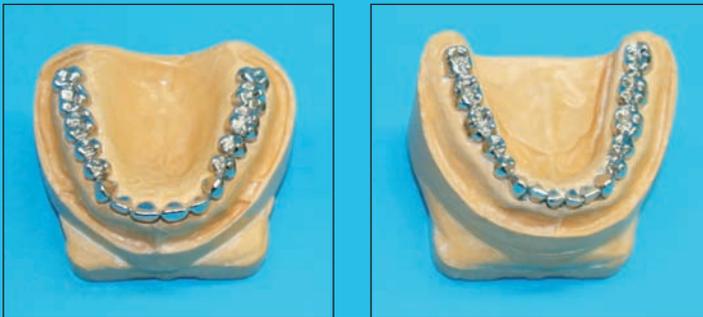


DIE ÜBERTRAGUNGSGENAUIGKEIT VON OKKLUSALEN VERHÄLTNISSEN IN DEN ARTIKULATOR DURCH VERSCHIEDENE REGISTRIERMATERIALIEN

STEPHAN JANSEN



INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin der
Justus-Liebig-Universität Gießen

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

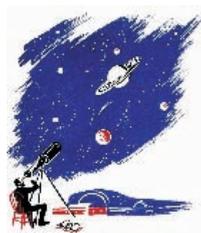
Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung des Autors oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2007

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Author or the Publishers.

1st Edition 2007

© 2007 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany



VVB LAUFERSWEILER VERLAG
édition scientifique

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

**Die Übertragungsgenauigkeit von
okklusalen Verhältnissen in den Artikulator
durch verschiedene Registriermaterialien**

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin der
Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Stephan Jansen

aus Bautzen

Gießen 2007

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Zentrums für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen,
Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. dent. Paul Ferger

Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Sabine Ruf

Tag der Disputation: 26. November 2007

In Gedenken an meine liebe Mutter

Erklärung

„Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus- Liebig- Universität- Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.“

Inhalt

		Seite
1	Einleitung	1
2	Problemstellung und Zielsetzung	4
3	Literaturübersicht	5
3.1	Einführung	5
3.2	Registriermaterialien und ihre Verwendungszwecke	6
3.3	Entwicklung der Abform- und Registriermaterialien sowie der Registriermethoden im kurzen historischen Überblick	10
3.4	Registriermaterialien	14
3.4.1	Wachs als Registrierwerkstoff	14
3.4.2	Gips als Registrierwerkstoff	16
3.4.3	Elastomere als Registrierwerkstoffe	20
3.4.3.1	Silikone	22
3.4.3.2	Polyether	25
4	Material und Methoden	27
4.1	Versuchsaufbau	27
4.2	Messvorrichtung	29
4.3	Versuchsdurchführung	31
4.3.1	Erster Versuchsteil	31
4.3.2	Zweiter Versuchsteil	32
4.4	Registriermaterialien	33
4.5	Statistische Auswertung	33
5	Ergebnisse	38
5.1	Labortechnische Prüfung verschiedener Registriermaterialien auf ihre Übertragungsgenauigkeit	38

	Seite	
5.2	Prüfung elastomerer Bissregistratrate unter praktischen Verhältnissen	44
5.3	Auswertung der labortechnischen Prüfung	47
5.3.1	Unterschiede zwischen den geprüften Materialien nach 1 Stunde	47
5.3.2	Unterschiede zwischen den geprüften Materialien nach 24 Stunden	50
5.3.3	Unterschiede der einzelnen Materialien nach 1 und nach 24 Stunden	51
5.4	Auswertung der praktischen Prüfung	53
5.4.1	Unterschiede zwischen den praktisch geprüften Materialien auf Modellen der Korrekturabformung	53
5.4.2	Unterschiede zwischen den praktisch geprüften Materialien auf Modellen der Doppelmischabformung	55
5.4.3	Unterschiede zwischen den beschnittenen Registraten bei Modellen der Korrekturabformung	56
5.4.4	Unterschiede zwischen den Abformungstechniken	58
6	Diskussion	59
6.1	Erster Versuchsteil	66
6.2	Zweiter Versuchsteil	70
7	Zusammenfassung	72
8	Literatur	75
9	Anhang	85
10	Danksagung	136
11	Lebenslauf	137

1 Einleitung

Notwendige Voraussetzung für eine optimale Wiederherstellung der Gebißfunktion eines Patienten ist die exakte Übertragung seiner Kieferverhältnisse auf die Modellsituation im Artikulator.

Bereits Boitel (1976) berichtet, daß die „sogenannten Bissnahmen, die eine Relation zwischen oberem und unterem Kiefermodell herstellen sollen, ... die häufigste Quelle für Fehler (darstellen), die bei der Einprobe oder vor dem Zementieren in bezug auf die antagonistische Relation entdeckt werden und oft zum Zerschleifen schöngestalteter Kauflächen führen. ... Um nun eine zentrische oder habituelle Relation zwischen Ober- und Unterkiefer herzustellen, bedienen wir uns verschiedenster Hilfsmittel, die ausnahmslos mit Fehlern behaftet sind.“

