiloxane befinden sich sowohl hinsichtlich ihrer Shore-A-Härte als auch der gemessenen Abzugskräfte im mittleren Bereich. Die Werte für die Abzugskräfte zwischen den verschiedenen Abformmaterialien unterscheiden sich signifikant.

Es besteht kein Zusammenhang zwischen der Shore-A-Härte und der Abzugskraft. Alle untersuchten Abformmaterialien weisen eine hohe Dimensionsstabilität auf und sind für die Präzisionsabformung geeignet. Eine Korrelation zwischen der Abzugskraft und der linearen Streckenänderung konnte nicht festgestellt werden.

Hertwig, Juliane: Experimentelle Untersuchungen zu Abzugskräften bei elastomeren Abformmaterialien

Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 49 Seiten, 2011

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT.....	3
2.1	Abformmaterialien	3
2.1.1	Silikone	4
2.1.2	Polyether	5
2.1.3	Vinylsiloxanether.....	6
2.2	Härte als mechanische Werkstoffeigenschaft der Abformmaterialien	6
2.3	Abzugskräfte	7
2.3.1	Definition und Wirkung.....	7
2.3.2	Probleme aus der Sicht des Zahnarztes und des Zahntechnikers	8
2.4	Abformverfahren.....	8
2.4.1	Korrekturabformung	8
2.4.2	Doppelmischabformung.....	9
2.4.3	Sandwichabformung	9
2.4.4	Einphasenabformung	10
2.5	Abformlöffel.....	10
2.6	Desinfektion	11
2.7	Modellherstellung	11
3	ZIEL DER ARBEIT	13
4	MATERIAL UND METHODE	14
4.1	Urmodell.....	14
4.2	Geprüfte Abformmaterialien und Abformverfahren.....	17
4.3	Modellmaterial.....	20
4.4	Versuchsaufbau	20
4.5	Versuchsdurchführung	21
4.5.1	Festlegung der Versuchsbedingungen	21
4.5.2	Abformung vom Urmodell	22
4.5.3	Modellherstellung	23
4.5.4	Abzug vom Gipsmodell.....	24
4.6	Bestimmung der Dimensionsstabilität	24
4.7	Auswertung der Messwerte	25
5	ERGEBNISSE	26
5.1	Abzug vom Urmodell	26
5.2	Abzug vom Gipsmodell	30

5.3	Dimensionsstabilität und Oberflächenqualität	33
6	DISKUSSION	36
6.1	Diskussion der Versuchsmethodik	36
6.2	Diskussion der Ergebnisse	38
7	ZUSAMMENFASSUNG	42
8	LITERATURVERZEICHNIS	44
9	THESEN	49

1 Einleitung

Die Abformung nimmt bei der Herstellung einer zahnärztlich-prothetischen Arbeit einen hohen Stellenwert ein. Da sie den Ausgangspunkt des zahntechnischen Herstellungsprozesses bildet, kann dies schon die erste Fehlerquelle bei Passungengenauigkeiten einer Restauration sein (PFANNENSTIEL, 1972; NAVE, 2000).

Der Erfolg dieses Arbeitsschrittes hängt in hohem Maße vom sachgerechten Umgang mit den dafür notwendigen Instrumenten und Materialien ab. Beträchtliche und mitunter dominierende Fehlerquellen liegen entsprechend den Angaben der Hersteller von dentalen Abformmaterialien in der unsachgemäßen Handhabung der Materialien durch den Zahnarzt. Dessen ungeachtet haben auch die Materialeigenschaften selbst erheblichen Einfluss auf den Erfolg.

Verfolgt man die praktischen Ergebnisse der letzten Jahrzehnte auf diesem Gebiet, dann lässt sich insbesondere hinsichtlich der Verfügbarkeit geeigneter Abformmaterialien eine markante Entwicklung feststellen. Die Ursache liegt vor allem darin begründet, dass es der Polymerchemie gelungen ist, entsprechende Kunststoffe mit definierten und auf den Anwendungszweck in der zahnärztlichen Praxis zugeschnittenen Eigenschaften neu zu entwickeln oder zu modifizieren. Wissenschaftlich relevant und gleichzeitig von erheblicher praktischer Bedeutung sind deshalb Untersuchungen zu den Zusammenhängen zwischen den chemischen und werkstofftechnischen Kenndaten der Polymere und den anwendungstechnischen Eigenschaften bei der Verwendung als Abformmaterial.

Entsprechend der Spezifik des Anwendungsgebietes sind zwei Problemkreise bei den verschiedenen Abformtechniken in besonderem Maße von den Materialeigenschaften abhängig. Einerseits geht es darum, die Abformung selbst mit definierter und für den Zahntechniker optimaler Genauigkeit in einer sicher handhabbaren und langzeitstabilen Form zu erzeugen. Verantwortlich dafür sind gängige Festigkeitseigenschaften wie Zugfestigkeit, Härte und Elastizitätsmodul sowie gegebenenfalls das Alterungsverhalten der Polymere. Auf der anderen Seite ist es die Erzeugung der Abformung im Mund des Patienten, also im Wesentlichen die Vorbereitung der Abformung und der Polymerisationsvorgang selbst, die eine unkomplizierte und zeitoptimale Handhabung durch den Zahnarzt sowie eine möglichst geringe Belastung des Patienten (Zeitdauer der Abformung, Kräfte bei der Entfernung des Löffels aus dem Mund) ermöglichen soll. Dieser Vorgang wird durch die chemische Zusammensetzung der Reaktionspartner des Polymerisationsprozesses (Monomerbestandteile, Initiatoren, Härterkomponenten) und durch die Bedingungen im Mund (Temperatur, Feuchtigkeit, Beanspruchung der elastischen Eigenschaften) bestimmt. Etablierte Hersteller von dentalen Abformmaterialien werben seit einigen Jahren mit A-Silikonem und Polyethern, die eine verminderte Endhärte erreichen; sie tragen den Namenszusatz „soft“. Ziel dieser Modifikation ist laut Hersteller die Vermeidung zu großer Abzugskräfte, somit die Verhinderung des

Abbrechens von Modellzähnen und letztlich das leichtere Entfernen der Abformung sowohl aus dem Mund des Patienten als auch vom Gipsmodell.

Gerade auf dem Gebiet der Abzugskräfte von Abformmaterialien liegen sehr wenige Untersuchungen vor. Lediglich LEUFFEN befasste sich im Jahr 1970 in seiner Dissertation mit diesem Thema. Dagegen entstanden in den letzten Jahren zahlreiche Publikationen hinsichtlich des Volumenverhaltens und der Präzision moderner Abformmaterialien.

Sollen neue oder modifizierte Abformmaterialien unter den genannten Gesichtspunkten bewertet werden, kommen Messmethoden zum Einsatz, die unter Nutzung bewährter und verfügbarer Gerätetechnik relativ rasch Serienuntersuchungen ermöglichen. Diese simulieren die üblichen Bedingungen in der zahnärztlichen Praxis bei dem Erzeugen einer Abformung eines durchschnittlichen menschlichen Gebisses. Mit solchen Untersuchungen können für vorgegebene Abformmaterialien Abzugskräfte ermittelt werden bzw. deren Zusammenhang mit der Härte des Materials untersucht werden. Parallel dazu lässt sich für jede Probe die erreichte Abformgenauigkeit untersuchen. Vergleichende Serienuntersuchungen zeigen die spezifischen Eigenschaften der untersuchten Materialien in besonders transparenter Weise und lassen vielfältige Rückschlüsse bezüglich der Nutzbarkeit in der Praxis zu. Der wissenschaftlich-methodische Informationsgewinn liegt nicht zuletzt darin, dass Möglichkeiten und Grenzen der verwendeten Versuchs- und Auswertungstechniken aufgezeigt und für weiterführende Untersuchungen an neuen Materialien nutzbar gemacht werden können.

Offene Fragestellungen ergeben sich gegenwärtig vor allem aus unzureichenden Kenntnissen über Abzugskräfte, die unter reproduzierbaren Modellsituationen gemessen wurden und deshalb Vergleiche verschiedener Abformmaterialien unter Einbeziehung neuer Entwicklungen wie der Vinylsiloxanether ermöglichen.

2 Literaturübersicht

2.1 Abformmaterialien

Schon im Jahr 1756 nahm Philipp Pfaff, Hofarzt von Friedrich dem Großen, die ersten Abformungen mit Siegelwachs vor und goss sie mit Gips aus. Mitte des 19. Jahrhunderts schritt die Entwicklung der Abformmaterialien rasch voran. Zu dieser Zeit wurden zunächst Abformungen mit Gips, dann mit Guttapercha genommen, bis schließlich die ersten thermoplastischen Materialien (Stentsmassen) eingeführt wurden. Die ersten reversiblen Hydrokolloide setzte Poller 1924 ein. Ab 1940 wurden Alginat genutzt. Zur gleichen Zeit kam es zur Entwicklung der Kunststoffabformmassen. Anfang der 50er Jahre wurden die Elastomere entwickelt. In den USA kamen die Polysulfide auf den Markt, die in Deutschland kaum Verbreitung gefunden haben. Hier etablierten sich die Silikone und die Polyether. Diese Abformmaterialien wurden bis heute ständig weiterentwickelt und werden weiterhin in der zahnärztlichen Praxis genutzt.

Die Abformmaterialien lassen sich nach chemisch-physikalischen Gesichtspunkten einteilen (siehe Abb.1). Zum einen werden sie klassifiziert nach dem Grad ihrer Festigkeit in starr bzw. elastisch, zum anderen wird vor allem die Umkehrbarkeit der Abbindereaktion berücksichtigt. Die reversiblen Abformmaterialien verfestigen sich aufgrund von Temperaturänderung. Materialien, deren Verfestigung durch eine chemische Reaktion erfolgt, sind irreversibel.

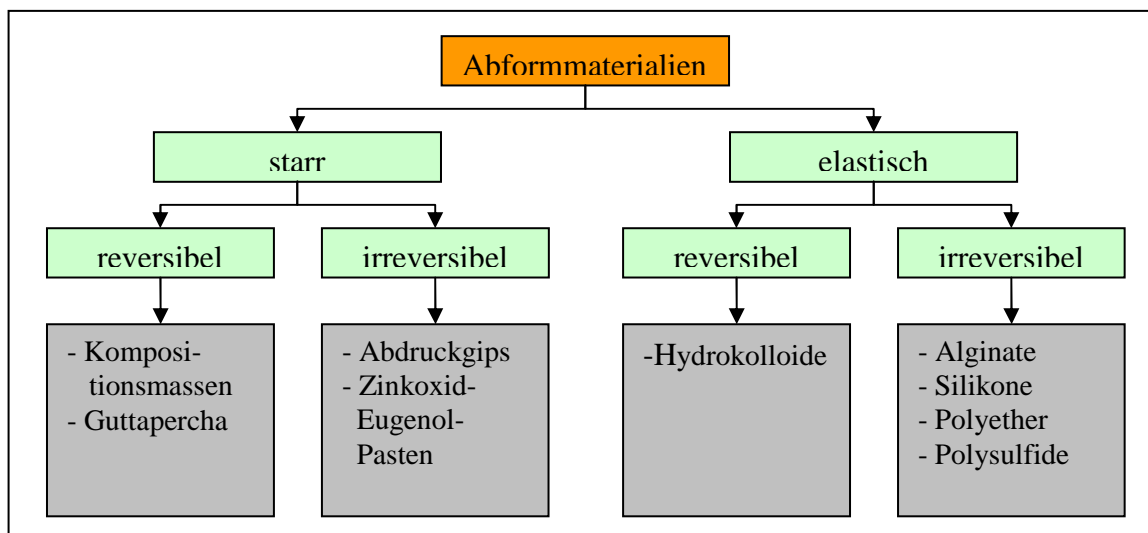


Abb.1: Klassifikation der Abformmaterialien (Darstellung nach WÖSTMANN, 1998)

2.1.1 Silikone

Die ersten Silikone waren um 1950 erhältlich, jedoch wurde bei der Polymerisation dieser Materialien Wasserstoff frei und es bildeten sich Blasen. In der weiteren Entwicklung kamen Silikone auf den Markt, die statt Wasserstoff Alkohol bildeten, somit kam es zu keiner Blasenbildung mehr (BROWN, 1973). Diese kondensationsvernetzenden Silikone sind makromolekulare Kondensationsprodukte von organischen Siliziumverbindungen. Das Polymer ist ein lineares Polydimethylsiloxan mit endständiger Hydroxylgruppe (BRADEN et al., 1966; BURKHARDT, 1989), was den Hauptbestandteil der Basispaste des K-Silikons darstellt. Weiterhin sind Füllstoffe, Farbstoffe und Weichmacher enthalten. Die Härtersubstanz enthält tetrafunktionelle Moleküle (Alkoxysilane) als Vernetzersubstanz und als Katalysator organische Zinnverbindungen (WÖSTMANN, 1992). Die Vernetzung der Polysiloxane findet mit Hilfe der Alkoxysilane unter Abspaltung kleiner Moleküle (Methanol oder Ethanol) statt, die anschließend verdunsten (HIRSCHFELDER, 2008). Daraus resultiert die Schrumpfung des Materials um 0,2 bis 0,4 % lin. innerhalb von 24 Stunden in Abhängigkeit vom Füllstoffgehalt (MEINERS, 1977; MCCABE ET AL., 1980; MARXKORS, 1991). Die Schrumpfung setzt sich aus Volumenverlust durch Verdunstung, Polymerisationsschrumpfung und thermischer Kontraktion beim Abkühlen von Mund- auf Raumtemperatur zusammen. Insgesamt kann sie bis 0,8% lin. erreichen (WÖSTMANN, 1992).

Seit Mitte der 1970er Jahre gibt es additionsvernetzende Silikone (DONOVAN et al., 2004), die nicht durch Abspaltung eines Moleküls, sondern durch Polyaddition polymerisieren (Abb.2). Daraus resultieren eine verminderte Kontraktion und eine erhöhte Lagerstabilität (LACY et al., 1981; WIRZ et al., 1989). Eine größere Präzision entsteht durch das Fehlen endogener Spannungen, weil sich kaum polymerisierte Strukturen beim Einbringen in die Mundhöhle finden lassen (BALKENHOL et al., 2005).

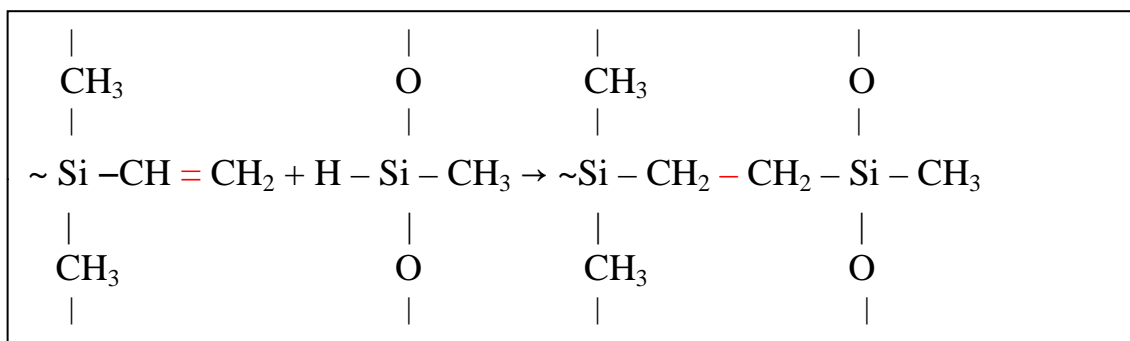


Abb.2: Abbindevorgang der A-Silikone (Darstellung nach LESSMANN, 1999)

Polysiloxane bilden ebenfalls die Basis der additionsvernetzenden Silikone, allerdings enthalten sie statt der endständigen Hydroxylgruppe eine Vinylgruppe. Die im Härtermaterial

vorhandenen Polysiloxanmoleküle werden mit Hilfe einer organischen Platinverbindung als Katalysator vernetzt (DUMFAHRT et al., 1989).

Die Polymerisationsschrumpfung ist sehr gering, weil die Abstände zwischen den Molekülketten sich während der Reaktion kaum verändern und weil keine Moleküle verdunsten (REHBERG, 1978). Daraus ergibt sich eine Schrumpfung von unter 0,5 % lin. (MEINERS, 1978; MCCABE et al., 1978; MCCABE et al., 1980; JOHNSON et al., 1986; DREVE, 1989).

A-Silikone besitzen einen höheren Elastizitätsmodul und eine höhere Reißfestigkeit als K-Silikone. Weiterhin haben Silikone ein sehr hohes Rückstellvermögen, das besonders bei den additionsvernetzenden sehr ausgeprägt ist und von keinem anderen Abformmaterial erreicht wird (HANSSON et al., 1988; JAMANI et al., 1989). Nachteil der Silikone ist die Hydrophobie, bedingt durch geringe Polarität der langkettigen Kohlenwasserstoffe (KONIARIS, 1999).

2.1.2 Polyether

Seit 1964 sind Polyether erhältlich (SCHULZ et al., 1989). Die Basis ist ein Polyethermolekül, das in einer Additionsreaktion gebildet wird. Anschließend folgt die Veresterung der endständigen OH-Gruppen mit ungesättigten Säuren. Eine Addition von Ethylenimin führt zur Entstehung von Molekülen mit einer Aziridinogruppe (WÖSTMANN, 1992; KONIARIS, 1999; HIRSCHFELDER, 2008). Wird zu dieser Verbindung eine Reaktorpaste bestehend aus aromatischen Sulfonsäureestern gegeben, erfolgt die Öffnung der endständigen Ringverbindung des Polyethermoleküls und es kommt entsprechend Abbildung 3 zur exothermen Polyadditionsreaktion (HOHMANN et al., 2003).