Neben der angewandten Technik oder verfahrenstechnischen Fehlern bei den zur Kieferrelation herangezogenen Registriermethoden (Bock 1967, Fuhr et al. 1971, Helkimo et al. 1971, Gausch et al. 1975, Boitel 1976, Horn und Vetter 1976, Körber und Landt 1979, Postol 1982) sowie patientenbedingten Unwägbarkeiten (Lundquist und Fiebiger 1976, Berry und Singh 1983, Lassila und McCabe 1985) wird die Bestimmung von Kieferverhältnissen vor allem auch durch werkstoffbedingte Ungenauigkeiten beziehungsweise durch die Auswahl des Registriermaterials beeinflusst (Berman 1960, Skurnik 1969, Wirth und Aplin 1971, Millstein et al. 1973, 1975, Boitel 1976, Balthazar-Hart et al. 1981, Millstein und Clark 1981, 1983, Mullick et al. 1981, Sindledecker 1981, Myers 1982, Fattore et al. 1984, Lassila und McCabe 1985, Millstein 1985, Lassila 1986, Müller et al. 1988, 1990 a, b, c, Lehner und Schärer 1991, Utz et al. 1992, 1993, Breeding und Dixon 1992, Marxkors und Meiners 1993, Breeding et al. 1994, Millstein und Hsu 1994, Wöstmann und Vehring 1994, 1995, Jüde et al. 1997, Vehring 1997, Borchers 2000, Ohnmacht 2000, Pagnano et al. 2000, Viohl 2000, Rzanny et al. 2000, Borchers und Tschernitschek 2001, Nave 2001).

Der Umgang mit sogenannten „Bissregistriermaterialien“ als Hilfsmittel zu Kieferrelationsbestimmungen gehört im zunehmenden Maße zu den Aufgaben des praktizierenden Zahnarztes, wobei dieser im Laufe der Zeit wohl seine eigene Verfahrensweise entwickelt und bei den Materialien möglicherweise einige wenige Fabrikate favorisiert. Heute wird der Zahnarzt in der Praxis außerdem vor eine schwierige Wahl gestellt, für welches der vielen neuen Produkte er sich entscheiden kann oder soll, zumal diese nicht selten nach ungenügender vorheriger Prüfung auf den Markt gebracht werden, und sich damit ihre Tauglichkeit oder Untauglichkeit erst durch den Einsatz am Patienten herausstellt. So ist bei weitem auch nicht jeder Behandler mit den Ergebnissen im Umgang mit dem von ihm verwendeten Material zufrieden.

Zur Vermeidung von Dimensionsänderungen des Registrates sind jedoch an das für die Fixierung einer ermittelten Kieferrelation zur Anwendung kommende Material strenge Anforderungen zu stellen und somit auch eine ständige Prüfung neuer Produkte zu fordern (Cohn 1963, Skurnik 1969, Wirth und Aplin 1971, Lassila 1986, Eeckman und De Boever 1988, Millstein und Hsu 1994, Jüde et al. 1997, Borchers und Tschernitschek 2001, Mazzanti et al. 2005).

Neben den „starren“ herkömmlichen Materialien, wie Wachs, Gips, Kompositmassen, Kunststoffen oder Zinkoxyd-Eugenol Pasten (Myers 1982, Müller et al. 1990 a, b, c, Lehner und Schärer 1991, Marxkors und Meiners 1993, Borchers 2000, Ohnmacht 2000, Viohl 2000), werden seit einigen Jahren zunehmend auch „elastomere“ Registriermaterialien, und zwar besonders additionsvernetzende Silikone sowie auch Polyether zur Bissregistrierung eingesetzt, deren Vorteil in ihrer einfachen Verarbeitung, ihrer geringen Abbindezeit und in ihrer Dimensions- und Lagerungsstabilität gesehen wird (Fattore et al. 1984, Lassila 1986, Schulz und Schwickerath 1989, Müller et al. 1990 a, b, c, Lehner und Schärer 1991, Marxkors und Meiners 1993, Breeding et al. 1994, Millstein und Hsu 1994, Wöstmann und Vehring 1994, 1995, Vehring 1997, Rzanny et al. 2000, Viohl 2000, Borchers und Tschernitschek 2001, Nave 2001). Allerdings bestehen im Hinblick auf elastomere Bissregistrate noch kontroverse Diskussionen darüber, ob sich mit ihnen Kieferverhältnisse optimal reproduzieren

lassen. Dies dürfte nicht zuletzt in einer geringen Übertragungsgenauigkeit begründet sein, und zwar insbesondere mit den ersten auf dem Markt angebotenen elastomeren Bissregistraten im Vergleich zu den damals herkömmlichen Verschlüsselungsmaterialien.

Die heute auf dem Dentalmarkt in Kartuschen erhältlichen Silikonmassen scheinen jedoch zum großen Teil eine deutliche Qualitätssteigerung erfahren zu haben. Wissenschaftliche Untersuchungen im Hinblick auf eine Eignung der verschiedenen handelsüblichen Silikonmassen zur Reproduktion von Kieferverhältnissen wurden aber bislang nur in einem geringen Umfang veröffentlicht, so daß eine Aussage über ihrer Anwendbarkeit nur bedingt möglich ist. Daher sind Untersuchungen durchzuführen, um zu prüfen, ob sie den an ein Registriermaterial zu stellenden Anforderungen genügen.

2 Problemstellung und Zielsetzung

Einleitend wurde bereits dargelegt, daß die zur Fixierung der ermittelten Kieferrelation benutzten Materialien strengsten Anforderungen genügen müssen, da Dimensionsveränderungen des Registrates zu einer räumlichen Verlagerung und somit zu einer falschen Wiedergabe der okklusalen Verhältnisse führen. Zudem ist unakzeptabel, daß ein im Labor hergestelltes Okklusionsrelief unter Qualitätsverlust und hohem Zeitaufwand wieder eingeschliffen werden muß. Die so wiederhergestellte Okklusion verliert damit zwangsläufig an einer sicher abgestützten Regelverzahnung.

In der Gegenwart werden eine Vielzahl unterschiedlichster Materialien angeboten und überdies ständig neue auf den Dentalmarkt gebracht, die sich in einer immer einfacheren Anwendbarkeit und verbesserten Lagerungsstabilität nach dem Abbinden auszeichnen.

An Interesse gewannen in den letzten Jahren besonders die auf additionsvernetzenden Silikonen basierenden elastomeren Bißregistriermaterialien.

Das Ziel der vorliegenden experimentellen Studie war es daher, additionsvernetzende Silikone auf ihre Genauigkeit beziehungsweise Eignung im Hinblick auf die Übertragung von Kieferrelationen des bezahnten Patienten im Artikulator im Vergleich zu den herkömmlichen Materialien Wachs und Gips zu prüfen.

Dabei sollte bei den einzelnen Registriermaterialien die materialspezifische Dimensionsänderung unter genormten Standardbedingungen sowie unter Verhältnissen, wie sie im zahntechnischen Labor gegeben sind, ermittelt werden, um festzustellen, wie sich diese Materialien im Praxisalltag verhalten.

3 Literaturübersicht

3.1 Einführung

Die räumliche Zuordnung von Ober- und Unterkiefer und eine korrekte Kieferrelationsbestimmung sind schon seit langer Zeit Gegenstand zahlreicher Untersuchungen.

Hierzu werden in der Literatur unterschiedliche Verfahren beschrieben, wie die Handbißnahme (anhand sogenannter Durchbissregistrat) oder die instrumentelle Bißnahme mittels Stützstift-/ Pfeilwinkelregistrat (Fuhr et al. 1971, Gausch und Kulmer 1972, Gausch et al. 1975, Myers 1982, Caesar 1991, Handel et al. 1991, Utz et al. 1992).

Beide Verfahren zur Kieferrelationsbestimmung dienen dem Ziel einer exakten Verschlüsselung der Okklusionsverhältnisse, die im Anschluß durch Registriermaterialien fixiert werden.

Bei der Handbißnahme führt der Patient mehrere Adduktionsbewegungen mit dem Unterkiefer aus. Die so ermittelte Schlußbißlage ist muskulär bedingt und entspricht der habituellen Interkuspitation.

Eine genauere Bestimmung der transversalen und sagittalen Kieferrelation ist mit dem Pfeilwinkelregistrat möglich. Hierbei werden die Grenzbewegungen des Unterkiefers auf einem Registrierbehelf aufgezeichnet. Hierzu dient eine entsprechend der Kauebene verlaufende Registrierplatte im Unterkiefer und ein zentral im Oberkiefer angebrachter Stützstift. Das entstehende Bild wird aufgrund seiner Form als Pfeilwinkel oder Gotischer Bogen bezeichnet.

Unabhängig von der angewandten Methode zur Verschlüsselung sind hohe Anforderungen an die Modell- und Registriermaterialien zu stellen (Cohn 1963, Skurnik 1969, Wirth und Aplin 1971, Lassila 1986, Eeckman und De Boever 1988, Millstein und Hsu 1994, Jüde et al. 1997, Borchers und Tschernitschek 2001, Mazzanti et al. 2005).

3.2 Registriermaterialien und ihre Verwendungszwecke

Die bei der Herstellung von Einlagefüllungen, Kronen und Brücken, Prothesen oder auch von kieferorthopädischen Apparaturen verwandten Modell- und Abformwerkstoffe sind im Zusammenhang mit Registriermaterialien zu betrachten, da diese ebenfalls (seit einigen Jahren einschließlich elastomere Abformwerkstoffe) zur Bissregistrierung eingesetzt werden.

Zur Herstellung okklusal exakt gestalteten Zahnersatzes oder im Rahmen von instrumentellen Funktionsanalysen und zur Behandlung funktioneller Störungen des mastikatorischen Systems werden bekannterweise in Hilfsgeräte, zum Beispiel in einen Artikulator eingesetzte Kiefermodelle benötigt, um auf die Modelle eine exakte Lagebeziehung zwischen Ober- und Unterkiefer des Patienten zu übertragen (Reiber und Brust 1988, Reiber und Hupfaut 1990, Handel et al. 1991, Utz et al. 1992).

Die Herstellung eines Modells erfolgt mittels Abformung aus einer Negativform, das heißt ein positives Modell wird hieraus erstellt. Dabei werden je nach Verwendungszweck folgende Modellarten unterschieden (Borchers 2000):

- Situationsmodelle für die Analyse von Zahnformen, Zahnstellungen und Okklusion beziehungsweise zur Unterstützung bei der Behandlungs- und Konstruktionsplanung in allen zahnärztlichen Disziplinen
- Vormodelle als Arbeitsunterlage für die Anfertigung von individuellen Abformlöffeln
- Funktionsmodelle als Grundlage für die Herstellung von Totalprothesen
- Reparaturmodelle, welche es ermöglichen, Bruchstücke in korrekter Lagebeziehung wieder zusammenzufügen
- Gegenbißmodelle, welche die Gestaltung okkludierender Flächen in bezug auf die antagonistischen Verhältnisse ermöglichen
- Meistermodelle, die das „präzise Urbild“ für das Einbettmassemmodell beim Modellgußverfahren darstellen
- Sägeschnitt- und Stumpfmodelle, die herausnehmbare Anteile besitzen und als Basis für die Herstellung von festsitzendem und herausnehmbaren beziehungsweise kombinierten Zahnersatz dienen.