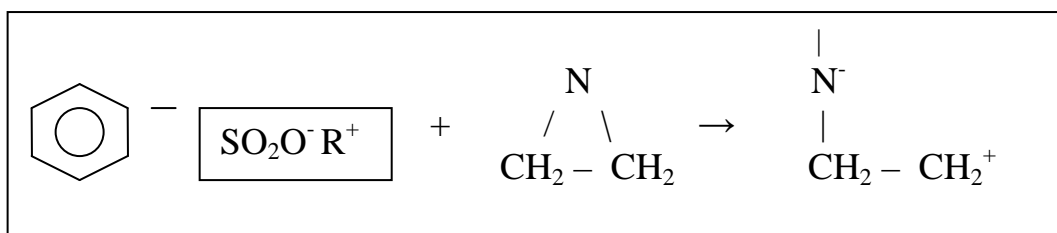


Abb.3: Abbindevorgang der Polyether (Reaktion des Ethylenimin) (Darstellung nach LEBMANN, 1999)

Es werden keine kondensierenden Nebenprodukte abgespalten, daher sind die Polyether im Hinblick auf die Dimensionstreu während der Lagerung mit den A-Silikonem vergleichbar. Auf Grund der höheren Hydrophilie der Polyether kann es allerdings während einer längeren Lagerungszeit durch Wasseraufnahme zur Expansion kommen (ANUSAVICE, 1996).

Eine Besonderheit der Polyether ist das Snap-Set-Verhalten. Es beschreibt den kurzen Übergang vom nicht vernetzten in den vernetzten Zustand eines Abformmaterials bzw. den Übergang von

einem plastischen in ein elastisches Material. Wenn dieser Übergang in sehr kurzer Zeit stattfindet, können Ungenauigkeiten vermieden werden (NAVE, 2000). Weiterhin sind die thixotropen Eigenschaften der Polyether vorteilhaft. Durch den Druck, der beim Platzieren des Abformträgers entsteht, verbessert sich die Fließfähigkeit des Materials deutlich. Somit lassen sich Details präziser darstellen.

Die Aushärtezeit ist wesentlich länger als die der A-Silikone, somit können entstehende Spannungen durch Fließvorgänge besser abgebaut werden (VIOHL, 1996). Die große Härte der Polyether im Vergleich zu den Silikonen stellt einerseits ein Problem bei der Entfernung aus dem Patientenmund und dem Abzug des Gipsmodells dar, andererseits ist sie vorteilhaft bei der Durchführung einer übergreifenden Abformung.

2.1.3 Vinylsiloxanether

Im Jahr 2009 brachte die Firma Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg in Deutschland ein neues Abformmaterial mit dem Produktnamen Identium auf den Markt. Das zunächst als Vinylpolyethersiloxan und später als Vinylsiloxanether bezeichnete Material verbindet die positiven Eigenschaften der Silikone und der Polyether miteinander. Laut Herstellerangaben ist dieses Material so hydrophil und zeichnungsscharf wie ein Polyether, jedoch besitzt es dazu die guten elastischen Eigenschaften der A-Silikone, d.h. es lässt sich nach kurzer Abbindezeit leicht aus dem Patientenmund entfernen und stellt die Verformungen gut zurück. Weiterhin ist es wie ein Silikon geruchs- und geschmacksneutral.

Das Anfließverhalten der Vinylsiloxanether ergibt sich aus der Zusammensetzung eines Filler-Systems, das thermosensitive Rheologiemodifizier auf Grundlage von Triglyceriden mit Nano-Silica-Agglomeraten und silanisierten Micro-Quarz-Fillern kombiniert.

Ein hydrophiles System besteht aus Divinylpolyether, der das hydrophile reaktive Polymer darstellt, und aus Polyol als hydrophilem Emulgator. Weitere Bestandteile sind zwei Tenside, das Surface Tension Eraser Surfactant (STES) und das Wetting Conditioner Surfactant (WCS). Durch die enthaltenen Tenside wird die Oberflächenspannung des Wassers vermindert.

Eine Besonderheit der Vinylsiloxanether ist ein „Double Snap“. Somit hat dieses Material eine hohe Fließfähigkeit während der Verarbeitung, im Anschluss folgt ein Viskositäts-Snap, der eine visko-elastische Phase einleitet. Abgeschlossen wird die Reaktion durch den Vernetzungs-Snap (KETTENBACH GMBH & CO. KG, 2009).

2.2 Härte als mechanische Werkstoffeigenschaft der Abformmaterialien

Als Härte wird der mechanische Widerstand bezeichnet, den ein Werkstoff dem mechanischen Eindringen eines härteren Prüfkörpers entgegensetzt. Dagegen ist die Festigkeit eindeutig

abzugrenzen. Sie stellt die Widerstandsfähigkeit eines Werkstoffs gegenüber Verformung und Trennung dar – sie ist somit ein Maß für die ertragbare Belastung eines Körpers.

Die Härteprüfung nach Shore wird zur Überprüfung von Elastomeren angewandt. Sie wird in den Normen nach DIN 53505 festgelegt. Die dimensionslose Größe Shore-A findet im Bereich von 10 bis 90 Anwendung. In diesem Bereich befinden sich sämtliche in dieser Arbeit getesteten Abformmaterialien.

In Experimenten wurde festgestellt, dass eine Korrelation zwischen Härte und Steifigkeit von Abformmaterialien besteht (GENT, 1958; METHTHANANDA et al., 2009). Die Steifigkeit stellt den Widerstand eines Körpers gegen Verformung durch Kraft oder ein Drehmoment dar. Sie ist abhängig vom Elastizitätsmodul des Materials und von der Größe bzw. Form der Querschnittsfläche.

2.3 Abzugskräfte

2.3.1 Definition und Wirkung

Schon im Jahr 1960 stellte VIEIRA dar, welche Kräfte sich der Entfernung der Abformung aus dem Mund entgegensetzen (VIEIRA, 1960). Zum einen liegen Kräfte vor, die das Abformmaterial unmittelbar beeinflussen. Das Abformmaterial unterliegt beim Abzug elastischer Beanspruchung, die durch individuelle Faktoren wie untersichgehende Stellen am Zahn und dem Limbus alveolaris, den Interdenträumen und der Präparationsform der Kavität bzw. des Kronenstumpfes beeinflusst wird. Durch Belastung auf Druck entsteht Druckelastizität, durch Belastung auf Zug entsteht Zugelastizität und Biege- und Torsionselastizität entstehen durch die elastische Beanspruchung, die sich aus Druck und Zug zusammensetzt (VIEIRA, 1960; LEUFFEN, 1970).

Zum anderen bestimmen extern angreifende Kräfte die Höhe der Abzugskräfte. Es beeinflussen Materialkonstanten, Reibungskräfte zwischen Zahn bzw. Schleimhaut und dem ausgehärteten Material und Adhäsionskräfte, die durch das Zwischenmedium ausgelöst werden, die Höhe der Abzugskräfte. Ein Abformmaterial mit einer hohen Viskosität kann sich besonders gut an den abzuformenden Bereich anlegen, was zu einer hohen Abformgenauigkeit führt, allerdings die Abzugskraft erhöht (VIEIRA, 1960; LEUFFEN, 1970; HERRMANN, 1971).

Nach MEINERS (1977) ist der Sachverhalt über die Zusammensetzung der Abzugskraft komplex. So sind beim Abziehen einer Abformung mehrere Widerstände zu überwinden. Zu nennen seien hier die Haft- und Gleitreibung in der Grenzfläche zwischen der Abformmasse und dem abgeformten Gebiet, der Einfluss der Oberflächenspannung beim Trennen des Speichelfilms, d.h. Kohäsionskräfte, Adhäsionskräfte bei der Trennung von trockenen Flächen sowie der Unterdruck in den beim Abziehen erzeugten Hohlräumen. Auch der Verformungswiderstand der Abformmasse bei der Entfernung der Zähne aus ihren

Abformnegativen (gegen Kompression, Zug, Scherung) beeinflusst die Abzugskraft. Alle Widerstände sind umso größer, je umfangreicher das abgeformte Gebiet ist, je größer also der Kiefer und je höher die Anzahl der Zähne ist. Ihre Form und Stellung sind ebenfalls relevant (MEINERS, 1977).

Eine Abhängigkeit der Abzugskraft von der Abzugszeit stellte LEUFFEN 1970 fest. Ein schnelles Abziehen ist nur durch Steigerung der Kraft möglich (LEUFFEN, 1970; HERRMANN, 1971).

2.3.2 Probleme aus der Sicht des Zahnarztes und des Zahntechnikers

Die Abformung stellt die Schnittstelle zwischen der zahnärztlichen Praxis und dem zahntechnischen Labor dar. Daher ist es notwendig, fehlerfreie Abformungen zu erstellen. Moderne Abformmaterialien weisen eine hohe Dehnbarkeit und Reißfestigkeit auf, um Verzerrungen zu vermeiden. Dies kann aber zu erheblichen Schwierigkeiten bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund führen, besonders wenn ausgeprägte Unterschnitte an den Zähnen bzw. am Kiefer vorhanden sind. Durch hebelnde Bewegungen können die auf Zug auftretenden physikalischen Gegenkräfte verringert und somit die Abzugskraft minimiert werden (LEUFFEN, 1970). Diese Manipulation kann im Extremfall zum Abbrechen sehr grazil präparierter Stümpfe oder zur Schädigung des Zahnhalteapparats führen. Darüber hinaus sind diese Bewegungen für den Patienten sehr unangenehm und können einen Würgereiz hervorrufen. Weiterhin ist die Deformation problematisch. Die Abformmaterialien besitzen nur ein begrenztes elastisches Rückstellvermögen. Bleibende Deformationen führen zu einem fehlerhaften Modell, das Passungenauigkeiten der Restauration zur Folge hat.

Die Entformung des Gipsmodells ist darüber hinaus auch für den Zahntechniker problematisch. Durch hohen Kraftaufwand und starkes Hebeln können Stümpfe und Zähne vom Gipsmodell abbrechen (NAVE, 2000).

2.4 Abformverfahren

In der zahnärztlichen Praxis haben sich verschiedene Abformverfahren etabliert. Sie unterscheiden sich durch die Anzahl der Arbeitsschritte und die zum Einsatz kommenden Materialien.

2.4.1 Korrekturabformung

Die Korrekturabformung stellt eine zweizeitige und zweiphasige Vorgehensweise dar. Im ersten Schritt wird eine Vorabformung mit einem festen Material genommen. Nach Entnahme aus dem Mund wird diese beschnitten, um untersichgehende Stellen zu beseitigen und Abflussrillen zu

schaffen (HOFMANN et al., 1968). In einem zweiten Schritt werden die präparierten Stümpfe mit einem dünnfließenden Material, dessen Überschüsse durch die geschaffenen Rillen abfließen können, umspritzt und der Vorabdruck darüber platziert (MARXKORS und MEINERS, 2005). Somit ist es möglich, einen hohen Stempeldruck (LEHMANN, 1980) zu erzeugen und subgingivale Präparationsgrenzen sehr gut darzustellen. Nachteilig ist allerdings eine mögliche Stumpfverkleinerung durch die elastische Rückstellung des festen Erstmaterials. Dieser so genannte Verdrängungseffekt führt zur Verkleinerung der Lumina (HOFMANN et al., 1968; BERGER et al., 1973), woraus zu kleine Kronenstümpfe resultieren.

Damit das Erstabformmaterial durch den Applikationsdruck nicht verformt wird, sollte es eine Shore-A-Härte von mindestens 70 aufweisen (KNOBLAUCH, 1966). Des Weiteren wird empfohlen, keinen Druck nach der Applikationsphase auf das Material auszuüben, um Spannungen und damit verbundene Ungenauigkeiten zu vermeiden (MEINERS, 1976, 1977).

2.4.2 Doppelmischabformung

Diese Abformtechnik ist ein einzeitiges zweiphasiges Verfahren, das ursprünglich für die Hydrokolloidabformung entwickelt und auf elastomere Werkstoffe übertragen wurde (KÖRBER et al., 1969; DUMFAHRT et al., 1987). Es werden zwei sich in der Konsistenz unterscheidende, aber in der chemischen Zusammensetzung ähnliche Abformmaterialien gleichzeitig in den Mund eingebracht. Der Abformträger wird mit dem knetbaren bzw. zähflüssigem Material beschickt und der präparierte Zahn zeitgleich mit einem dünnfließenden Material umspritzt. Die hochvisköse und die niedrigvisköse Phase binden gemeinsam ab (SCHULZ, 1989).

Hohe Standfestigkeit und geringe Abbindeschumpfung der hochviskösen Phase in Verbindung mit den besseren Fließeigenschaften zur Abformung subgingivaler Anteile und die bessere Detailschärfe der niedrigviskösen Phase stellen die Vorteile dieser Technik dar (FENSKE ET AL., 2001). Der Stempeldruck ist gering, daher ist der Verdrängungseffekt ausgeschaltet und es lassen sich subgingivale Bereiche etwas schlechter abformen als mit der Korrekturabformung (GERATS, 1963). Weiterhin ist der Polymerisationsgrad hoch und es kommt zum Aufbau endogener Spannungen, die zur leichten Verkleinerung des Abformlumens führen (BERGER et al., 1973; BOLLMANN et al., 1973; MEINERS, 1977; LEHMANN et al., 1978). Der Einsatz von Langzeithärtern verringert diesen Effekt (BOLLMANN et al., 1973; LESSMANN, 1999).

2.4.3 Sandwichabformung

Die Sandwichabformung stellt eine Modifikation der Doppelmischabformung dar (STAMM, 2000). Beide Abformmaterialien werden gleichzeitig angemischt, allerdings wird die dünnfließende Phase im Gegensatz zum Doppelmischverfahren auf die feste Phase aufgetragen

und nicht direkt in den Sulkus appliziert. Somit verkürzt sich die Arbeitszeit, es entstehen minimale Vorvernetzungen und endogene Spannungen können nicht mehr entstehen (BOLLMANN et al., 1973; RASCHE et al., 1978). Nachteilig sind der fehlende Stempeldruck und damit verbunden die geringe Abformgenauigkeit subgingivaler Bereiche.

2.4.4 Einphasenabformung

Die Einphasenabformung zählt zu den einzeitigen Abformverfahren. Es wird nur ein Abformmaterial mittelfließender Konsistenz verwendet, mit dem sowohl der Abformträger befüllt, als auch der präparierte Stumpf umspritzt wird (WÖSTMANN, 1992). Auf Grund der geringen Viskosität des Materials baut sich kein Stempeldruck auf und es kommt eher zu Ungenauigkeiten an der Präparationsgrenze (LESSMANN, 1999; HIRSCHFELDER, 2008). Um eine gleichmäßige Schichtstärke zu erreichen, sollte ein individueller Löffel genutzt werden (STACHNISS et al., 1977; GUNTHER et al., 1978; MARXKORS und MEINERS, 2005).

2.5 Abformlöffel

Die Wahl des richtigen Abformlöffels spielt eine wichtige Rolle bei der Herstellung einer detailgetreuen Abformung. Konfektionierte Löffel werden meist zur Abformung präparierter Stümpfe genutzt, dagegen werden individuelle Löffel bei der Abformung teilbezahnter Kiefer bzw. bei der Funktionsabformung zahnloser Kiefer bevorzugt.

Die Anwendung zähplastischer Materialien fordert eine hohe Verwindungssteife des Löffels, die bei einem konfektionierten Metalllöffel gewährleistet ist (SCHWICKERATH, 1970, 1978; REHBERG et al., 1978; WÖSTMANN, 1992). Während des Abzugs kommt es zur Stauchung und Kompression des Abformmaterials. Da der Löffel nicht nachgeben kann, führt dies zu einer Erhöhung der Abzugskraft. Kunststoff-Serienlöffel haben eine höhere Flexibilität. Daher ist eine verformende Anpassung beim Abzugsvorgang möglich, die somit die Abzugskraft verringert (LEUFFEN, 1970). Als problematisch stellen sich die dauerhafte Verformung der Abformung und die sich daraus ergebenden Ungenauigkeiten dar. Auf Grund dieser Eigenschaften sind Kunststoff-Löffel zur Anwendung von zähplastischen Materialien im Rahmen der Korrektur-, Doppelmisch- oder Sandwichabformung unbrauchbar (WÖSTMANN, 1992).

Individuelle Löffel werden häufig aus PMMA hergestellt, trotz einer vorgegebenen Schichtdicke von zwei bis vier Millimetern gelten sie nicht als völlig starr (WÖSTMANN, 1992; STAMM, 2000). Obwohl individuelle Löffel eine leichte Flexibilität aufweisen, sind die Abzugskräfte höher als bei der Nutzung konfektionierter Löffel. Dieses Phänomen wird durch eine geringe Schichtdicke und somit geringere Ausweichmöglichkeiten des Abformmaterials verursacht (LEUFFEN, 1970).

2.6 Desinfektion

In der Mundhöhle bilden ungefähr 300 verschiedene Arten von Mikroorganismen eine Mischflora. Sie besteht aus Bakterien, Pilzen und Viren. Eine Vielzahl pyogener Staphylokokken sind nachweisbar (STOLL, 2001), *Candida albicans* ist der häufigste Vertreter unter den Pilzen und das Herpes-Simplex-Virus ist das am meisten isolierte Virus in der Mundhöhle (BUCHNER, 2010).

Zur Vermeidung von Keimverschleppung zwischen der zahnärztlichen Praxis und dem Dentallabor ist die Desinfektion von Abformungen unumgänglich. Ein Großteil der Keime wird durch das Abspülen mit fließendem Wasser weggeschwemmt, jedoch bleiben viele pathogene Keime lebens- und vermehrungsfähig (VIOHL, 1993). Somit dürfen alle kontaminierten Materialien aus dem zahnärztlichen Bereich erst nach Desinfektion mit einem geeigneten Desinfektionsmittel abgegeben werden (ROBERT-KOCH-INSTITUT, 1998). Nur eine zehnminütige Tauchdesinfektion verspricht eine zuverlässige Wirkung (VIOHL, 1993).

Häufig wird eine Dimensionsänderung der angefertigten Abformung nach Desinfektion diskutiert. Jedoch hat sich die zehnminütige Tauchdesinfektion von A-Silikonem und Polyethern mit entsprechenden Desinfektionsmitteln (z.B. Impresept, 3M Espe AG, Seefeld) als unbedenklich erwiesen (BORNEFF und PICHL, 1989; VIOHL, 1993; STOLL, 2001). Eine geringe Quellung der Abformmaterialien, die zur Dimensionsabweichung zwischen 0,05 – 0,13 % führt, findet zwar statt, ist aber klinisch irrelevant (STOLL, 2001). Eine lineare Dimensionsänderung der elastomeren Abformmaterialien zwischen 0 – 0,4 % ist nach DIN 13913 zulässig.