Dabei erfordern Sägeschnitt- und Stumpfmodelle im Gegensatz zu den anderen genannten Modellen, die in einem Arbeitsgang hergestellt werden können, ein zweiphasiges Vorgehen, bei dem zunächst der Zahnkranz oder einzelne Stümpfe im Modell entstehen und anschließend der Sockel gefertigt wird.

Die Anforderungen, die an ein Modell einschließlich des verwendeten Modellwerkstoffes zu stellen sind, richten sich nach dem Verwendungszweck und den Beanspruchungen des Modells. Grundsätzlich muß jedes Modell die Ausgangssituation bei einem Patienten dimensionsgetreu und in allen Einzelheiten wiedergeben (Borchers 2000, Viohl 2000).

Mittels Registraten lassen sich mit zahnärztlichen Modellen Veränderungen im Zahn- und Kieferbereich oder von Kieferverhältnissen dokumentieren und Behandlungsmaßnahmen für prothetische Rehabilitationen oder für kieferorthopädische Vorgehensweisen planen.

Das Mittel der Wahl für die Wiedergabe von Kieferverhältnissen insbesondere bei einem weitgehend vollbezahnten Patienten sind interokklusale Durchbissregistrare (Jüde et al. 1997, Utz 1997, Borchers und Tschernitschek 2001). Dabei wird zur Registratherstellung der interokklusale Raum des Patienten mit einem plastisch verformbaren Material ausgefüllt, das dann möglichst ohne Dimensionsänderung erhärtet und anschließend eine präzise und reproduzierbare Registrierung und Fixierung der Relation des Unterkiefers zum Oberkiefer beziehungsweise eine exakte Übertragung der Lagebeziehung auf die Modelle im Artikulator ermöglicht.

Die Erfassung der Kieferrelationsverhältnisse kann mit Hilfe von direkten interokklusalen Registraten, intra und extraoralen graphischen kaufunktionellen Aufzeichnungen und kephalometrisch erfolgen (Myers 1982).

Bei der Ermittlung von Kieferrelationsverhältnissen in einem Artikulator spielen, wie bereits oben erwähnt, neben der herangezogenen Registriermethode und dem Modell, besonders auch die zur Herstellung der Registrare verwandten Materialien eine Rolle. Dabei kann es zu Dimensionsänderungen beim zur Kieferrelationsbestimmung eingesetzten Material kommen und daraus

räumliche Verschiebungen und somit okklusalen Diskrepanzen resultieren (Skurnik 1969, Wirth und Aplin 1971, Millstein et al. 1973, 1975, Millstein und Clark 1981, 1983, Mullick et al. 1981, Millstein 1985, Lassila 1986, Müller et al. 1988, 1990 a, b, c, Reiber und Brust 1988, Schön 1988, Reiber und Hupfauf 1990, Bader und Setz 1991, Caesar 1991, Genieser und Jakstat 1991, Handel et al. 1991, Lehner und Schärer 1991, Breeding und Dixon 1992, Besimo et al. 1993, Wöstmann und Vehring 1994, 1995, Jüde et al. 1997, Vehring 1997, Borchers 2000, Ohnmacht 2000, Pagnano et al. 2000, Rzanny et al. 2000, Viohl 2000, Borchers und Tschernitschek 2001, Nave 2001 u.a.).

Als Materialien für die Kieferrelationsbestimmung werden neben den herkömmlich eingesetzten (reversiblen oder irreversiblen) starren Werkstoffen, wie Wachs, Kompositionsmassen, Gips und Kunststoffen, seit einigen Jahren auch, wie bereits oben erwähnt, elastomere Registriermaterialien (und zwar auf der Basis von Polysiloxanen, vor allem additionsvernetzende [A] Silikone sowie auch Polyetherpasten) eingesetzt (Braden et al. 1972, Craig 1977, McCabe und Storer 1980, Appelbaum und Mehra 1984, Fattore et al. 1984, Lassila 1986, Stannard und Sadighi-Nouri 1986, Müller et al. 1990 a, b, c, Breeding et al. 1994, Millstein und Hsu 1994, Wöstmann und Vehring 1994, 1995, Vehring 1997, Borchers 2000, Rzanny et al. 2000, Viohl 2000, Borchers und Tschernitschek 2001, Nave 2001).

Ein für die dimensionsgetreue Wiedergabe von Kieferrelationsverhältnissen geeignetes Material muß jedoch diverse Anforderungen erfüllen (Berman 1960, Cohn 1963, Skurnik 1969, Wirth und Aplin 1971, Lassila 1986, Eeckman und De Boever 1988, Millstein und Hsu 1994, Wöstmann und Vehring 1995, Jüde et al. 1997, Vehring 1997, Borchers und Tschernitschek 2001, Mazzanti et al. 2005). Die an Abformwerkstoffe zu stellenden Forderungen, die in entsprechender Weise auch für die Werkstoffe zur Kieferrelationsbestimmung gelten, faßt Viohl (2000) wie folgt zusammen:

- Angenehmer Geruch und Geschmack, ästhetische Farbgebung
- Biokompatibel
- Lager- und transportfähig
- Einfache Verarbeitung

- Geeignete Konsistenz
- Geeignete Abbindezeit
- Ausreichende Festigkeit oder Elastizität
- Hohe Dimensionstreue
- Gute Detailwiedergabe und
- Kompatibilität mit Modellwerkstoffen.