Lediglich bei der Desinfektion von Alginaten kommt es zu einer weitaus höheren Quellung. Jedoch werden diese nicht als Präzisionsabformmaterialien verwendet und somit trotz stärkerer Veränderungen der Anforderung z.B. bei der Gegenkieferabformung gerecht (VIOHL, 1993).

2.7 Modellherstellung

Nachdem der Zahnarzt die Abformung genommen hat, folgen die weiteren Arbeitsschritte im zahntechnischen Labor. Eine korrekte Modellherstellung ist die Basis für alle weiteren zahntechnischen Arbeiten. Eine detailgetreue Wiedergabe der intraoralen Situation des Patienten ist die Grundlage für eine perfekt passende Restauration.

Zur Modellherstellung werden Spezialhartgipse vom Typ IV empfohlen. Sie sollten der DIN 13911 unterliegen, da die Abbindeexpansion maximal 0,15 % lin. nach zwei Stunden betragen darf (STAMM, 2000). Außerdem kommen zum Ausgießen der Abformung auch Epoxidkunststoffe zum Einsatz, die allerdings auf Grund ihrer Schrumpfung beim Aushärten (DUMFAHRT, 1989) nicht die gleiche Genauigkeit wie Gipse erreichen (WÖSTMANN, 1992). Weiterhin stellt die chemische Reaktion des Kunststoffs mit Abformmaterialien auf

Polyetherbasis ein Problem dar, da die beiden Werkstoffe miteinander verkleben können (LEHMANN, 1980).

Auf Grund der elastischen Deformation des Abformmaterials nach der Entnahme aus dem Mund sollte eine Rückstellzeit von mindestens 30 Minuten eingehalten werden, bevor die Abformung ausgegossen wird (FRANZ, 1979; WÖSTMANN, 1992). Ein Nichteinhalten der Wartezeit bei Polyetherabformungen hat eine erhebliche Qualitätsminderung der Modelloberfläche zur Folge (FRANZ, 1981; WÖSTMANN, 1992). Weiterhin wird empfohlen, Abformungen mit A-Silikonem auf nochmals 37°C zu erwärmen, da dies die Wiedergabegenauigkeit stark erhöht (DAHL, 1978; TJAN, 1991; WÖSTMANN, 1992).

Weitere Fehler bei der Modellherstellung können durch falsche Verarbeitung des Gipses zustande kommen. Es sollten die Herstellerangaben zum Anmischverhältnis von Gips zu Wasser strikt befolgt werden, da sonst die Qualität des Gipses hinsichtlich Druckfestigkeit und Härte abnimmt (FRANZ, 1981). Es ist zu beachten, dass der Gips seine maximale Endhärte und Enddimension erst nach fünf bis sechs Tagen erreicht (FRANZ, 1979; WÖSTMANN, 1992). Normalerweise besitzen moderne Dentalgipse eine Expansion von 0,05 % lin. (MARXKORS, 1991; WÖSTMANN, 1992), die Modelle geben daher eine minimal vergrößerte Situation wieder (WÖSTMANN, 1992). Eine weitaus stärkere Vergrößerung entsteht durch Wässerung des Modells (FRANZ, 1981), zudem sinkt die Härte sehr stark (EHLKEN et al., 1979; WÖSTMANN, 1992), die erst nach zwei Tagen ihren Ausgangswert wieder annimmt. Daher müssen Modelle trocken getrimmt werden. Eine größere Härte des Gipses wird durch Lagerung auf der Modelloberfläche erreicht, da die Gipskristalle in diese Richtung sedimentieren (FRANZ, 1981; MARXKORS und MEINERS, 2005).

Um Lufteinschlüsse zu vermeiden, sollte der Gips im Vakuumrührgerät angemischt und die Abformung auf dem Rüttler ausgegossen werden (FRANZ, 1981; HOLTAN et al., 1991; STAMM, 2000).

3 Ziel der Arbeit

Im Rahmen dieser Arbeit sollen die Abzugskräfte verschiedener Abformmaterialien untersucht werden. Neben den gängigen elastomeren Abformmaterialien – A-Silikone und Polyether – kommen auch neue Materialien, die Vinylsiloxanether, zum Einsatz. Aus der klinischen Erfahrung ist bekannt, dass die Abzugskräfte von Polyethern sehr hoch sind. Da die Vinylsiloxanether eine Kombination aus Polyether und A-Silikon darstellen, erhebt sich die Frage nach der Höhe der Abzugskräfte bei diesen Materialien.

Abzugskräfte treten sowohl direkt nach der Abbindephase im Mund des Patienten als auch bei der Entformung des Gipsmodells auf. Zur Beurteilung dieser Kräfte soll eine Versuchsmethodik entwickelt und eingesetzt werden, die unter Nutzung der modernen Werkstoffprüftechnik die Gewinnung von objektiven Messdaten ermöglicht. Mit Hilfe der Messergebnisse können verschiedene kommerziell verfügbare Materialien verglichen und bewertet werden. Dabei geht es zunächst darum, eine Versuchsmethodik zu realisieren, die eine Messung von Abzugskräften unter ähnlichen Bedingungen erlaubt, wie sie bei der Abformung in der Praxis vorliegen. Bei der Durchführung der experimentellen Arbeiten sollen bei Verwendung üblicher Abformlöffel und einer definierten Befüllungstechnik Mehrfachversuche zu den auftretenden Abzugskräften realisiert werden. Dabei sind die Herstellerangaben hinsichtlich der Einbringung der Komponenten und der Abbindezeiten zu berücksichtigen.

Ein weiteres Ziel der Arbeit besteht in der Untersuchung des Einflusses der Shore-A-Härte auf die Abformung. Viele Materialhersteller bringen A-Silikone und Polyether mit dem Namenszusatz „soft“ auf den Markt, die eine verringerte Shore-A-Härte besitzen. Es ist bekannt, dass diese Werkstoffeigenschaft in Korrelation mit der Steifheit steht. Weiterhin wird angenommen, dass es möglich sei, von der Shore-A-Härte auf die benötigten Kräfte zur Entfernung der Abformung aus dem Patientenmund bzw. zur Entformung des Gipsmodells zu schließen. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollen deshalb für alle getesteten Abformmaterialien Härtemessungen durchgeführt und entsprechende Korrelationen mit den Abzugskräften ermittelt werden.

Mit den Eigenschaften der Abformmaterialien und den Arbeitsschritten beim Abformprozess selbst hängen in starkem Maße auch die Genauigkeit der Abformung und die Dimensionsstabilität zusammen. Deshalb gehört es auch zu den Zielen dieser Arbeit, qualitative und quantitative Bewertungen zu diesem Problemkreis für die einzelnen Materialien vorzunehmen. Dies soll einerseits mit Hilfe der Vermessung charakteristischer Distanzen an der Abformung bzw. am Modell und andererseits durch visuelle Einschätzung der erreichten Qualität und auftretender Unregelmäßigkeiten erfolgen.

4 Material und Methode

4.1 Urmodell

Alle Abformungen wurden an einem speziell für Messungen hergestellten Urmodell genommen. Der Aufbau des Urmodells lehnt sich an ein von WÖSTMANN (1998) genutztes Versuchsmodell an (BURKHARDT et al., 1989; WÖSTMANN 1998).

Als Vorlage diente das bezahnte Unterkiefer-Phantommodell der Firma KaVo Dental GmbH (Bad Biberach/Riß), um die Abzugsversuche praxisnah zu gestalten (Abb.4).



Abb.4: Unterkiefer-Phantommodell (KaVo Dental GmbH, Bad Biberach/Riß)

Davon wurde zuerst ein Gipsmodell hergestellt. Die ersten Prämolaren und die zweiten Molaren wurden durch die in Abbildung 7 dargestellten Messingfeiler ersetzt, die mit Wachs im Gipsmodell (Abb.5) befestigt wurden. Die Messingfeiler wurden in der Feinmechanischen Werkstatt des Institutes für Physik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg gefertigt. Als nächstes wurde eine Dublierform hergestellt (Abb.6). Darin wurden die Messingfeiler befestigt und die Form mit Epoxidkunststoff (SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven) ausgegossen (Abb.8). Dieses Material wurde für das Urmodell gewählt, da es sich nach Literaturangaben für Abformungen mit additionsvernetzenden Silikonen und Polyethern gleichermaßen eignet (STAMM, 2000).



Abb.5: Gipsmodell mit eingesetzten
Messingstümpfen



Abb.6: Dublierform mit Pfeilern und
angelegten Gummiringen

Die Pfeiler sind fest im Modell eingegossen, damit ist eine Lageveränderung der Pfeiler zueinander während der gesamten Versuche ausgeschlossen. Dies wurde durch Kontrollmessungen des Pfeilerabstandes bestätigt (Tab.1, Seite 16). Als Messpunkte für die sagittalen und transversalen Abstände dienen die Kreuzungspunkte der Gravurlinien auf der okklusalen Fläche der Pfeiler. Diese werden zur Prüfung der Dimensionsstabilität und zur Beurteilung der Wiedergabegenauigkeit genutzt. Weiterhin besitzen die Molaren-Pfeiler zirkuläre Rillen von 20 μm und 75 μm Breite, die ebenfalls der qualitativen Beurteilung der entstandenen Gipsmodelle dienen.

Der Pfeiler 47 weist einen Präparationswinkel von 3° auf, die Pfeiler 37 und 44 haben einen Präparationswinkel von $4,5^\circ$ und ein Präparationswinkel von $5,5^\circ$ liegt am Pfeiler 34 vor. Diese Formen sollen den praktischen Bedingungen einer Kronenpräparation nahe kommen. Die Konvergenzwinkel betragen demzufolge 6° , 9° bzw. 11° .

Elastische Gummiringe aus der Kieferorthopädie waren während des Ausgießens auf den Pfeilern befestigt, nach dem Aushärten des Epoxidkunststoffes wurden sie entfernt. Somit war die Nachahmung eines Sulcus möglich (Abb.7).



Abb.7: Messingpfeiler 34, 44 und 37 mit angelegten Gummiringen zur Simulation
des Sulcus gingivalis bei der Modellherstellung

Das Modell weist Unterschnitte im Bereich der Zahnzwischenräume und an den Zähnen selbst auf. Die Interdentalräume zwischen den Zähnen 35 und 36 bzw. 45 und 46 haben bei einer definierten Modellposition von vestibulär einen Unterschnitt von 3 mm und von oral 1,5 mm. Durch eine leichte Protrusion der Unterkiefer-Frontzähne ergibt sich ein Unterschnitt von 1,5 mm. Die ersten unteren Molaren haben einen Unterschnitt von 1 mm und die zweiten unteren Molaren von 0,5 mm lingual. Die gewählte Modellposition wurde in Analogie zu einer „Einschubrichtung“ an der Position der Messingstümpfe ausgerichtet.

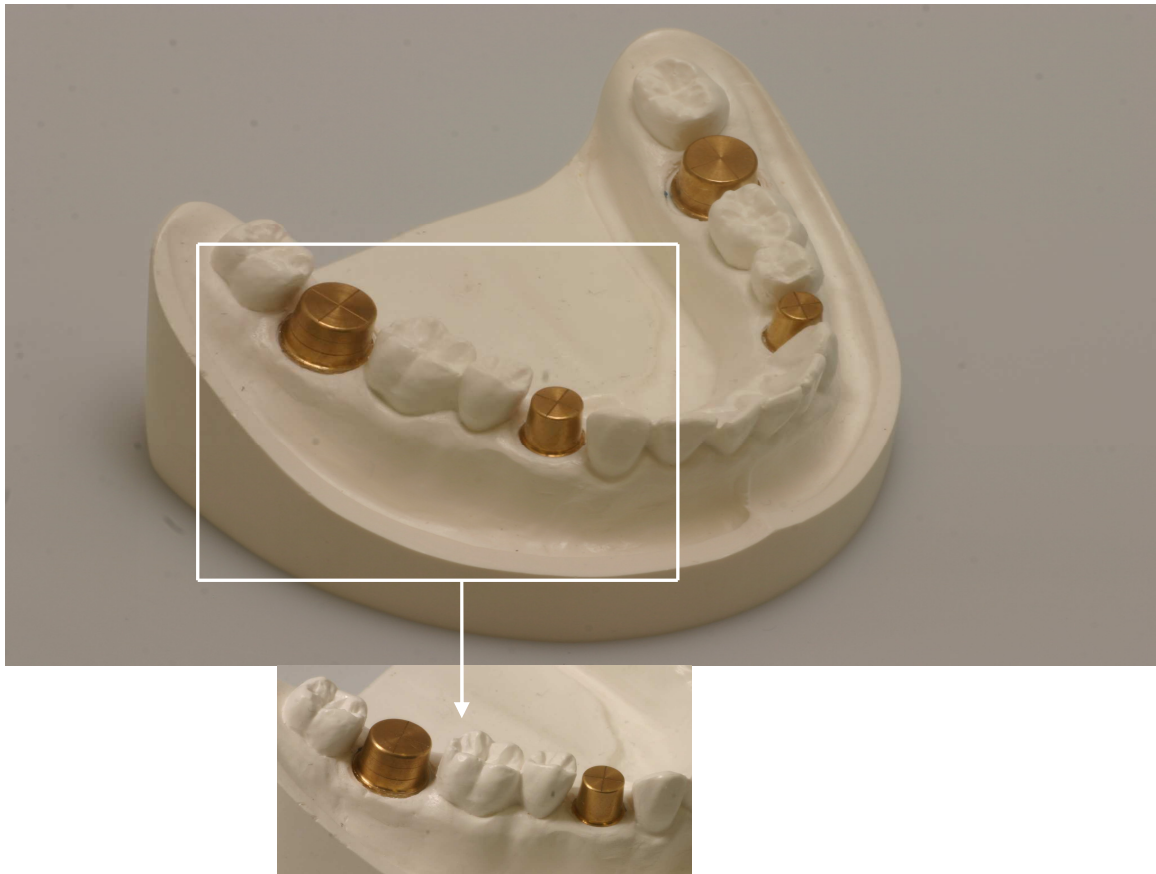


Abb.8: Urmodell aus Epoxidkunststoff mit eingesetzten Messingstümpfen

Tab.1: Messstrecken zwischen den Pfeilern zur Kontrolle der Modellgenauigkeit

Pfeiler 47 – Pfeiler 44	26,149 mm
Pfeiler 44 – Pfeiler 34	31,850 mm
Pfeiler 34 – Pfeiler 37	25,823 mm
Pfeiler 37 – Pfeiler 47	50,408 mm
Pfeiler 47 – Pfeiler 34	48,529 mm
Pfeiler 37 – Pfeiler 44	46,987 mm
	Summe: 229,746 mm

4.2 Geprüfte Abformmaterialien und Abformverfahren

Zur Untersuchung der Abzugskräfte von Abformmaterialien wurden Materialien aus drei verschiedenen Stoffklassen getestet (A-Silikone, Polyether, Vinylsiloxanether). Mit jedem Material wurden sieben Abformungen pro Abformtechnik am Urmodell genommen. Eine Übersicht über die verwendeten Abformmaterialien gibt Tabelle 2.

Tab.2: Übersicht über die verwendeten Abformmaterialien

Hersteller	Löffel-Material (putty) oder Monophase	Material (dünnfließend)	Stoffklasse	Abformverfahren
Kettenbach GmbH&Co. KG, Eschenburg	Panasil tray soft	Panasil initial contact light	A-Silikon	Doppelmisch-technik
	Panasil putty soft	Panasil initial contact light	A-Silikon	Doppelmisch- und Sandwichtechnik
	Panasil binetics putty soft	Panasil initial contact light	A-Silikon	Doppelmisch- und Sandwichtechnik
	Monopren transfer		A-Silikon	Einphasig
	Vinylsiloxanether Heavy body	Vinylpolyether-siloxan Light body	Vinylsiloxanether	Doppelmisch-technik
	Vinylsiloxanether Medium soft		Vinylsiloxanether	Einphasig
	Vinylsiloxanether Medium		Vinylsiloxanether	Einphasig
Heraeus Kulzer GmbH, Hanau	P2 Polyether Magnum 360 Monophase		Polyether	Einphasig
	Flexitime Magnum 360 Heavy Tray	Flexitime Correct Flow	A-Silikon	Doppelmisch-technik
	Flexitime Magnum 360 Monophase		A-Silikon	Einphasig
3M Espe AG, Seefeld	Express 2 Penta Putty	Express 2 Light Body Standard	A-Silikon	Doppelmisch-technik
	Impregum Penta H DuoSoft		Polyether	Einphasig
Kaniedenta GmbH&Co. KG, Herford	Symmetric Comfort	Fitnis SH light	A-Silikon	Doppelmisch-technik
	Symmetric Comfort Putty	Fitnis SH light	A-Silikon	Doppelmisch-technik

Bei der Verwendung der in Tabelle 2 genannten Materialien finden drei verschiedene Abformverfahren Anwendung.

Bei der Doppelmischtechnik wurde ein zähfließendes Material in den Abformträger gefüllt und die Pfeiler mit einem dünnfließenden Material umspritzt. Dieses Verfahren wurde angewandt bei Panasil tray soft, Panasil putty soft und Panasil binetics putty soft in Kombination mit Panasil initial contact light und Vinylsiloxanether heavy body mit Vinylsiloxanether light body

(Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg). Weiterhin findet die Doppelmischtechnik Anwendung bei Flexitime Magnum 360 Heavy Tray kombiniert mit Flexitime Correct Flow von Heraeus Kulzer GmbH, Hanau. Ebenso wurde sie genutzt bei dem Material Express 2 Penta Putty mit Express 2 light body standard (3M Espe AG, Seefeld) und auch bei den beiden Materialien von Kaniedenta GmbH & Co. KG, Herford: Symmetric Comfort und Symmetric Comfort Putty, die mit Fitnis SH light kombiniert wurden.

Eine Modifikation der Doppelmischtechnik ist die Sandwichtechnik (STACHNISS, 1977), die auf Grund der Herstellerempfehlung zusätzlich bei Panasil putty soft und Panasil binetics putty soft (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) durchgeführt wurde. Bei dieser Technik wurde neben dem Befüllen des Löffels mit einem zähfließenden Material noch eine Rinne in das Löffelmaterial gezogen, in die dünnfließendes Material, in diesen Fällen Panasil initial contact light, gespritzt wurde.

Die dritte Abformtechnik ist die Einphasenabformtechnik, bei der ausschließlich ein mittelfließendes Material genutzt wird. Der Abformträger wird in der gleichen Weise wie bei den anderen Abformtechniken befüllt und die Pfeiler werden mit dem gleichen Trägermaterial umspritzt, nur dass es in diesem Fall kein zusätzliches dünnfließendes Material gibt. Diese Technik findet bei Monopren transfer, Vinylsiloxanether Medium und Medium soft (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) bei P2 Polyether Magnum 360 Monophase und Flexitime Magnum 360 Monophase (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau), sowie bei Impregum Penta H Duosoft (3M ESPE AG, Seefeld) Anwendung.

Die Hersteller von Abformmaterialien geben eine Vielzahl von technischen Daten an, die in Tabelle 3 zusammengestellt sind.

Tab.3: Technische Daten der Abformmaterialien (Herstellerangaben)

Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg (A-Silikone)				
	Panasil tray soft	Panasil putty soft	Panasil binetics putty soft	Monopren transfer
EN ISO 4823	Typ0	Typ 0	Typ 0	Typ 2
Gesamtverarbeitungszeit (23 °C) Min:Sek	2:00	2:00	2:00	2:00
Mundverweildauer Min:Sek	2:00	2:00	3:00	2:00
Abbindeende Min:Sek	4:00	4:00	5:00	4:00
Lin. Maßänderung	-0,20 %	-0,20 %	-0,25 %	-0,20 %
Rückstellung nach Verformung	99,7 %	99,0 %	99,5 %	99,7 %
Verformung unter Druck	3,0 %	2,7 %	3,5 %	3,5 %
Shore-A-Härte	58	60	60	60

Kettenbach GmbH&Co.KG, Eschenburg (Vinylsiloxanether)			
	Vinylsiloxanether heavy body	Vinylsiloxanether medium soft	Vinylsiloxanether medium
EN ISO 4823	Typ 1	Typ 2	Typ 2
Gesamtverarbeitungszeit (23 °C)	2:00	2:00	2:00
Mundverweildauer	3:00	3:00	3:00
Abbindeende	5:00	5:00	5:00
Lin. Maßänderung	-0,25 %	-0,25 %	-0,25 %
Rückstellung nach Verformung	99,25 %	99,25 %	99,25 %
Verformung unter Druck	2,3 %	3,3 %	2,3 %
Shore-A-Härte	60	53	60

Heraeus Kulzer GmbH, Hanau (A-Silikone / Polyether)			
	Flexitime Magnum 360 heavy tray	Flexitime Magnum 360 Monophase	P2 Polyether Magnum 360 Monophase
EN ISO 4823	Typ 1	Typ 2	Typ 2
Gesamtverarbeitungszeit (23 °C)	2:30	2:30	2:00
Mundverweildauer	2:30	2:30	3:15
Abbindeende	5:00	5:00	5:15
Lin. Maßänderung	-0,2 %	-0,2 %	-0,5 %
Rückstellung nach Verformung	99,0 %	98,8 %	98,0 %
Verformung unter Druck	1,6 %	2,6 %	5,0%
Shore-A-Härte	72	58	58

3M Espe AG, Seefeld (A-Silikon / Polyether)		
	Express 2Penta Putty	Impregum Penta H Duo Soft
EN ISO 4823	Typ 0	Typ 2
Gesamtverarbeitungszeit (23°C)	1:30	2:30
Mundverweildauer	3:00	3:30
Abbindeende	4:30	6:00
Lin. Maßänderung	Keine Angaben	Keine Angaben
Rückstellung nach Verformung	Keine Angaben	Keine Angaben
Verformung unter Druck	Keine Angaben	Keine Angaben
Shore-A-Härte	Keine Angaben	Keine Angaben

Kaniedenta GmbH&Co.KG, Herford (A-Silikone)		
	Symmetric Comfort	Symmetric Comfort Putty
EN ISO 4823	Typ 1	Typ 0
Gesamtverarbeitungszeit (23°C)	2:30	1:30
Mundverweildauer	3:00	3:00
Abbindeende	5:30	4:30
Lin. Maßänderung	<-0,1%	< -0,4 %
Rückstellung nach Verformung	99,9%	99,9%
Verformung unter Druck	2,5 %	1,8 %
Shore-A-Härte	72	74

4.3 Modellmaterial

Alle Abformungen wurden mit SAE Spezi Gips hellbraun (SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven) ausgegossen. Dies ist ein kunststoffverstärkter Stumpfgips der Güteklasse IV, dessen Expansion laut Hersteller bei 0,08 % liegt. Die Verarbeitungszeit beträgt fünf bis sieben Minuten und die Abbindezeit zehn bis zwölf Minuten. Die Druckfestigkeit des Gipses liegt im nassen Zustand bei 7.000 psi (entspricht 48 MPa) und im trockenen Zustand bei 11.000 psi (entspricht 76 MPa).

4.4 Versuchsaufbau

Die Abzugskräfte wurden mit der Universalprüfmaschine Z005 der Firma Zwick GmbH & Co. KG, Ulm gemessen. Genutzt wurde ein 2000 N-Kraftaufnehmer und der Wegaufnehmer war der Traversenweg. Sowohl die Abzüge vom Urmodell als auch die Abzüge vom Gipsmodell erfolgten mit einer Geschwindigkeit von 800 mm/min.

Speziell für diese Untersuchungen angefertigte Adapter dienten als Verbindung zwischen der Abzugsmaschine und dem Abformträger bzw. dem Urmodell.

Verwendet wurden Rim-Lock-Löffel der Größe 1 (Uco-Lock, Uk-1, Ubert, Berlin). Diese Abformträger wurden in der Abzugsmaschine oben und das Urmodell unten eingeschraubt (siehe Abb.9). Die Aufzeichnung der Messwerte erfolgte computergestützt.

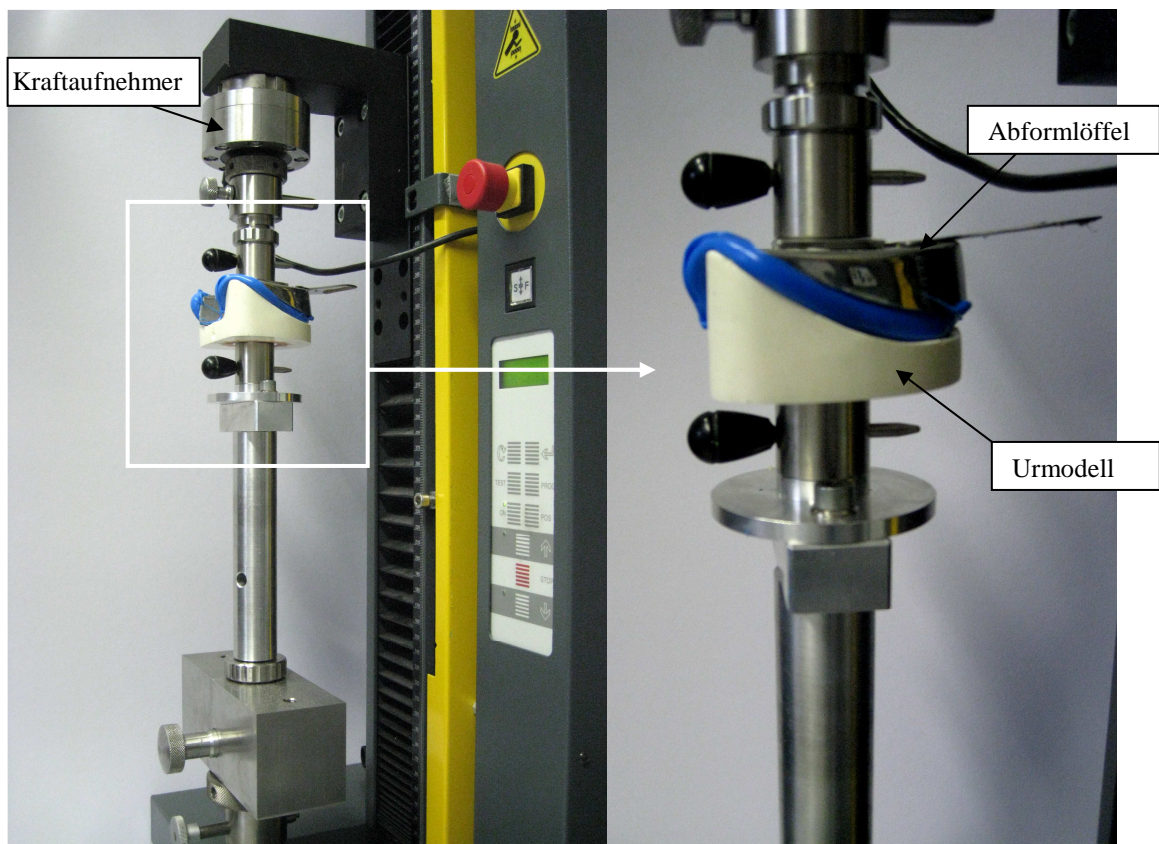


Abb.9: Versuchsaufbau in der Universalprüfmaschine Z005 (Zwick GmbH&Co.KG,Ulm), das Bild rechts zeigt die Montage des Abformlöffels und des Urmodells

4.5 Versuchsdurchführung

Eine zusammengefasste Abfolge der einzelnen Schritte der Durchführung der Versuche zeigt Abbildung 10.

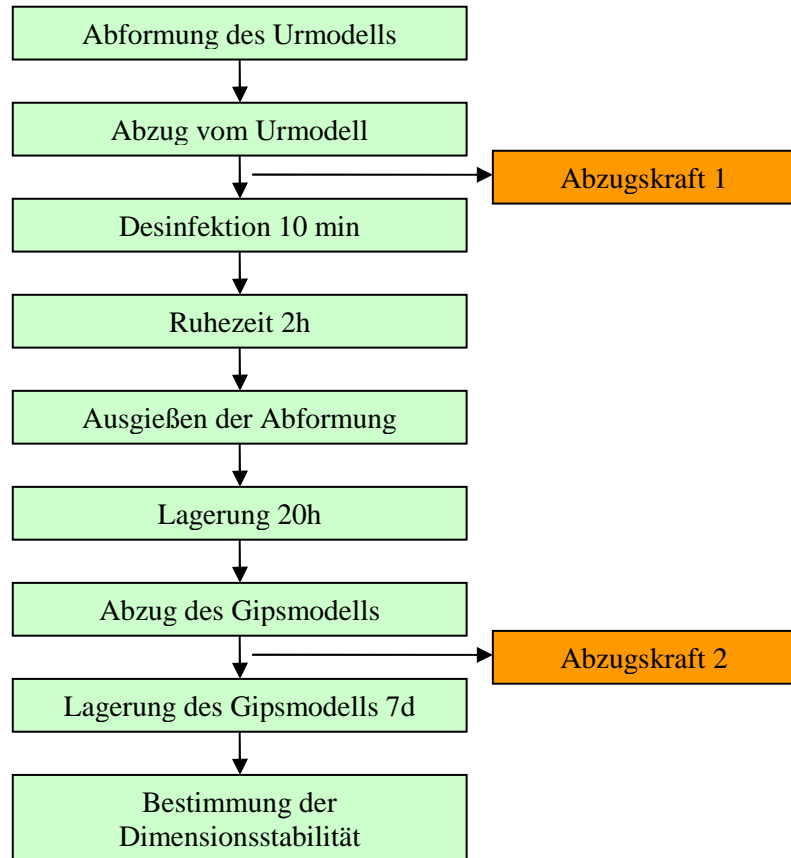


Abb.10: Ablaufplan der Versuche

4.5.1 Festlegung der Versuchsbedingungen

Alle Versuche wurden in einem vollklimatisierten Raum (Werkstoffprüflabor Hochschule Merseburg, Polymer Service GmbH Merseburg, Geusaer Straße Gebäude 131, Merseburg) mit einer annähernd konstanten relativen Luftfeuchtigkeit von 60 % und einer Temperatur von 23°C durchgeführt. Sowohl das Urmodell als auch die Abformmaterialien wurden in diesem Raum gelagert und nahmen somit dessen Temperatur an. Das Modell wurde nicht zusätzlich erwärmt oder befeuchtet.

Alle Materialien wurden nach Herstellerangaben verarbeitet, abgesehen von der Abbindezeit. Da die Hersteller die Abbindezeit unter Mundhöhlenbedingungen angeben, war es notwendig, in Vorversuchen die Abbindezeit für die einzelnen Materialien bei Raumtemperatur zu ermitteln.

Es wurden von jedem Abformmaterial Proben mit einer Dicke von 1 cm und einem Durchmesser von 8 cm hergestellt. Diese Proben wurden in ein 33°C warmes Wasserbad gelegt

und nach der vom Hersteller angegebenen Abbindezeit entnommen. Darauf folgte die Messung der Shore-A-Härte an zehn Punkten mit dem Prüfgerät 3150 der Firma Zwick GmbH & Co. KG, Ulm. Die Prüfnorm DIN 53505 wurde eingehalten.

Es wurde eine weitere Probe von jedem Abformmaterial hergestellt, die bei einer Raumtemperatur von 23°C und der relativen Luftfeuchtigkeit von 60 % aushärtete. Der Zeitpunkt wurde bestimmt, an dem die Probe den gleichen Wert der Shore A-Härte wie die Probe aus dem Wasserbad angenommen hat. Dieser Zeitpunkt wurde als Zeitpunkt des Abzuges des jeweiligen Abformmaterials vom Urmodell festgelegt. Die Shore A-Härte dient als Maß des Abbindegrades der Abformmaterialien.

Außer dem A-Silikon Panasil Putty Soft (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg), welches von Hand geknetet werden musste, wurden die Abformmaterialien mit dem Anmischgerät Dynamix von Heraeus Kulzer GmbH, Hanau gemischt.

Die erhaltenen Abformungen wurden auf der Materialseite gelagert und nach ungefähr zwei Stunden mit SAE Spezi Gips Typ IV (SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven) ausgegossen. Nach maximal 20 Stunden erfolgte der Abzug der Modelle von der Abformung. Die erhaltenen Modelle wurden trocken gelagert. Nach sieben Tagen wurden sie vermessen.

4.5.2 Abformung vom Urmodell

Das Befüllen des Abformträgers und das Umspritzen der Pfeiler erfolgten zeitgleich. Der Mischbeginn war gleichzeitig der Beginn der Zeitmessung. Jeder Stumpf wurde einzeln umspritzt, bis er vollständig mit Abformmaterial bedeckt war, abschließend wurde eine Spur des dünnfließenden Abformmaterials über die Zahnreihen gegeben. Der Abformträger wurde reichlich mit Abformmaterial beschickt, um es dann mit einem Spatel auf den Kanten des Löffels abzustreichen. So konnte gewährleistet werden, dass in jedem Löffel das gleiche Volumen an Abformmaterial vorhanden war.

Der Abformträger wurde im Oberteil der Abzugsmaschine befestigt und nach Ablauf der vom Hersteller angegebenen Verarbeitungszeit mit einer Geschwindigkeit von 800 mm/min heruntergefahren. Der Abstand zwischen dem Urmodell und dem Abformträger betrug an den Zähnen 38 und 48 jeweils 2 mm. Durch die starke Speekurve lag der Löffelabstand im Frontzahnggebiet bei 35 mm.

Nach der im Vorversuch bestimmten Abbindezeit wurde der Abformträger vom Urmodell abgezogen, ebenfalls mit einer Geschwindigkeit von 800 mm/min. Es erfolgte eine rechnergestützte Aufzeichnung des Messergebnisses.

Der Abformträger wurde aus der Abzugsmaschine entfernt und für zehn Minuten in ein Desinfektionsbad mit Silosept (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) getaucht. Die Tauchdesinfektion ist seit einigen Jahren durch die Stellungnahme der DGZMK gefordert (VIOHL, 1993).

4.5.3 Modellherstellung

Bevor die Abformungen ausgegossen werden konnten, mussten sie beschnitten und eine Manschette aus Giroform-Knetmasse Putty (Amann Girrbach AG, Koblach) zum Abdichten befestigt werden. Durch dieses Vorgehen wurde gewährleistet, dass sich keine Gipsüberschüsse am Löffelrand mit eventuell entstehenden Unterschnitten auf die Abzugskraft auswirken könnten. Um den Adapter der Abzugsmaschine am Gipsmodell befestigen zu können, wurden Einschraubmutter mit metrischem Innengewinde genutzt. Diese so genannten Rampa-Muffen wurden in der Mitte der Abformung platziert, um eine möglichst senkrecht wirkende Abzugskraft zu gewährleisten (siehe Abb.12).



Abb.12: Abformung vorbereitet zum Ausgießen

Alle Abformungen wurden nach maximal zwei Stunden mit SAE Spezi Gips hellbraun (SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven) ausgegossen. Die gesamten Modelle wurden von derselben Person hergestellt. Die Verarbeitung des Gipses erfolgte genau nach Herstellerangaben. Mit Hilfe eines Messbechers und einer Waage mit der Genauigkeit von 1 g wurde ein korrektes Wasser-Gipspulver-Verhältnis eingehalten (20 ml Wasser pro 100 g Gipspulver). Nach zweiminütiger Einsumpfzeit wurde der Gips 60 Sekunden mit dem Vakuümührgerät WAMIX-2 der Firma Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg durchgemischt. Das Rührwerk dieses Gerätes beginnt sich erst zu drehen, wenn ein Druck von 1 bar aufgebaut ist. Somit wurde sichergestellt, dass alle Modelle mit der gleichen cremigen Konsistenz des Gipses ausgegossen wurden und sich keine Blasen bilden konnten. Das Ausgießen der Abformungen erfolgte unter der Vibration eines Rüttlers.

Nach ungefähr 2 Stunden wurden die Knetmanschette und die Schraube entfernt. Das Ergebnis war ein Gipsmodell mit befestigtem Gewinde, das noch nicht vom Abformmaterial abgezogen war.