Von besonderer Bedeutung sind dabei die Anforderungen an die Dimensionstreue, Detailwiedergabe, Konsistenz, Festigkeit und Elastizität sowie an die Kompatibilität mit Modellwerkstoffen.

So sollten die zur Fixierung der zu ermittelnden Kieferrelation eingesetzten Materialien vor der Registrierung maximal fließfähig sein, wobei sie aber – einmal auf die Zahnreihe appliziert – nicht von dieser herunterfließen dürfen (das heißt genügend standfest thixotrop sein). Zudem sollten sie der antagonistischen Zahnreihe keinen Widerstand entgegenbringen und die Fähigkeit mitbringen, eindeutige Impressionen zu erzeugen, um eine präzise Reposition zu gewährleisten. Starre Werkstoffe müssen außerdem ausreichend fest werden und elastische Werkstoffe ausreichend elastisch sein, damit auftretende Kräfte beim Einartikulieren sowie beim Entformen und der weiteren Handhabung im Labor zu keiner bleibenden plastischen Deformation führen und auch, um das Registrat unversehrt in einem Stück (ohne aus untersichgehenden Partien wie bei Elastomeren zu zerreißen oder wie bei starren Materialien, zum Beispiel Abdruckgips, ohne abzuplatzen oder zu brechen) entnehmen zu können (Berman 1960, Cohn 1963, Skurnik 1969, Fattore et al 1984, Lassila 1986, Eeckman und De Boever 1988, Millstein und Hsu 1994, Wöstmann und Vehring 1995, Vehring 1997, Jüde et al.1997, Viohl 2000, Borchers und Tschernitschek 2001). Beim Einartikulieren auftretende Kräfte sollten möglichst auch keine elastischen Deformationen hervorrufen, um die exakte Lagebeziehung zu den Modellen nicht zu gefährden (Borchers und Tschernitschek 2001, Dental-Labor 1997, Jüde et al. 1997). Beim Abbinden und nach der Mundentnahme während der Lagerungsdauer sollten außerdem möglichst keine Dimensionsänderungen, zum Beispiel durch Schrumpfung beziehungsweise Kontraktion oder Quellung, beim eingesetzten Bissregistriermaterial auftreten (Cohn 1963, Skurnik 1969,

Wirth und Aplin 1971, Millstein und Hsu 1994, Jüde et al. 1997, Borchers und Tschernitschek 2001). Neben diesen geforderten Eigenschaften sollten die Materialien unter anderem möglichst schnell abbinden, um Unschärfen durch Relativbewegungen der Kiefer zu vermeiden oder zu minimieren, sowie einfach in der Handhabung sein und keine schädigenden Einflüsse auf beteiligte, umliegende Gewebe ausüben (Skurnik 1969, Wirth und Aplin 1971, Millstein und Hsu 1994, Jüde et al. 1997, Borchers und Tschernitschek 2001, Mazzanti et al. 2005).

Ihren mechanischen Eigenschaften gemäß werden Abform- wie auch Registriermaterialien im verfestigten Zustand in starre und in visko- beziehungsweise kautschukelastische Werkstoffe eingeteilt. Bei Erstarrung durch Abkühlung wird außerdem von reversiblen, bei Verfestigung durch chemische Reaktion von irreversiblen Materialien gesprochen (Marxkors und Meiners 1993). Insgesamt werden Abformmaterialien darüber hinaus nach ihrem Abbindeverhalten und ihren physikalischen Eigenschaften in vier Hauptgruppen unterteilt (siehe hierzu Tabelle 1).

3.3 Entwicklung der Abform- und Registriermaterialien sowie der Registriermethoden im kurzen historischen Überblick

Einzelne Funde aus Ägypten, Phönizien und Etrurien deuten auf bescheidene Anfänge der Zahnersatzkunde schon in der Antike hin. Ein Modell zur Herstellung von Zahnersatz mit Hilfe einer Abdrucknahme mit Wachs und Ausgießen des Wachsnegativs mit Gips wurde jedoch erst im Jahre 1756 von Philipp Pfaff, dem Hofzahnarzt unter Friedrich dem Großen, beschrieben.

Nach Borchers (2000) ermöglichte jene bahnbrechende Idee Pfaffs den Aufschwung, den die zahnärztliche Prothetik im nachfolgenden 19. Jahrhundert im Zeichen einer fortschreitenden Industrialisierung nahm.

Irreversibel starr	Abdruckgips						
	Zinkoxid-Eugenol-Pasten						
	Kunststoffe						
Reversibel starr	Kompositionsmassen						
	Abdruckguttapercha						
	Abformwachs						
Reversibel elastisch	Hydrokolloide						
Irreversibel elastisch	Alginat						
	Elastomere				Polysulfide		
					Polyether		
		Silikone	A-Silikone	hydrophob			
				hydrophil			
K-Silikone							

Tab. 1: Gruppeneinteilung der Abform- beziehungsweise Registriermaterialien (modifiziert nach Lehner und Schärer 1991, Viohl 2000, Stoll 2001)