4.5.4 Abzug vom Gipsmodell

Nach ungefähr 20 Stunden erfolgte der Abzug der Gipsmodelle vom Abformmaterial ebenfalls in der Universalprüfmaschine von Zwick GmbH & Co.KG, Ulm (Z005). Dazu wurde diesmal der Abformträger unten in der Abzugsmaschine befestigt und das Modell oben. Der Abzug erfolgte mit einer Geschwindigkeit von 800 mm/min. In Abb.13 ist das abgezogene Gipsmodell dargestellt.



Abb.13: Gipsmodell nach dem Abzug

4.6 Bestimmung der Dimensionsstabilität

Nach sieben Tagen wurden die Modelle mit Hilfe von Video-Messtechnologie (VMZM, TV-Tubus-16x, Objektiv 2,0x, Vergrößerung 4,0x, Software 4H JE Mess 2D, Jena, Deutschland) vermessen. Es wurden die sechs Strecken zwischen den Pfeilern gemessen, jede Strecke zwei Mal an jedem Modell, um eine große Zahl an Messwerten zu erzielen. Daraus wurde der Mittelwert für jedes Abformmaterial gebildet. Diese wurden wiederum addiert, um die Dimensionsänderung im Verhältnis zum Urmodell feststellen zu können. Die Beschränkung auf eine zweimalige Messung ist dadurch gerechtfertigt, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Werten feststellbar waren.

Da das Bild des Mikroskops zweidimensional ist, musste eine parallele Ausrichtung gewährleistet sein. Sowohl das Urmodell als auch die Gipsmodelle wurden auf einem Frästisch fixiert (Abb.14). Eine Schiene wurde aus dem knetbaren A-Silikon Shera-Duett (SHERA-Werkstofftechnologie, Lemförde) hergestellt, darauf wurde eine Glasplatte mit einer Wasserwaage gelegt. Diese Schiene konnte nach dem Aushärten somit auf jedes Modell aufgesetzt werden und es war sichergestellt, dass eine gleichmäßige Auflage für die Wasserwaage geschaffen wurde. Computergestützt wurde der Pfeilerabstand ermittelt.

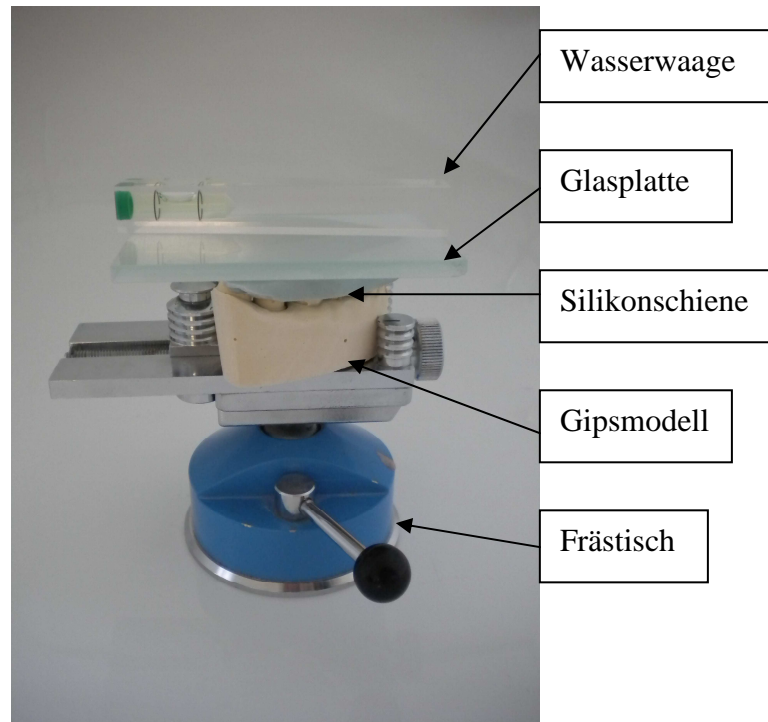


Abb.14: Ausrichtung des Gipsmodells zur Streckenmessung

Weiterhin wurde jedes Modell subjektiv beurteilt. Folgende Kriterien wurden berücksichtigt: das Vorliegen von Blasen und Unebenheiten, die Wiedergabe der zirkulären Rillen der Stümpfe und das okklusale Kreuz des Stumpfes an Position 37.

4.7 Auswertung der Messwerte

Im Interesse einer hohen statistischen Sicherheit der Messergebnisse wurden für das jeweilige Abformmaterial Serienversuche zur Ermittlung der Abzugskräfte und der Shore-A-Härte sowie der Messungen zur Dimensionsstabilität durchgeführt. Damit konnten statistische Auswertungsmethoden genutzt werden, die z.B. über die Berechnung der Standardabweichung oder mittleren prozentualen Abweichung eine Bewertung der Methodik und der Ergebnisse zulassen.

Weitere angewendete Auswertungsmethoden beziehen sich auf die Nullhypothese, die besagt, dass zwischen den Mittelwerten der Gruppen kein Unterschied besteht. Daher wurde zu ihrer Überprüfung eine einfaktorielle Varianzanalyse mit anschließenden A-posteriori-Tests durchgeführt (SPSS für Windows 16, SPSS inc, USA). Weiterhin wurde die Korrelation nach Pearson zwischen den Abzugskräften und den Shore-A-Härten errechnet, da es sich um intervallskalierte und dichotome Daten handelt.

Tukey's HSD (Honestly significant Difference) bildet homogene Untergruppen. Dies ist ein Testverfahren für Spannweitentests und Mehrfachvergleiche. Es wird die Student-t-Verteilung für alle möglichen paarweisen Vergleiche zwischen den Gruppen verwendet.

5 Ergebnisse

5.1 Abzug vom Urmodell

Eine Übersicht über die Abzugskräfte vom Urmodell, die damit verbundenen Standardabweichungen, die mittleren prozentualen Abweichungen und die Shore-A-Härten sind in Tabelle 4 und Abbildung 15 dargestellt.

Tab.4: Abzugskräfte und Shore-A-Härte der Abformmaterialien (Urmodell)

Abformmaterial	Mittelwert Abzugskraft	Standardab- weichung	Mittlere prozentuale Abweichung	Mittelwert Shore-A- Härte
Panasil tray soft	290,80 N	21,10 N	7,26 %	56,30
Panasil putty soft (Doppelmisch)	299,03 N	25,88 N	8,66 %	55,71
Panasil putty soft (Sandwich)	274,84 N	20,64 N	7,51 %	55,71
Panasil binetics putty soft (Doppelmisch)	427,39 N	17,07 N	3,98 %	56,62
Panasil binetics putty soft (Sandwich)	358,07 N	19,17 N	5,35 %	56,62
Monopren transfer	306,20 N	19,73 N	6,44 %	55,76
Vinylsiloxanether Heavy body	350,12 N	25,82 N	7,38 %	53,89
Vinylsiloxanether Medium soft	401,27 N	43,40 N	11,32 %	49,73
Vinylsiloxanether Medium	413,68 N	41,21 N	9,96 %	56,57
P2 Polyether Magnum 360 Monophase	455,15 N	32,49 N	7,14 %	44,78
Flexitime Magnum 360 Heavy Tray	402,15 N	21,64 N	5,38 %	67,23
Flexitime Magnum 360 Monophase	454,04 N	43,21 N	9,52 %	56,59
Express 2 Penta Putty	295,50 N	10,26 N	3,47 %	69,46
Impregum Penta H Duosoft	> 1500 N	keine Angaben	keine Angaben	49,30
Symmetric Comfort	497,81 N	28,02 N	5,63 %	59,23
Symmetric Comfort Putty	462,78 N	23,43 N	5,06 %	65,40

Die Werte für die Abzugskräfte befinden sich im Bereich zwischen 290,80 N und > 1500 N. Die mittlere prozentuale Abweichung beträgt maximal 11,32 %. Die Shore-A-Härte der Abformmaterialien liegt zwischen 49,73 und 69,46.

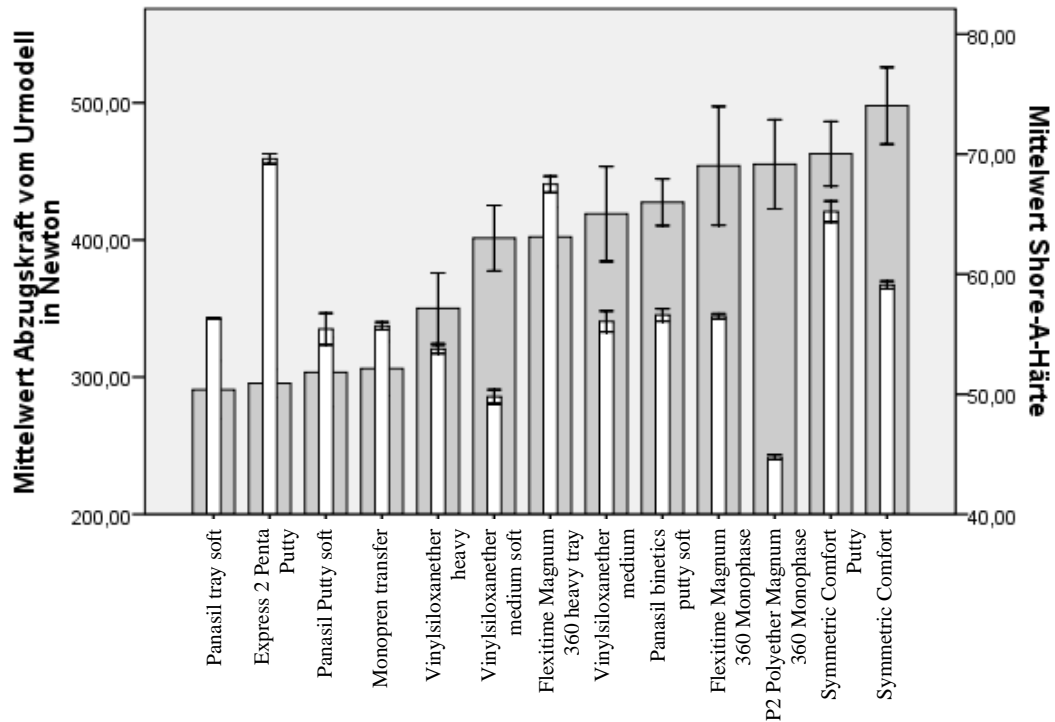


Abb. 15.: Mittelwerte der Abzugskraft vom Urmodell (graue Balken) und der Shore-A-Härte (weiße Balken)

Die Korrelation zwischen der Abzugskraft vom Urmodell und der Shore-A-Härte wird in Tabelle 5 zusammengefasst. Die errechnete Korrelation nach Pearson liegt bei -0,121, stellt somit eine negative Korrelation dar und berechtigt nicht a priori zur Aussage, dass ein statistischer Zusammenhang zwischen der Abzugskraft vom Urmodell und der Shore-A-Härte besteht. Der Korrelationskoeffizient ist mit einem Wert von 0,254 signifikant von Null verschieden.

Tab.5: Korrelation zwischen Abzugskraft und Shore-A-Härte (Urmodell)

		Abzugskraft vom Urmodell in Newton	Shore-A-Härte
Abzugskraft vom Urmodell in Newton	Korrelation nach Pearson	1,000	-0,121
	Signifikanz (2-seitig)		0,254
Shore-A-Härte	Korrelation nach Pearson	-0,121	1,000
	Signifikanz (2-seitig)	0,254	

In Tabelle 6 sind die Abzugskräfte vom Urmodell nach Tuckey's HSD dargestellt. Dadurch sollen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppenmittelwerten bestimmt werden.

Tab.6: Abzugskraft vom Urmodell – Tukey's HSD

Abformmaterial	N	Untergruppe für Alpha = 0.05.				
		1	2	3	4	5
Panasil tray soft	7	290,8000				
Express 2 Penta putty	7	295,5029				
Panasil putty soft	7	303,4883	303,4883			
Monopren transfer	7	306,2029	306,2029			
Vinylsiloxanether Heavy body	7		350,1229			
Vinylsiloxanether Medium soft	7			401,2729		
Flexitime Magnum 360 Heavy Tray	7			402,1529		
Vinylsiloxanether medium	7			418,9614	418,9614	
Panasil binetics soft	7			427,3900	427,3900	
Flexitime Magnum 360 Monophase	7				454,0386	454,0386
P2 Polyether Magnum 360 Monophase	7				455,1486	455,1486
Symetric Comfort Putty	7				462,7814	462,7814
Symmetric Comfort	7					497,7786
Signifikanz		0,997	0,071	0,822	0,117	0,119

Die zur Entfernung des Abformträgers vom Urmodell nötigen Kräfte unterscheiden sich zwischen den Abformmaterialien signifikant (einfaktorielle ANOVA, $p < 0,001$).

Die Mittelwerte der Abzugskräfte für das am leichtesten zu entfernende Material lagen um 40 % niedriger als die Mittelwerte der Abzugskräfte für das am schwersten zu entfernende Material.

Die geringste Kraft ist beim Abzug des A-Silikons Panasil tray soft in Verbindung mit Panasil initial contact light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) nötig, sie beträgt lediglich 290,80 N. Im Gegensatz dazu musste eine Kraft von 497,81 N aufgebracht werden, um das A-Silikon Symmetric Comfort in Kombination mit Fitnis SH light (Kanedenta GmbH & Co. KG, Herford) vom Urmodell zu entfernen. Innerhalb dieser Messwerte lagen geringe Schwankungen vor. Die getesteten Polyether befinden sich im Bereich der hohen Abzugskräfte.

Die Abzugskräfte für das Material Impregum Penta H DuoSoft (3M Espe AG, Seefeld) waren mit diesem Versuchsaufbau nicht bestimmbar, da die Haltevorrichtung des Urmodells bei einer Abzugskraft von über 1500 N brach.

Die zum Zeitpunkt der Messungen noch nicht auf dem Markt eingeführten Abformmaterialien der Firma Kettenbach aus der Stoffklasse der Vinylsiloxanether sollen die Vorteile der

A-Silikone mit den Vorteilen der Polyether in sich vereinen. Die drei getesteten Materialien dieses Typs liegen im mittleren Bereich der Abzugskräfte bei durchschnittlich 380 N.

Weiterhin ist erkennbar, dass Abformungen, die mit der Einphasentechnik genommen wurden, im mittleren Drittel der Abzugskräfte liegen. Auf Herstellerempfehlung hin wurden die Materialien Panasil putty soft und Panasil binetics putty soft (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) sowohl in der Doppelmischtechnik als auch in der Sandwichtechnik getestet. Die Abzugskräfte waren bei der Anwendung der Sandwichtechnik geringer als bei der Doppelmischtechnik. Beim A-Silikon Panasil putty soft beträgt die Abzugskraft nur 92 % und bei Panasil binetics putty soft 84 % der Werte bei der Anwendung der Doppelmischtechnik, beide Materialien werden mit Panasil initial contact light kombiniert.

Zwischen den Abzugskräften bei der Entfernung vom Urmodell und der Shore-A Härte zum Zeitpunkt des Entfernens konnte keine Korrelation festgestellt werden ($r = -0,121$, $p = 0,254$). Die höchste Shore-A-Härte weist das A-Silikon Express 2 Penta putty in Kombination mit Express 2 light auf, der Wert liegt bei 69,49. Allerdings beträgt die gemessene Abzugskraft nur 295,50 N. Der Polyether P2 Polyether 360 Monophase (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) hat die geringste Shore-A-Härte mit 44,78, jedoch liegt der Wert für die Abzugskraft im oberen Drittel. Impregum Penta H Duo Soft (3M Espe AG, Seefeld) weist mit unter 50 eine recht geringe Shore-A-Härte auf, allerdings ergab die Untersuchung der Abzugskräfte für dieses Material den mit Abstand höchsten Wert.

5.2 Abzug vom Gipsmodell

Die Abzugskräfte bei der Entformung der Gipsmodelle, die damit verbundenen Standardabweichungen, die mittleren prozentualen Abweichungen und die Shore-A-Härten verdeutlichen Tabelle 7 und Abbildung 16.

Tab.7: Abzugskräfte und Shore-A-Härte der Abformmaterialien (Gipsmodell)

Abformmaterial	Mittelwert Abzugskraft	Standardabweichung	Mittlere prozentuale Abweichung	Mittelwert Shore-A-Härte (24h)
Panasil tray soft	124,19 N	14,59 N	11,75 %	57,86
Panasil putty soft (Doppelmisch)	137,53 N	17,54 N	12,75 %	56,72
Panasil putty soft (Sandwich)	119,58 N	11,99 N	10,02 %	56,72
Panasil binetics putty soft (Doppelmisch)	161,96 N	21,6 N	13,33 %	57,41
Panasil binetics putty soft (Sandwich)	144,41 N	17,22 N	11,92 %	57,41
Monopren transfer	147,82 N	15,69 N	10,62 %	57,46
Vinylsiloxanether Heavy body	127,31 N	15,29 N	12,01 %	58,51
Vinylsiloxanether Medium soft	111,40 N	13,51 N	12,13 %	50,41
Vinylsiloxanether Medium	147,40 N	8,49 N	5,76 %	59,37
P2 Polyether Magnum 360 Monophase	152,77 N	7,56 N	4,95 %	54,67
Flexitime Magnum 360 Heavy Tray	137,72 N	14,85 N	10,78 %	70,47
Flexitime Magnum 360 Monophase	130,57 N	12,97 N	9,93 %	57,29
Express 2 Penta Putty	200,22 N	11,71 N	5,85 %	70,00
Impregum Penta H DuoSoft	keine Angaben	keine Angaben	keine Angaben	keine Angaben
Symmetric Comfort	130,33 N	2,97 N	2,28 %	59,86
Symmetric Comfort Putty	164,61 N	11,73 N	7,12 %	68,36

Die Abzugskräfte vom Gipsmodell variieren zwischen 111,40 N und 200,22 N. Sie weisen eine mittlere prozentuale Abweichung von 2,28 % bis 13,33 % auf. Die Shore-A-Härte nach 24 stündiger Lagerung beträgt zwischen 50,41 und 70,00.

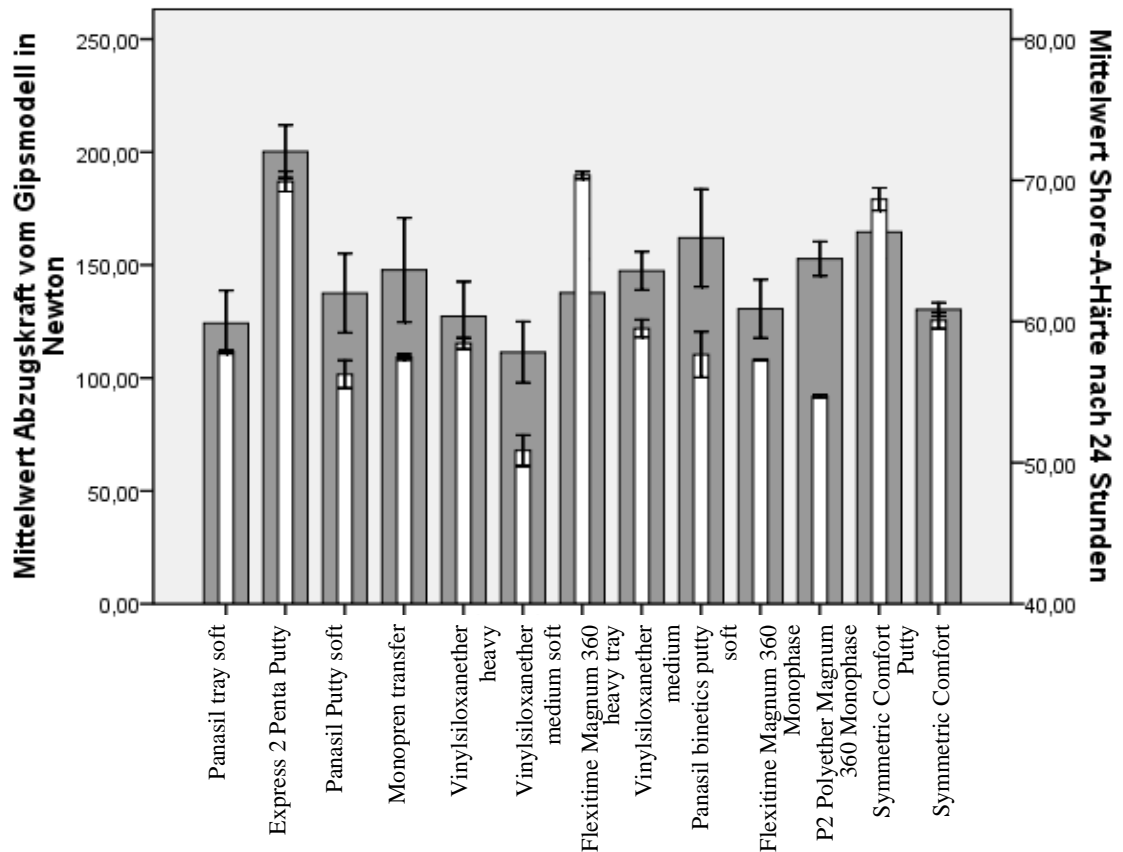


Abb 16.: Mittelwerte der Abzugskraft vom Gipsmodell (graue Balken) und der Shore-A-Härte (weiße Balken)

Die Korrelation zwischen der Abzugskraft vom Gipsmodell und der Shore-A-Härte wird in Tabelle 8 zusammengefasst. Die errechnete Korrelation nach Pearson liegt bei 0,53; sie stellt somit eine positive Korrelation dar und berechtigt zur Aussage, dass ein statistischer Zusammenhang zwischen der Abzugskraft vom Gipsmodell und der Shore-A-Härte besteht. Der Korrelationskoeffizient hat einen Wert von unter 0,001.

Tab.8: Korrelation zwischen Abzugskraft und Shore-A-Härte (Gipsmodell)

		Abzugskraft vom Gipsmodell in Newton	Shore-A-Härte
Abzugskraft vom Gipsmodell in Newton	Korrelation nach Pearson	1,000	0,53
	Signifikanz (2-seitig)		<0,001
Shore-A-Härte	Korrelation nach Pearson	0,53	1,000
	Signifikanz (2-seitig)	<0,001	

In Tabelle 9 sind die Abzugskräfte in Newton vom Gipsmodell nach Tuckey's HSD zusammengefasst. Dadurch sollen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppenmittelwerten bestimmt werden.

Tab.9: Abzugskraft vom Gipsmodell – Tuckey's HSD

Abformmaterial	N	Untergruppe für Alpha = 0.05.					
		1	2	3	4	5	6
Vinylsiloxanether Medium soft	7	111,400					
Panasil tray soft	7	124,190	124,190				
Vinylsiloxanether Heavy body	7	127,314	127,314	127,314			
Symmetric Comfort	7	130,333	130,333	130,333			
Flexitime Magnum 360 Monophase	7	130,571	130,571	130,571			
Panasil putty soft	7	137,527	137,527	137,527	137,527		
Flexitime Magnum 360 Heavy Tray	7	137,720	137,720	137,720	137,720		
Vinylsiloxanether medium	7		147,403	147,403	147,403	147,403	
Monopren transfer	7		147,823	147,823	147,823	147,823	
P2 Polyether Magnum 360 Monophase	7			152,776	152,776	152,776	
Panasil binetics soft	7				161,964	161,964	
Symetric Comfort Putty	7					164,617	
Express 2 Penta putty	7						200,223
Signifikanz		0,053	0,129	0,072	0,100	0,580	1,000

Die zur Entformung vom Gipsmodell notwendigen Kräfte unterscheiden sich zwischen den Materialien signifikant (einfaktorielle ANOVA $p < 0,001$). Tukey's HSD bildet sechs homogene Untergruppen. Die Mittelwerte der Abzugskräfte für das am leichtesten zu entformende Material lagen um 46% niedriger als die Mittelwerte der Abzugskräfte für das am schwersten zu entformende Material.

Das Material Vinylsiloxanether medium soft der Firma Kettenbach GmbH & Co.KG, Eschenburg weist die geringste Abzugskraft beim Entformen des Gipsmodells auf, sie liegt gerade einmal bei 111,40 N. Die höchste Abzugskraft mit 200,22 N musste beim A-Silikon Express 2 Penta putty in Verbindung mit Express 2 light (3M Espe AG, Seefeld) aufgewandt werden. Das Polyethermaterial der Firma Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau befindet sich im mittleren Drittel der Abzugskräfte.

Es ist keine Tendenz in Richtung hoher bzw. niedriger Abzugskräfte bei der Anwendung der Einphasentechnik bzw. der Doppelmischtechnik erkennbar. Bei der Anwendung der

Sandwichtechnik ist wie beim Abzug vom Urmodell eine Reduktion der notwendigen Abzugskraft vorhanden. Beim Material Panasil putty soft beträgt die Abzugskraft bei der Sandwichtechnik nur 87 % und bei Panasil binetcs putty soft 89 %, beide Materialien wurden wiederum mit Panasil initial contact light verwendet (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg).

Eine geringe Korrelation besteht zwischen den Kräften des Abzugs vom Gipsmodell und der Shore-A-Härte zum Zeitpunkt des Entformens ($r=0,53$, $p<0,001$). Die Shore-A-Härte war bei allen Abformmaterialien nach 24 Stunden erhöht. Der Vinylsiloxanether medium soft (Kettenbach GmbH&Co.KG, Eschenburg) weist sowohl die geringste Shore-A-Härte mit 50,4 als auch die geringste Abzugskraft auf. Mit einem Wert von 70,47 hat das A-Silikon Flexitime Magnum 360 heavy tray, das mit Flexitime Correct Flow (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) kombiniert wird, den höchsten Shore-A-Härte-Wert, jedoch liegt die Abzugskraft im mittleren Bereich. Express 2 Penta putty (3M Espe AG, Seefeld) in Verbindung mit Express 2 light erreicht mit einer Shore-A-Härte von 70 fast den höchsten Wert, die Abzugskraft dieses Materials ist im Vergleich zu den anderen getesteten Materialien am größten.

Von der Größe der Kraft beim Abzug vom Urmodell direkt nach der Abbindephase kann nicht auf die Größe der Kraft bei der Entformung des Gipsmodells geschlossen werden. Zum Abzug des A-Silikons Express 2 Penta putty (3M Espe AG, Seefeld) vom Urmodell war nur eine sehr geringe Kraft nötig, dagegen war ein hoher Kraftaufwand erforderlich, um das Gipsmodell zu entformen. Für die Abformmaterialien von Kaniedenta GmbH & Co. KG, Herford musste eine hohe Kraft beim Abzug vom Urmodell aufgewendet werden. Die Kräfte für Symmetric Comfort Putty waren auch bei der Entformung sehr hoch, während die Kräfte zum Abzug des Gipsmodells beim A-Silikon Symmetric Comfort im unteren Bereich lagen, beide Materialien wurden mit dem dünnfließenden Fitnis SH light dieser Firma kombiniert.

5.3 Dimensionsstabilität und Oberflächenqualität

In der folgenden Tabelle 10 sind die Ergebnisse der Vermessung und der subjektiven Beurteilung der gewonnenen Gipsmodelle zusammengefasst. Die Summe der vermessenen Strecken ergibt sich – wie in Kapitel 4.6 dargelegt – aus der Addition der Pfeilerabstände. Die prozentuale Änderung bezieht sich in jedem Fall auf das Urmodell.

Tab.10: Dimensionsänderung und subjektive Beurteilung der Gipsmodelle

Abformmaterial	Summe der Strecken	Prozentuale Änderung	Subjektive Beurteilung
Urmodell	229,746 mm		
Panasil tray soft	229,861 mm	0,05%	keine Unebenheiten keine Blasen okklusales Kreuz 37 gut sichtbar und gleichmäßig zirkuläre Rillen gut sichtbar
Panasil putty soft (Doppelmischtechnik)	229,687 mm	-0,03 %	okklusales Kreuz sehr schwach zirkuläre Rillen kaum erkennbar 1 Modell 48 abgebrochen
Panasil putty soft (Sandwichtechnik)	229,882 mm	0,06 %	okklusales Kreuz sehr schwach zirkuläre Rillen kaum erkennbar Qualität der Modelle sehr unterschiedlich
Panasil binetics putty soft (Doppelmischtechnik)	229,602 mm	-0,06 %	keine Unebenheiten keine Blasen okklusales Kreuz 37 schwach zirkuläre Rillen kaum erkennbar
Panasil binetics putty soft (Sandwichtechnik)	229,914 mm	0,07 %	keine Unebenheiten sehr wenige Blasen okklusales Kreuz 37 schwach zirkuläre Rillen gut erkennbar
Monopren transfer	230,132 mm	0,17 %	keine Unebenheiten sehr wenige Blasen okklusales Kreuz 37 schwach zirkuläre Rillen gut erkennbar
Vinylsiloxanether Heavy body	229,805 mm	0,03 %	keine Unebenheiten keine Blasen okklusales Kreuz 37 unregelmäßig zirkuläre Rillen sichtbar
Vinylsiloxanether Medium soft	229,716 mm	-0,01 %	Unebenheiten vorhanden Blasen vorhanden okklusales Kreuz 37 sehr schwach zirkuläre Rillen sichtbar
Vinylsiloxanether Medium	229,841 mm	0,04 %	keine Unebenheiten keine Blasen okklusales Kreuz 37 schwach und ungleichmäßig zirkuläre Rillen erkennbar
P2 Polyether Magnum 360 Monophase	230,124 mm	0,16 %	viel Unebenheiten viele Blasen okklusales Kreuz 37 sehr schlecht erkennbar (1 Modell nicht messbar) zirkuläre Rillen nicht erkennbar
Flexitime Magnum 360 Heavy Tray	229,927 mm	0,08 %	keine Unebenheiten keine Blasen okklusales Kreuz 37 sehr gut zirkuläre Rillen gut sichtbar 1 Modell Frontzähne abgebrochen
Flexitime Magnum 360 Monophase	229,909 mm	0,07 %	viele Unebenheiten viele Blasen okklusales Kreuz 37 schwach zirkuläre Rillen kaum erkennbar
Express 2 Penta Putty	229,834 mm	0,04 %	keine Unebenheiten keine Blasen okklusales Kreuz 37 gut und gleichmäßig zirkuläre Rillen angedeutet 1 Modell Front abgebrochen
Symmetric Comfort	229,896 mm	0,07 %	keine Unebenheiten keine Blasen zirkuläre Rillen schwach angedeutet okklusales Kreuz 37 schwach und gleichmäßig
Symmetric Comfort Putty	229,875 mm	0,06 %	keine Unebenheiten keine Blasen okklusales Kreuz 37 sehr schwach zirkuläre Rillen schwach angedeutet

Die gemessenen Strecken der Gipsmodelle aller Abformmaterialien weichen nur in sehr geringem Maße von denen des Urmodells ab, jedoch ist die Qualität hinsichtlich der Prägeschärfe sehr unterschiedlich.

Das A-Silikon Monopren transfer (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) weist mit 0,17 % die höchste Streckenänderung auf, jedoch ist die Qualität der Modelle gut. Die in diesem Fall entstandenen Gipsmodelle sind größer als das Urmodell.

Die subjektive Beurteilung ergab, dass die A-Silikone Panasil tray soft in Kombination mit Panasil initial contact light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) und Flexitime Magnum 360 heavy tray mit Flexitime correct flow (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) sowohl in der Prägeschärfe als auch in der Oberflächenbeschaffenheit die besten Ergebnisse liefern. Mit um 0,08 % vergrößerten Modellen befinden sich diese Materialien auf einem hohen Qualitätsniveau. Dagegen sind die Modelle, die mit Hilfe von P2 Polyether Magnum 360 Monophase (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) erzeugt wurden, nach subjektiver Beurteilung als minderwertig anzusehen. Außerdem hat die prozentuale Streckenänderung mit 0,16 % fast den höchsten Werte erreicht.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Versuchsmethodik

Die Untersuchungen der Abzugskräfte wurden an einem eigens für diese Studie konstruierten Versuchsaufbau durchgeführt. Es ist zu diskutieren, ob dieser für weiterführende Untersuchungen von Abzugskräften geeignet ist. Als Vorlage für das Urmodell diente ein Unterkiefer-Phantommodell, somit ergab sich eine realistische Situation für eine Abformung. Als problematisch stellte sich die starke Speekurve des Modells dar. Durch eine Abflachung hätte sich eine gleichmäßigere Schichtstärke des Abformmaterials im Abformlöffel ergeben. Weiterhin ist die Wahl des Modellmaterials zu diskutieren. Epoxidkunststoff ist ein sehr festes Material und lässt sich auch problemlos reinigen, allerdings könnte es doch zu Reaktionen mit Polyethern gekommen sein, obwohl sich Modellmaterialien auf Epoxydbasis nach STAMM (2000) für alle additionsvernetzenden Silikone und Polyether eignen sollen. Offensichtlich ist eine Beeinflussung der Abbindereaktion eingetreten und somit hat eine Änderung der Oberflächeneigenschaften des Abformmaterials stattgefunden. Daraus resultierte eine Veränderung der Abzugskräfte. Der Polyether Impregum Penta H Duosoft (3M Espe AG, Seefeld) war mit diesem Versuchsaufbau nicht zu untersuchen. Bei einem Wert von 1500 N löste sich die Verankerung aus dem Urmodell. Nach Entfernung des Abformmaterials war die Oberfläche des Urmodells sehr klebrig, der Polyether schien nicht vollständig abgebunden zu sein. Somit erhärtet sich der Verdacht, dass das Modellmaterial den Abbindevorgang von Impregum Penta H Duosoft (3M Espe AG, Seefeld) beeinflusst.

Die eingesetzten Messingstümpfe haben ihren Zweck als Messpunkte erfüllt, kritisch ist die mangelnde Härte zu betrachten, da sie sehr kratzanfällig sind. Beim Reinigen des Urmodells könnten Kratzer entstehen, die die Darstellung der Messpunkte auf dem Gipsmodell verändern. Die Universalprüfmaschine der Firma Zwick GmbH & Co. KG, Ulm stellt für die Messung der Abzugskräfte das optimale Prüfgerät dar. Sie bietet eine Vielzahl von Einstellungsmöglichkeiten, z.B. die Regulierung der Abzugsgeschwindigkeit und die Anpassung des Abstandes zwischen dem Urmodell und dem Abformlöffel. Die Abformmaterialien wiesen durch den konstanten Abstand bei jedem Versuch die gleiche Schichtdicke auf. Weiterhin erfolgten die Abzüge mit einer sehr hohen Geschwindigkeit und strikt senkrecht. Dies stellt zwar nicht korrekt den Abzug einer Abformung in der zahnärztlichen Praxis dar und führt somit zu veränderten Absolutwerten, allerdings konnte somit ein standardisiertes Vorgehen gewährleistet werden. Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse blieb aber erhalten und es ist möglich, die relativen Unterschiede zwischen den Abformmaterialien darzustellen. Eine Einschätzung hinsichtlich hoher bzw. niedriger Abzugskräfte im Patientenmund erscheint möglich.

Die Nutzung eines konfektionierten Abformlöffels aus Metall sicherte die Vergleichbarkeit der Ergebnisse, da er sehr verwindungssteif ist und somit ein Fehler durch nachgebendes Material ausgeschlossen werden kann.

Als potentielle Fehlerquelle ist das Befüllen des Löffels anzusehen. Das Abformmaterial wurde maschinell angemischt und in den Löffel gefüllt. Dieser Vorgang wurde immer von der gleichen Person nach dem gleichen Modus durchgeführt. Weiterhin wurden Überschüsse mit einem Spatel abgestrichen. Trotzdem ist es möglich, dass gewisse Unterschiede hinsichtlich der Menge und Blasenfreiheit entstanden.

Mit dem gewählten Versuchsaufbau ist eine wesentlich präzisere Ermittlung der Abzugskräfte als in der Untersuchung von LEUFFEN aus dem Jahr 1970 möglich. LEUFFEN nutzte lediglich einen Federkraftmesser, den er mit der Hand möglichst senkrecht abzog. Weiterhin mussten alle Abformmaterialien mit der Hand angemischt werden (LEUFFEN, 1970). Die gut reproduzierbaren Ergebnisse der Abzugskräfte sprechen eindeutig für die Eignung des in dieser Untersuchung genutzten Versuchsaufbaus, der durch geringe Modifikationen optimiert werden kann und somit für weiterführende Untersuchungen bezüglich der Abzugskräfte geeignet ist.