Wachse sind dem Menschen schon seit Jahrtausenden bekannt. So nutzte er ihre typischen Eigenschaften (wie leichte Verform- und Schmelzbarkeit, Beständigkeit gegen Licht, Luft und Wasser, Klebkraft, Glanzgabe sowie Brennbarkeit) sowohl in der Kunst als auch in der Technik. Das älteste vom Menschen benutzte Wachs ist das Bienenwachs. Mit Bienenwachs als Bindemittel wurden so zum Beispiel die Farben der Büste von Königin Nofretete angesetzt. Eine vielseitige Verwendung von Wachs (zum Beispiel zum Abdichten von Schiffen, als Bindemittel für Verbände und Heilpflaster, Schutzüberzüge für Kunstgegenstände und für den Gebrauch von Schreibtafeln) wurde außerdem schon in der griechischen und römischen Literatur beschrieben. Im Mittelalter gewannen Wachskerzen zunehmend an Bedeutung. Mit der näheren Erforschung der Wachse im 19. Jahrhundert wurden diese allmählich auch für Industrieprodukte herangezogen. Im Jahre 1935 erfolgte die Herstellung der ersten synthetischen Paraffine nach dem Fischer-Tropsch-Verfahren. In den nachfolgenden Jahrzehnten kamen dann weitere synthetisch entwickelte

wachsartige Produkte verschiedenster chemischer Zusammensetzung für unterschiedlichste Verwendungszwecke hinzu (Ohnmacht 2000).

Als Abformmaterial kam auch Gips in der Zahnheilkunde zum Einsatz, nachdem es den Amerikanern Gilbert und Dwinelle um das Jahr 1840 gelungen war, die Abbindung des Gipses durch Salzzusätze zu beschleunigen (Hoffmann-Axthelm 1973). Lewinski erhielt im Jahre 1899 das österreichische Patent zum „nassen Brennen“ des Rohgipses im Autoklaven, womit der auch in der Zahntechnik bedeutende Hartgips „erfunden“ war (zit. nach Borchers 2000). Weitere Verbesserungen der Hartgipse führten Mitte der 60er Jahre des vorangegangenen Jahrhunderts zur Entwicklung synthetischer Gipse, die gegenüber Naturgips aufgrund ihres hohen Reinheitsgrades und der besseren Steuerbarkeit des Kristallwachstums bessere physikalische Eigenschaften aufweisen (Höft 1989). Gips ist trotz seiner nach wie vor geringen Biege- und Abriebfestigkeit der meistverwendete Modellwerkstoff in der Zahnheilkunde (Borchers 2000).

Als nicht viskoelastische, „starre“ Modellwerkstoffe kamen neben Wachs und Gips auch Kompositionsmaterialien zum Einsatz, nachdem Stent im Jahre 1857 in London eine Kompositionsabformmasse vorgestellt und der Zahnarzt S.S. White in Philadelphia (USA) im Jahre 1874 ein gleichartiges Kompositionsmaterial eingeführt hatte (zit. nach Verweyen 1978, Myers 1982). Zinkoxid-Eugenol-Pasten wurden im Jahre 1933 als Abformmaterial in die Zahnheilkunde eingeführt (Rehberg 1978, Lehner und Schärer 1991). Im Laufe des 20. Jahrhunderts hat es zwar zahlreiche Neuentwicklungen dieser Werkstoffe gegeben. Jedoch war ihnen zumeist kein dauerhafter Erfolg beschieden, zumal sie sich zur Modellherstellung nicht selten als ungeeignet erwiesen.

In den 50er Jahren des vergangenen Jahrhunderts wurden neue erfolgversprechende „elastomere“ Abformwerkstoffe eingeführt, die den bislang eingesetzten Werkstoffen offenbar sowohl an Biege- als auch an Kantenfestigkeit und Zeichnungsschärfe überlegen sind (Borchers 2000). Nach Lehner und Schärer (1991) wurde die Zahnheilkunde durch diese elastischen Abformwerkstoffe sozusagen revolutioniert. Ihre Entwicklung wurde zuvor im Jahre

1927 durch die Entdeckung des Hydrokolloides eingeleitet, ab 1940 gefolgt vom Alginat (irreversibles Hydrokolloid). Im Jahre 1954 wurden als irreversible elastische Materialien erstmalig Polysulfide eingesetzt, die 1955 in den kondensationsvernetzenden Silikonen, auch als konventionelle [K-] Silikone bezeichnet, ihre Ergänzung fanden. Polyether kam im Jahre 1964 als Abformwerkstoff auf den Dentalmarkt. Diese beiden elastomeren Abformmassen eröffneten auch deren Verwendung für interokklusale Registrierungen. Als Weiterentwicklungen vorhandener Abformmaterialien erlangten 1975/76 die additionsvernetzenden Silikone Marktreife, die auch als A-Silikone bezeichnet werden. Sie zeichnen sich durch eine hohe Dimensionsstabilität aus. Zudem wird bei Ihnen die Abbindekontraktion, wie sie bei K-Silikonen auftritt, vermieden, da diese durch Polyaddition ohne Abspaltung von Nebenprodukten aushärten (Welker und Mehner 1979, Schulz und Schwickerath 1989, Lehner und Schärer 1991, Marxkors und Meiners 1993, Viohl 2000). Im Jahre 1985 schließlich erschienen als Weiterentwicklung die hydrophilen additionsvernetzenden Silikone auf dem Dentalmarkt (Lehner und Schärer 1991).

Zum Zwecke einer handlicheren Okklusionsverschlüsselung sind die zur Herstellung von elastomeren Bissregistratoren erforderlichen Materialien heute auch in Mischkartuschensystemen erhältlich, wobei Dispensoren eine direkte intraorale Applikation erleichtern (Vehring 1997).