Die Messungen der Shore-A-Härte wurden nach DIN-Norm durchgeführt. Es entstand eine Vielzahl von Messwerten, durch Wiederholungsmessungen wurde eine hohe statistische Sicherheit erreicht.

Die Messungen der Dimensionsstabilität sind kritischer zu betrachten. Jedes Modell wurde manuell zur Tischebene ausgerichtet. Die Anfertigung einer Silikonschiene und die Verwendung einer Wasserwaage sollten die Gleichförmigkeit der Untersuchung sichern. Des Weiteren wurden die Messpunkte in hoher Vergrößerung auf einem zweidimensionalen Bild gesetzt. Es ergaben sich Schwierigkeiten durch unterschiedlich stark geprägte Kreuze. Jedoch wurden mit diesem Vorgehen Ergebnisse gewonnen, die in früheren Studien im gleichen Messbereich lagen (WÖSTMANN, 1998). Die subjektive Beurteilung diente zur qualitativen Bewertung der Modelle. Dieser Aspekt ist praxisrelevant, da Blasen und Unebenheiten ein Modell unbrauchbar für den Zahntechniker machen. Weiterhin ist die Prägeschärfe eines Abformmaterials ein wichtiges Qualitätsmerkmal.

Fehler auf den hergestellten Gipsmodellen können allerdings auch Folge des Ausgießens sein. Alle Modelle wurden von der gleichen Person nach dem gleichen Schema ausgegossen. Jedoch können situationsbedingte Veränderungen beim Einfüllen des Gipses in die Abformung bzw. bei der Dauer des Rüttelns entstanden sein.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass mit Hilfe der gewählten Methodik praxisnahe und weitgehend reproduzierbare Ergebnisse gewonnen werden konnten und der gesamte Versuchsaufbau für weiterführende Untersuchungen geeignet ist. Fehlerquellen können durch geringe Veränderung in Vorgehen und Material weiter verringert werden.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Untersuchungen zu den Abzugskräften haben gezeigt, dass signifikante Unterschiede zwischen den Abformmaterialien untereinander sowohl beim Abzug vom Urmodell als auch beim Abzug des Gipsmodells bestehen. Zwischen den gemessenen Minimal- und Maximalwerten ergab sich ein Unterschied von 40 % beim Abzug direkt nach der Abbindephase bzw. von 46 % beim Abzug des Gipsmodells. Im Vergleich zu früheren Untersuchungen lagen die gewonnenen Werte für die Abzugskraft deutlich höher, dieser Unterschied ist jedoch durch die unterschiedlichen Versuchsaufbauten zu erklären (LEUFFEN, 1970). LEUFFEN formte maximal sechs Zähne (Zahn 13 bis 23) gleichzeitig ab und hat eine Abzugskraft von 56 N mit einem Silikon gemessen. Er belegte selbst, dass die Kraft mit zunehmender Gebietsgröße steigt. Für die hier durchgeführte Studie wurde ein gesamter Unterkiefer mit Molaren und Interdentalräumen genutzt. Weiterhin wurden in der Untersuchung von LEUFFEN 1970 hauptsächlich Kunststofflöffel verwendet, die selbst zu einer Reduktion der Abzugskraft führten (LEUFFEN, 1970).

Trotz gleicher Grundsubstanzen unterscheiden sich die Abzugskräfte der Abformmaterialien innerhalb ihrer Stoffklassen sehr deutlich. Daher ist es notwendig, weitere physikalische Eigenschaften der Abformmaterialien genauer zu betrachten.

Die Shore-A-Härte eines Abformmaterials erlaubt keine Einschätzung über die notwendige Abzugskraft bei der Entfernung und der Entformung. Die Abzugskraft direkt nach dem Abbinden des Materials steht in keinem Zusammenhang mit der Shore-A-Härte. Das A-Silikon Express 2 Penta Putty in Kombination mit Express 2 Light Body Standard (3M Espe AG, Seefeld) hat die größte Shore-A-Härte, jedoch eine sehr geringe Abzugskraft. Im Gegensatz dazu hat der Polyether P2 Polyether Magnum 360 Monophase (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) die geringste Shore-A-Härte bei einer sehr hohen Abzugskraft. Auch der mit diesem Versuchsaufbau nicht prüfbare Polyether Impregum Penta H Duosoft (3M Espe AG, Seefeld) zeigt diese Eigenschaften. Die Vinylsiloxanether (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) liegen sowohl bei der Shore-A-Härte als auch bei den Abzugskräften im mittleren Bereich.

Eine geringe Korrelation besteht zwischen der Shore-A-Härte und der Kraft bei der Entformung des Gipsmodells. Das A-Silikon Express 2 Penta Putty in Kombination mit Express 2 Light Body Standard (3M Espe AG, Seefeld) weist beim zweiten Abzug die größte Kraft auf. Die Vinylsiloxanether (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) erzeugen Abzugskräfte vom Gipsmodell im unteren Drittel.

Die Shore-A-Härte weist lediglich eine Korrelation mit der Steifigkeit eines Abformmaterials auf, dies wurde in Versuchen von GENT (1958) und METHTHANANDA et al. (2009) belegt. Aus diesem Zusammenhang heraus wird angenommen, dass die Steifigkeit, die den Widerstand des Abformmaterials gegen Verformung durch Kraft beschreibt, mit den Abzugskräften

korreliert. Allerdings spielen diese Kräfte, die das Abformmaterial selbst beeinflussen, eine untergeordnete Rolle (VIEIRA, 1960).

Durch immer besseres Anfließverhalten und höhere Hydrophilie moderner Abformmaterialien kommt es zu einer engen Verbindung zwischen Material und Strukturen in der Mundhöhle. Aus diesem Grund entstehen hohe Adhäsionskräfte, die bei der Entnahme der Abformung überwunden werden müssen. Nur anhand dieser Kräfte lässt sich erklären, weshalb die Kräfte beim Abzug des Urmodells im Durchschnitt doppelt so hoch lagen wie bei der Entformung des Gipsmodells. Dieses Phänomen lässt sich nicht durch hohe Reißfestigkeit der Abformmaterialien erklären, weil beim Urmodell die interdentalen Räume ausgeblockt waren.

Des Weiteren sind Kohäsionskräfte entscheidend bei der Bestimmung der Höhe der Abzugskräfte. Sie entstehen unter klinischen Bedingungen durch den Speichelfilm, der sich zwischen Abformmaterial und oralen Strukturen befindet. Durch eine Befeuchtung abzuformender Bereiche verringert sich die Abzugskraft in hohem Maße, Speichel hat einen außergewöhnlich großen Isoliereffekt (LEUFFEN, 1970; HERRMANN, 1971). Um allerdings einen direkten Vergleich zwischen dem Material unmittelbar nach der Abbindephase und nach der Entformung des Gipsmodells herstellen zu können, wurde die Abformung am trockenen Urmodell durchgeführt. Somit konnte auch ein eventuell entstehender Fehler durch unterschiedlich ausgeprägten Speichelfilm vermieden werden.

Zusätzlich ist Kraft nötig, um den vorherrschenden Unterdruck zu überwinden. Daher wird empfohlen, die Abformung im Patientenmund durch Hebeln und Kanten zu lockern (LEUFFEN, 1970). Um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, wurde in dieser Studie die Abformung immer in gleicher Richtung senkrecht nach oben und ohne Kippbewegungen abgezogen. Deshalb ist davon auszugehen, dass die Kräfte am Modell höher liegen als am Patienten.

Die individuellen Faktoren spielen eine große Rolle. Die Anzahl und die Stellung der Zähne und damit verbunden die Anzahl und Größe der zu überwindenden Unterschnitte beeinflussen das Ausmaß der Deformation des Abformmaterials. Elastische Eigenschaften sind ausschlaggebend für das Verhalten des Materials, die im direkten Zusammenhang mit der Shore-A-Härte stehen. Anscheinend ist es vorteilhaft für die Entnahme der Abformung, wenn sich das Abformmaterial schon bei geringer Krafteinwirkung stark verformt. Dabei muss aber berücksichtigt werden, dass eine zu geringe Steifigkeit des Materials zu untolerierbaren Deformationen der Abformung führen kann und somit die korrekte Übertragung von der Situation im Patientenmund auf das Gipsmodell nicht gewährleistet ist. Außerdem darf die Verformung das elastische Rückstellvermögen des Abformmaterials nicht überschreiten.

Kräfte zur Überwindung der Haft- und Gleitreibung zwischen dem Abformmaterial und den oralen Strukturen bzw. dem Gipsmodell kommen zu den bisher diskutierten Kraftwirkungen hinzu. Zur Reduktion der Haft- und Gleitreibungskräfte am Gipsmodell sowie der

Adhäsionskräfte zwischen Gips und Abformmaterial wird von GALINDO et al. (1999) empfohlen, den Abformträger inklusive des Modells für zehn Minuten in Seifenlösung zu tauchen. Nachteilig ist aber die mögliche Expansion des Gipses. Es ist allerdings nicht bekannt, inwieweit dies klinisch eine relevante Änderung der Dimensionstreu zur Folge hat.

Die Abzugskraft für den Polyether Impregum Penta H DuoSoft (3M Espe AG, Seefeld) ließ sich mit diesem Versuchsaufbau nicht messen, da die Verankerung des Urmodells auf Grund der extrem hohen Abzugskraft von über 1500 N heraus brach. Ursächlich dafür könnte die hohe Steifigkeit des Materials sein, die durch anorganische Füllstoffe erzielt wird. Dadurch wird eine hohe Dimensionsstabilität gewährleistet. Ein weiterer Grund für die hohen Werte kann ein Verkleben des Polyethers mit dem Epoxidkunststoff des Urmodells sein (WÖSTMANN, 1992). Nach jedem Abzug eines Polyethers konnte festgestellt werden, dass die Oberfläche sehr klebrig war und es nur mit Spülmittel und warmem Wasser möglich war, diesen Film zu beseitigen.

Die Ergebnisse zur Dimensionsstabilität erlauben Aussagen über die Eignung des Abformmaterials zur Präzisionsabformung.

Zu kleine Modelle entstehen bei der Verwendung der A-Silikone Panasil putty soft (Versuchsnummer 3) und binetics putty soft (Versuchsnummer 9) in der Doppelmischtechnik mit Panasil initial contact light und des Vinylpolyethersiloxan medium soft (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg). Jedoch sind die Abweichungen vom Urmodell so gering, dass sie beispielsweise bei der Herstellung einer Vollgusskrone tolerabel sind.

In der Abbildung 17 (Seite 41) ist ein Vergleich zwischen der mittleren Abzugskraft der Abformung vom Urmodell und der Streckenänderung auf dem Gipsmodell dargestellt. Dabei sind die Abzugskräfte entsprechend Tabelle 4 (Seite 26) vom kleinsten zum größten Wert sortiert (hellgraue Kurve) und die dazu gehörigen Streckenänderungen nach Tabelle 10 (Seite 34) in einer separaten Kurve (dunkelgraue Kurve) dargestellt. Ein Zusammenhang zwischen Abzugskraft und Streckenänderung lässt sich nicht erkennen. Die Abzugskraft des A-Silikons Monopren transfer (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) liegt mit 306 N im unteren Drittel, dieses Material hat jedoch die größte Streckenänderung mit 0,17 % (Strecke: 230,132 mm, Versuchsnummer 4). Eine ähnlich große Streckenänderung liegt bei den Modellen vor, die aus dem Polyether P2 Polyether 360 Monophase entstehen. Allerdings liegen in diesem Fall die Abzugskräfte vom Urmodell mit 455 N deutlich über dem Wert von Monopren transfer (Versuchsnummer 4). Die Abzugskräfte des Vinylpolyethersiloxan medium soft (Versuchsnummer 6) und des A-Silikons Flexitime magnum 360 heavy tray (Versuchsnummer 7) (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) liegen mit ca. 401 N und 402 N durchschnittlich sehr nah beieinander, allerdings unterscheiden sie sich relativ deutlich hinsichtlich der Streckenänderung – die Streckenänderung der Modelle von Flexitime magnum 360 heavy tray (Versuchsnummer 7) ist um 0,09 % größer als beim Vinylsiloxanether medium soft (Versuchsnummer 6) (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg).

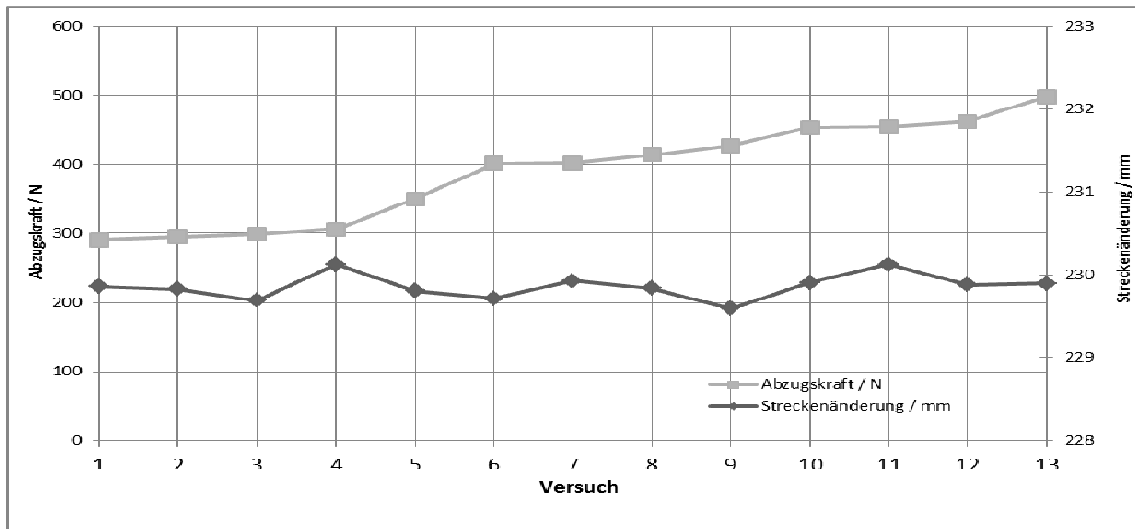


Abb.17: Mittelwerte Abzugskraft und absolute Streckenänderung

- Versuchsnr.: 1 – Panasil tray soft / Panasil initial contact light
(Kettenbach GmbH & Co.KG, Eschenburg)
- 2 – Express 2 Penta Putty / Express 2 light Body Standard
(3M Espe AG, Seefeld)
- 3 – Panasil Putty soft / Panasil initial contact light
(Kettenbach GmbH & Co.KG, Eschenburg)
- 4 – Monopren transfer
(Kettenbach GmbH & Co.KG, Eschenburg)
- 5 – Vinylsiloxanether heavy body / Vinylsiloxanether light body
(Kettenbach GmbH & Co.KG, Eschenburg)
- 6 – Vinylsiloxanether medium soft
(Kettenbach GmbH & Co.KG, Eschenburg)
- 7 – Flexitime magnum 360 heavy tray / Flexitime Correct Flow
(Heraeus Kulzer GmbH, Hanau)
- 8 – Vinylsiloxanether medium
(Kettenbach GmbH & Co.KG, Eschenburg)
- 9 – Panasil binetics putty soft / Panasil initial contact light
(Kettenbach GmbH & Co.KG, Eschenburg)
- 10 – Flexitime Magnum 360 Monophase
(Heraeus Kulzer GmbH, Hanau)
- 11 – P2 Polyether Magnum 360 Monophase
(Heraeus Kulzer GmbH, Hanau)
- 12 – Symmetric Comfort Putty / Fitnis SH light
(Kaniedenta GmbH & Co.KG, Herford)
- 13 – Symmetric Comfort / Fitnis SH light
(Kaniedenta GmbH & Co.KG, Herford)

7 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde eine offene Fragestellung zur Anwendung verschiedener kommerziell verfügbarer dentaler Abformmaterialien in der zahnärztlichen Praxis aufgegriffen. Das Ziel bestand in erster Linie in der Ermittlung und Bewertung der Abzugskräfte, die vornehmlich mit chemischen und physikalischen Eigenschaften der getesteten Materialien zusammenhängen.

Mit der verwendeten Versuchsmethodik wurde versucht, einerseits gut handhabbare und reproduzierbare Bedingungen zur Charakterisierung der Abformmaterialien zu erreichen. Auf der anderen Seite sollten aber gerade solche Techniken zum Einsatz kommen, die den Gegebenheiten bei der Anfertigung von Abformungen in der zahnärztlichen Praxis nahe kommen. Mit der Anwendung üblicher Abformtechniken, der Nutzung häufig eingesetzter Abformlöffel und des Abzugs mittels einer Werkstoffprüfmaschine wurde versucht, diese Bedingungen zu erfüllen.

In die Untersuchung wurde eine größere Anzahl an Abformmaterialien einbezogen, für die Abzüge vom Urmodell und vom Gipsmodell erfolgten. Neben den in der Praxis gängigen Polyethern und A-Silikonem wurde die neue Stoffklasse der Vinylpolyethersiloxane in die Studie einbezogen. Diese Materialien sollen die positiven Eigenschaften der Polyether und der A-Silikone in sich vereinen. Die markantesten Ergebnisse bei den gut reproduzierbaren Untersuchungen am Urmodell lagen darin, dass zwischen den einzelnen Materialien beträchtliche Unterschiede bei den Abzugskräften bestehen (niedrigster Wert: Panasil putty soft mit Panasil initial contact light (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) mit 275 N, höchster messbarer Wert: Symmetric Comfort mit Fitnis SH light (Kaniedenta GmbH & Co. KG, Herford) mit 498N). Den mit Abstand höchsten Wert für die Abzugskraft erreichte Impregum Penta H Duosoft (3M Espe AG, Seefeld). Die Ergebnisse waren mit der genutzten Apparatur nicht mehr messbar, da bei einem Wert von über 1500 N die Verankerung aus dem Urmodell gerissen wurde. Statistisch gesicherte Zusammenhänge zwischen der Shore-A-Härte und den Abzugskräften vom Urmodell konnten nicht festgestellt werden. Damit kann aus den Herstellerangaben zur Shore-A-Härte nicht auf klinisch relevante Abzugskräfte geschlossen werden. Die verwendeten Vinylsiloxanether (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) lagen im mittleren Bereich – sie erreichten Werte von 350 N beim Vinylsiloxanether heavy body kombiniert mit Vinylsiloxanether light body bis 413 N beim Vinylsiloxanether medium.