Seit über zwei Jahrhunderten beschäftigt sich die Zahnheilkunde nunmehr mit dem Thema Bestimmung der Kieferrelation. Zur Ermittlung der zentralen Relation werden bis heute intraorale Stützstiftregistrierungen durchgeführt. Zur Fixierung der habituellen Okklusion bei Fehlen einer ausreichenden maximalen Interkuspitation werden seit vielen Jahrzehnten sogenannte Durchbissregistrare (beziehungsweise „Quetsch-Bisse“) abgenommen. Hierzu wurden bis zum Ende des 19. Jahrhunderts hauptsächlich Quetsch-Bisse mit einfachem Wachs oder Kompositionsmasse genommen, bis Christensen im Jahre 1905 die erstmalige Anwendung von „Impression-wax“ beschrieb (zit. nach Myers 1982).

Auch weiterhin war man bemüht, andere Werkstoffe zu entwickeln, die zum Beispiel den Wachsen im Hinblick auf die Relationsbestimmung von Ober- und Unterkiefer überlegen sind. So verwandte beispielsweise *Greene (1910)* Kompositionsmasse, die mit Gips korrigiert wurde (zit. nach Myers 1982). Außerdem wurden Bissregistrierträger entwickelt, um die Stabilität der Registrare zu erhöhen. Bis zur Entwicklung der elastomeren Abformstoffe in der zweiten Hälfte des vergangenen Jahrhunderts dienten Wachse, Kompositionsmassen, Gipse und Zinkoxid-Eugenol-Pasten als gebräuchliche Registriermaterialien (Myers 1982, Lehner und Schärer 1991, Borchers 2000).

3.4 Registriermaterialien

In der vorliegenden Studie wurden bei der Übertragung von Kieferrelationsverhältnissen in einen Artikulator Wachse, Gips und Elastomere (und zwar vor allem verschiedene additionsvernetzende Silikone neben einer Polyetherpaste) als Registrierwerkstoffe verwandt, die nachfolgend in einem kurzen Überblick vorgestellt werden.

3.4.1 Wachs als Registrierwerkstoff

Heute stehen der Zahnheilkunde eine Vielzahl verschiedenster Wachsprodukte zur Verfügung. Vielfältig sind die Anforderungen an ein ideales zahnärztliches Wachs ebenso wie ihr Anwendungsspektrum, so zum Beispiel als Modell-, Montage- und Abform- beziehungsweise Bisswachse oder als Formgeber für Inlays, Kronen, Brücken, für die Prothesenbasis und Klammern beim Modellguß, zur Herstellung von Bisswällen und Bisschablonen sowie als Klebewachse für Reparaturen und Lötungen und für vieles andere mehr (Marxkors und Meiners 1993, Ohnmacht 2000).

Wachse sind organische Verbindungen, die aus Kohlenstoff, Wasserstoff, Sauerstoff und zum Teil aus Stickstoff bestehen. Die Verbindungen der Wachse, und zwar sowohl der Kohlenwasserstoff- als auch der Esterwachse bestehen aus langen Kohlenwasserstoffketten, wobei die Kettenlänge für die Festigkeit der Wachse ausschlaggebend ist – das heißt, je länger die Kette, desto fester der Wachs und je höher der Schmelzbereich, desto höher die Härte (Reiber und Hupfau 1990, Marxkors und Meiners 1993, Vehring 1997, Ohnmacht 2000).

Je nach Herkunft werden bei den Wachsen folgende Arten unterschieden (Ohnmacht 2000):

- 1.) Naturwachse.
- 2.) Modifizierte Naturwachse.
- 3.) Synthetische Wachse.
- 4.) Teilsynthetische Wachse.

Die heute im Handel angebotenen Dentalwachse bestehen oft aus mehreren Wachsarten, Harzen und zusätzlichen Füllstoffen anorganischer und organischer Art, die sich je nach Verwendungszweck bezüglich der Konsistenz beziehungsweise Fließverhalten und Steifigkeit, im plasto- elastischen Verhalten sowie thermischen Dimensionsverhalten, Klebrig- oder Fräsbarkeit und anderen Eigenschaften unterscheiden. Je nach Anwendungsgebiet werden in der Zahnheilkunde überdies folgende Modell-, Montage- und Biss- beziehungsweise Abformwachse differenziert (Marxkors und Meiners 1993, Ohnmacht 2000):

- Modellwachse: hoher Anteil an synthetischen Wachsen.
Inlaywachse: Gußwachs, gut modellierbar (30-40 Grad); Fräswachs sehr hart.
Rosa Wachs: Schmelzbereich liegt über 50 Grad Celsius, Aufstellung von Prothesenzähnen.
- Montagewachse, zum Beispiel:
Flexoponalwachs: zum Ausblocken.
Klebewachse: hoher Schmelzbereich, durch Harze außerdem äußerst spröde.

Bisswachse: dienen der Bissregistrierung. Sie werden im Handel in Stangen, Platten sowie als vorgeformte Bisswälle angeboten. Überdies sind heute auch Bisswachse erhältlich, bei denen zur Eigenschaftsverbesserung im Hinblick auf die Dimensionstreuung Metalle (wie Aluminium) zugegeben werden beziehungsweise die Bisswälle mit einer inneren Aluminiumschieneverstarkt sind, die zusätzliche Festigkeit während der Kieferrelationsbestimmung verleihen und somit Deformationen unterbinden oder vermindern sollen.

- Abformwachse: dienen der Prothesenherstellung.