Bei den Abzugsuntersuchungen vom Gipsmodell ergab sich, dass ebenfalls Schwankungen in den Ergebnissen vorlagen, allerdings in einer geringeren Variationsbreite (niedrigster Wert: Vinylsiloxanether medium (Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg) mit 111 N, höchster Wert: Express 2 Penta putty mit Express 2 light (3M Espe AG, Seefeld) mit 200 N). Bei der statistischen Auswertung ist ein geringer Zusammenhang zwischen der Shore-A-Härte und der Abzugskraft erkennbar.

Die Untersuchungen zur Dimensionsstabilität ergaben, dass die linearen Änderungen im Vergleich zum Urmodell bei allen Abformmaterialien sehr gering sind. Sie liegen zwischen 0,01 % und 0,17 % und sind damit zu tolerieren. Eine lineare Dimensionsänderung der elastomeren Abformmaterialien zwischen 0 – 0,4 % ist nach DIN 13913 zulässig.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die in der vorliegenden Arbeit getestete Versuchsmethodik mit vertretbarem Aufwand eine Bewertung von Abformmaterialien anhand quantifizierbarer Kenndaten erlaubt. Dies bezieht sich vor allem auf die ermittelten Abzugskräfte, die bei der Anwendung in der zahnärztlichen Praxis die qualitativen Unterschiede zwischen den Abformmaterialien in gleicher Größenordnung erwarten lassen. Auch die qualitativen Aussagen zur Dimensionsstabilität dürften eine entsprechende praktische Relevanz besitzen.

Weiterführende Untersuchungen könnten darauf gerichtet sein, modifizierte und neue Materialien einzubeziehen und tiefere Kenntnisse hinsichtlich der Zusammenhänge zwischen den Strukturparametern der Abformmaterialien auf der einen Seite und für den Zahnarzt wichtigen Parametern auf der anderen Seite zu gewinnen.

8 Literaturverzeichnis

1. Anusavice KJ: Nonaqueous elastomeric impression materials. In: Phillips RW. (ed): Phillip's sciences of dental materials. Saunders, Philadelphia, 1996, pp. 164-168.
2. Balkenhol M, Rehmann P, Siemer A, Ferger P, Wöstmann B (2005) Die Präzisionsabformung: materialimmanente und verfahrenstechnische Einflussfaktoren Teil I: Dimensionstreuung. Dtsch Zahnärzteblatt 114:43-47.
3. Berger HJ, Marxkors R, Meiners H (1973) Abformgenauigkeit bei ringlosen Abdrücken. Dtsch Zahnärztl Z 28:1051-1054.
4. Bollmann F, Meiners H (1973) Ringlose Abformung mit Elastomeren. Dtsch Zahnärzteblatt 83: 443-444.
5. Borneff M, Pichl R (1989) Desinfektion in der zahnärztlichen Praxis. Zahnärztl Welt 98:358-361.
6. Braden M, Elliott JC (1966) Characterization of the setting process of silicone dental rubbers. J Dent Res 45:1016-1023.
7. Brown D (1981) An update on elastomeric impression materials. Br Dent J 150: 35-40.
8. Buchner N: Der Einfluss von Speichelfaktoren und der Keimflora der Mundhöhle auf die Demineralisation des Zahnschmelzes. Dissertationsschrift, RWTH Aachen, 2010, S.10.
9. Burkhardt J: Chemie und Technologie der Polysiloxane. In: Silicone - Chemie und Technologie. Vulkan, Essen, 1989, S.23-37.
10. Dahl BL (1978) Tissue hypersensitivity to dental materials. J Oral Rehabil 5: 117-120.
11. Donovan TE, Chee WW (2004) A review of contemporary impression materials and techniques. Dent Clin North Am 48:70.
12. Dreve V (1989) Additionsvernetzende Silikone. Dental Magazin Heft 4:28-30.
13. Dumfahrt H, Schaffer H (1987) Zum Dimensionsverhalten bei verschiedenen Abformverfahren mit gummielastischen Massen in der Inlay-, Kronen- und Brückentechnik. Z Stomatol 84:231-239.
14. Dumfahrt H, Schaffer H, Roider K (1989) Transversales Dimensionsverhalten von Ganzkiefermodellen aus verschiedenen Modellmaterialien. Z Stomatol 86: 445-450.
15. Ehlken R, Pfeffer H (1979) Untersuchungen über die Verhalten von Hartgipsen nach Wasserlagerung. Dtsch Zahnärzteblatt 88:1074-1078.
16. Express 2 VPS Abformmaterialien. Produktinformation. 3M Espe AG, Seefeld, 2006, S.6.

17. Fenske C, Sadat Khonsari MR, Jüde HD (2001) Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreuung von Modellstümpfen. Dtsch Zahnärztl Z 56:35-38.
18. Flexitime. Produktinformation. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, 2007, S.9.
19. Franz G (1979) Über den günstigsten Zeitpunkt zur Weiterverarbeitung auf einem Hartgipsmodell. Dtsch Zahnärztl Z 34:694-697.
20. Franz G (1981) Hartgipsverarbeitung zur Erzielung präziser Modelle. Dent Labor 29:65-70.
21. Galindo D, Hagan ME (1999) Procedure to prevent cast breakage during separation from elastomeric impressions. J Prosthet Dent 81: 37-38.
22. Gent A (1958) On the relationship between indentation hardness and young's modulus. IRI Trans 34: 46-57.
23. Gerats R (1978) Dimensionsverhalten von nach einer Doppelabdruckmethode mit gummielastischen Abdruckmaterialien hergestellten Prüfkörpern. Dtsch Zahnärztl Z 18:724-728.
24. Gunther G, Welsh SI (1978) Evaluation of a rubber-base impression material. J Prosthet Dent 39:95-99.
25. Hansson O, Eklund J (1988) Impressions for prosthodontic restorations reproducing narrow spaces and severe undercuts. Acta Odontol Scand 46:199-206.
26. Herrmann HW (1971) Über die Größe der Abzugskräfte bei Abformungen mit Elastomeren. Dtsch Zahnärzteblatt 25:304-307.
27. Hirschfelder C:Dimensionsstabilität von Abformmassen im Hinblick auf die offene und geschlossene Implantatabformung. Dissertationsschrift, RFWU Bonn, 2008, S.13-17
28. Hofmann M, Ludwig P (1968) Über das Dimensionsverhalten verschiedener Abdruckwerkstoffe im Hinblick auf die Eignung für das Korrekturabdruckverfahren (1.Teil). Dtsch Zahnärztl Z 23:6-19.
29. Hofmann M, Ludwig P (1968) Über das Dimensionsverhalten verschiedener Abdruckwerkstoffe im Hinblick auf die Eignung für das Korrekturabdruckverfahren (2.Teil). Dtsch Zahnärztl Z 23:438-449.
30. Hohmann A, Hielscher W: Lehrbuch der Zahntechnik, Band 3 Werkstofftechnik. Quintessenz Verlag, Berlin, 2003, S. 116-117.
31. Holtan JR, Olin PS, Rudney JD (1991) Dimensional stability of a polyvinylsiloxane impression material following ethylene oxide and steam autoclave sterilization. J Prosthet Dent 65:519-525.
32. Identium Heavy. Leitfaden 0709. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, 2009, S.1-7.

33. Identium Medium. Leitfaden 0709. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, 2009, S.1-7.
34. Identium Medium soft. Leitfaden 0709. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, 2009, S.1-7.
35. Jamani KD, Harrington E, Wilson HJ (1989) The determination of elastic recovery of impression materials at the setting time. *J Oral Rehabil* 16:89-100.
36. Johnson GH, Craig RG (1989) Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent* 55:197-203.
37. Knoblauch M (1966) Erfahrungen mit der Doppelabdruckmethode (Korrekturabdruck). *Dtsch Zahnärztl Z* 21:169-170.
38. Koniaris A: Abformmaterialien- und Techniken mit Hilfe eines Sulkus-Fluid-Modells. Dissertationsschrift, JLU Gießen, 1999, S.22-26.
39. Körber E, Lehmann KM (1969) Vergleichende Untersuchungen bei Abdruckmaterialien für Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 24:791.
40. Lacy AM, Fukui H, Bellman T, Jendresen MD (1981) Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: Polyether, polysulfides and polyvinylsiloxane. *J Prosthet Dent* 45:329-333.
41. Lehmann KM (1980) Methodik und Systematik der Abformung für festsitzenden Zahnersatz. *Zahnärztl Mitt* 70:486-491.
42. Lehmann KM: Die Bewertung der verschiedenen Abformverfahren für festsitzenden Zahnersatz. In: Zahnärztekammer Westfalen-Lippe, ed. Referate Bd.3, Prothetik heute. Wessels, Greven, 1989, S.18-19.
43. Lehmann KM, Burgdorf HO (1978) Untersuchungen zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Doppelmischabdruck). *Dtsch Zahnärzteblatt* 87: 434-436.
44. Lessmann V: Abformgenauigkeit hydrophilisierter und konventioneller Elastomere im trockenen und feuchten Milieu. Dissertationsschrift, JLU Gießen, 1999, S.33-40.
45. Leuffen J: Über die Abzugskräfte bei Abformungen mit elastischen Werkstoffen. Dissertationsschrift, RFWU Bonn, 1970, S. 11-53.
46. Marxkors R: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Hanser, München-Wien, 2000, S. 34-40.
47. Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzterverlag, Köln, 2008, S.24-87.
48. McCabe JF, Storer R (1980) Elastomeric impression materials. The measurement of some properties relevant to clinical practice. *Br Dent J* 149:73-79.

49. McCabe JF, Wilson HJ (1978) Addition curing silicone rubber impression materials. An appraisal of their physical properties. Br Dent J 145:17-20.
50. Meiners H (1976) Strömungssituation beim Korrekturabdruck. Dtsch Zahnärztl Z 31: 685-687.
51. Meiners H: Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien. Theoretische und experimentelle Untersuchung. Carl Hanser, München-Wien, 1977, S. 103-105.
52. Meiners H (1978) Vergleich der verschiedenen Elastomertypen. Dtsch Zahnärzteblatt 87:590-591.
53. Meththananda IM, Parker S, Patel MP, Braden M (2009) The relationship between shore hardness of elastomeric dental materials and young's modulus. Dent Mater 25: 956-959.
54. Monopren transfer. Leitfaden 3407. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, 2007, S.4.
55. Nave S: Untersuchungen zum Polyetherabformmaterial Impregum Penta Soft. Dissertationsschrift, JLU Gießen, 2000, S.12-15.
56. Panasil binetics putty fast & soft. Leitfaden 0207. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, 2007, S.4.
57. Panasil Putty. Leitfaden 0207. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, 2007, S.2.
58. Panasil tray fast & soft. Leitfaden 0207. Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschenburg, 2007, S.3.
59. Pfannenstiel H (1972) Das Abformproblem aus der Sicht des zahntechnischen Laboratoriums. Dtsch Zahnärztl Z 27: 579-583.
60. Rasche KR (1978) Der Sandwichabdruck. Dtsch Zahnärzteblatt 87:481-483.
61. Rehberg HJ (1978) Der Abformlöffel - ein wichtiger Faktor für die Abformgenauigkeit. Dent Labor 26:44-48.
62. Rehberg HJ: Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformhilfsmittel. Quintessenz, Berlin, 1978, S.25-27.
63. Robert-Koch-Institut (1998) Anforderungen an die Hygiene in der Zahnmedizin. Zahnärztliche Mitteilungen 88:144-151.
64. Schulz H, Schwickerath H: Die Abformung in der Zahnheilkunde. Deutscher Ärzteverlag, Köln, 1989, S.87-91.
65. Schwickerath H (1970) Über die Abbindezeit von Alginatabformmaterialien. Dtsch Zahnärzteblatt 79:512-516.

66. Schwickerath H (1978) Stabilität der Abformlöffel. Dtsch Zahnärzteblatt 87:596-598.
67. Stachniss V, Kolbow G (1977) Fehler bei der Korrekturabformung und ihre Vermeidung. Dtsch Zahnärztl Z 32: 934-936.
68. Stamm E: Vergleichende Untersuchungen über das Dimensionsverhalten hand- und maschinell dosierter Abformmaterialien im Hinblick auf Abweichungen gegenüber einem Urmodell. Dissertationsschrift, JLU Gießen, 2000, S.12-16.
69. Stoll S: Dimensionsänderung von Abformmassen auf Polyetherbasis nach Desinfektion. Dissertationsschrift, PU Marburg, 2001, S.17-21
70. Symmetric Comfort. Produktinformation. Kaniedenta GmbH & Co. KG, Herford, 2007, S.1.
71. Tjan AH, Li T (1991) Effects of reheating on the accuracy of addition silicone putty-wash impressions. J Prosthet Dent 65:743-748.
72. Vieira DF (1960) The forces that oppose the withdrawel of impression. J Prosth Dent 10:536.
73. Viohl J.: Abformwerkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und Verarbeitung. Hüthig , Heidelberg, 1996, S.273-302.
74. Viohl J (1993) Desinfektion von Abdrücken, Stellungnahme der DGZMK. Dtsch Zahnärztl Z 48:93.
75. Wirz J (1989) Moderne Elastomere - Wichtige physikalische Eigenschaften. Teil II: Elastische Rückstellung und Volumenverhalten. Quintessenz 40:1151-1156.
76. Wöstmann B: Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde Habilitationsschrift, Münster, 1992, S.23-44.
77. Wöstmann B, Höing M, Ferger P (1998) Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). Dtsch Zahnärztl Z 53:753-756.

9 Thesen

1. Da die Abformung eine Schlüsselstellung zwischen der zahnärztlichen und der zahntechnischen Arbeit einnimmt und die Qualität prothetischer Arbeiten in starkem Maße beeinflusst, ist die Untersuchung von Abformmaterialien von beträchtlichem praktischem Interesse.
2. Bei Untersuchungen zur Eignung kommerziell angebotener Abformmaterialien interessieren neben den häufig untersuchten Parametern wie Volumenverhalten und Präzision für den klinischen Einsatz die bisher kaum geprüften Abzugskräfte, gegebenenfalls vorhandene Zusammenhänge zwischen Abzugskräften und anderen Materialeigenschaften (Shore-A Härte).
3. Standardversuchseinrichtungen der Werkstoffprüftechnik führen zu gut reproduzierbaren Ergebnissen, um Abformmaterialien hinsichtlich ihrer physikalischen Eigenschaften zu charakterisieren.
4. Vinylsiloxanether sollen die positiven Eigenschaften der A-Silikone und der Polyether vereinen. Sie erreichen Abzugskräfte, die im mittleren Bereich zwischen diesen beiden Materialien liegen.
5. Die Shore-A-Härte des Abformmaterials hat keinen Einfluss auf die Größe der Abzugskraft vom Urmodell.
6. Die Shore-A-Härte des Abformmaterials hat einen geringen Einfluss auf die Größe der Abzugskraft vom Gipsmodell.
7. Die Abzugskraft vom Urmodell hat keinen Einfluss auf die für die Anfertigung qualitativ hochwertiger zahntechnischer Arbeiten ausschlaggebende Dimensionsänderung der Gipsmodelle.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Juliane Hertwig
 geboren am: 06.April 1984
 in: Köthen (Anhalt)
 Familienstand: ledig
 Staatsangehörigkeit: deutsch
 Eltern: Prof. Dr. Klaus Hertwig
 Christine Hertwig
 Geschwister: Reik Hertwig

Schulische Ausbildung:

1990 – 1991 Grundschule „Völkerfreundschaft“, Köthen (Anhalt)
 1992 – 1994 Grundschule „Wolfgang Ratke“, Köthen (Anhalt)
 1995 – 2003 Gymnasium „An der Rüsternbreite“, Köthen (Anhalt)

Studium:

2003 – 2004 Studium der Pharmazeutischen Technik an der
 Hochschule Anhalt (FH)
 2004 Studium der Pharmazie an der Technischen Universität
 Carolo-Wilhelmina Braunschweig
 2005 – 2009 Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität
 Halle-Wittenberg
 November 2009 Approbation als Zahnärztin

Beruflicher Werdegang:

2010 – 2011 Tätigkeit als Zahnärztin an der Universitätspoliklinik für
 Zahnerhaltung und Parodontologie an der Martin-Luther-
 Universität Halle-Wittenberg
 März – Sept. 2011 Tätigkeit in der Gemeinschaftspraxis Drs. Clausen & Partner,
 Lübeck
 Seit Oktober 2011 Tätigkeit in der Zahnarztpraxis Dr. Maja Otto, Günthersdorf

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides Statt, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig und ausschließlich unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Halle, 16. November 2011

Juliane Hertwig

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, dass bisher keine weitere Promotionsarbeit an dieser oder einer anderen medizinischen Fakultät eingereicht habe.

Halle, 16. November 2011

Juliane Hertwig

Danksagung

In erster Linie bedanke ich bei Herrn Univ.-Prof. Dr. Dette für die Bereitstellung dieses sehr interessanten Themas und die intensive Betreuung. Seine stets kritischen Hinweise bei der Umsetzung des Konzeptes und der Durchsicht des Manuskripts haben maßgeblich zum Gelingen der Arbeit beigetragen.

Weiterhin bedanke ich mich bei Herrn Dr. Jeremias Hey und Frau Dipl.-Ing. Christin Arnold, die mir mit wertvollen Ratschlägen und produktiven Hinweisen zur Seite standen. Sie gaben mir mit Ihrem fundierten Fachwissen viele Anregungen für meine wissenschaftliche Arbeit.

Bedanken möchte ich mich außerdem bei Herrn Dr. Bierögl und seinen Mitarbeitern aus dem Werkstoffprüflabor der Hochschule Merseburg für die Bereitstellung der benötigten Prüfgeräte.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinem Vater Herrn Prof. Dr. Klaus Hertwig. Er hat mich an jedem Punkt meiner wissenschaftlichen Arbeit unterstützt. Nicht nur durch seine zahlreichen produktiven Anmerkungen zur Bearbeitung dieses Themas, sondern auch durch seine emotionale Unterstützung ist es mir gelungen Tiefpunkte zu überwinden und diese Arbeit zum Abschluss zu bringen.