Darüber hinaus besitzen Wachse folgende sogenannte Kenngrößen (Reiber und Hupfau 1990, Marxkors und Meiners 1993, Ohnmacht 2000):

- 1.) „Flow“: die Höhenabnahme eines Prüfkörpers (zylindrisch, aus Wachs) in Abhängigkeit von der Temperatur wird gemessen. Belastung mit 2 kg axial.
- 2.) Expansionsverhalten: Wachse zeichnen sich durch außerordentlich hohe Werte für die thermischen Ausdehnungskoeffizienten aus. Dies ist durch die niedrigen intermolekularen Bindungskräfte begründet. Der thermische Ausdehnungskoeffizient ist eine temperaturabhängige Konstante, welche mit steigender Temperatur zunimmt. Nach dem ISO-Standard 1561 sollten Wachse für die indirekte Technik beim Erwärmen von 25 auf 30° C eine lineare thermische Expansion von nicht mehr als 0,2 % und von 25 auf 37° C von nicht mehr als 0,6 % aufweisen.
- 3.) Ruckstandsloses Verbrennen: Nach einem Erhitzen auf 500° C sollte nur noch 0,1 % vom Wachs übrigbleiben.

Wird Wachs im plasto-elastischen Zustand verformt, so entsteht zunächst bei Belastung eine spontane Kompression, welche dann in eine nachwirkende Kompression übergeht. Nach Entlastung erfolgt eine spontane Rückfederung, die in eine nachwirkende Rückfederung übergeht. Zurück bleibt der plastisch verformte Anteil (Marxkors und Meiners 1993, Ohnmacht 2000).

3.4.2 Gips als Registrierwerkstoff

Der Einsatz von Gips (chemisch: Kalziumsulfat, CaSO_4) als Bau- wie auch Modellwerkstoff beruht auf seiner seit dem frühesten Altertum bekannten Eigenschaft, durch Aufnahme beziehungsweise Abgabe von Kristallwasser verschiedene Hydratationsstufen einzunehmen (siehe hierzu Tabelle 2).

Dehydratation:	$\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O} + \text{Energie} \rightarrow \text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O} + 1\frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$ $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O} + \text{Energie} \rightarrow \text{CaSO}_4 + 2\text{H}_2\text{O}$ (Gipsstein wird zu gebranntem Gips)
Rehydratation	$\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O} + 1\frac{1}{2}\text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O} + \text{Energie}$ $\text{CaSO}_4 + 2\text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O} + \text{Energie}$ (gebrannter Gips wird zu abgebundenem Gips)

Tab. 2: Mögliche Dehydratations- und Rehydratationsvorgänge im System Kalziumsulfat/Wasser (nach Borchers 2000)

Aus dem siebten vorchristlichen Jahrtausend stammende glatte, mit Gips verputzte und bemalte Häuserwände in Jericho oder die mit Hilfe gipshaltigen Mörtels errichteten ägyptischen Pyramiden aus der Zeit um 4000 vor Christus sind eindringliche Zeugen dafür, daß man sich bereits in den Frühzeiten menschlicher Kultur der Technik bediente, dem Rohgips durch Erhitzen Kristallwasser zu entziehen und das erhaltene Pulver durch Anmischen mit Wasser wieder zur Erhärtung zu bringen (Schoenbeck 1931, Wirsching 1976).

„Gips“ bezeichnet in der deutschen Sprache sehr unscharf viele Erscheinungsformen des Kalziumsulfats, und zwar neben dem in der Erdkruste vorkommenden Naturgips und dem auf synthetischem Wege gewonnenen Rohstoff Gips auch den gebrannten (dehydrierten) sowie den wieder abgebundenen (rehydrierten) Gips. Im Gegensatz dazu wird in der englischen Sprache zwischen „gypsum“ beziehungsweise „gypsum rock“ (Gipsstein, Rohgips), „plaster“ (gebrannter Gips) und „rehydrated plaster“ (abgebundener Gips) unterschieden. Überdies bezeichnet der Begriff „stone“ sowohl das α -Halbhydrat, eine beson-

dere Form des gebrannten Gipses, als auch den daraus entstehenden Hartgips. Der Alabastergips ist nach dem oberägyptischen Fundort Alabastron benannt (Borchers 2000).

Thermodynamisch betrachtet sind alle Erscheinungsformen des Gipses vom Rohprodukt über das Pulver bis zum abgebundenen Werkstoff Phasen beziehungsweise Phasengemische, die dem System $\text{CaSO}_4 - \text{H}_2\text{O}$ entstammen. In diesem System sind nach Wirsching (1976) folgende fünf Phasen nachweisbar:

1. Kalziumsulfat- Dihydrat oder -Doppelhydrat ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$)
2. Kalziumsulfat-Halbhydrat oder- Hemihydrat ($\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$)¹
3. Anhydrit III oder löslicher Anhydrit (CaSO_4 III)
4. Anhydrit II oder natürlicher Anhydrit (CaSO_4 II)
5. Anhydrit I oder Hochtemperaturanhydrit (CaSO_4 I).

β -Halbhydrat wird durch trockenes Brennen gewonnen und stellt die Basis für Alabaster- und Abdruckgips dar; α -Halbhydrat wird hingegen durch nasses Brennen im Autoklaven erzeugt und ist die Grundlage des Hartgipses. Modifiziertes α -Halbhydrat wiederum stellt die Grundlage für Spezialhartgipse dar. Die Feuchtfestigkeit ist bei diesen Materialien nach etwa einer Stunde, die Trockenfestigkeit nach 24 Stunden und die Endhärte nach fünf bis sieben Tagen erreicht.

Bei der Verarbeitung von Gips sollte folgendes Beachtung finden:

- mehr Pulver: schnellere Versteifung, höhere Expansion, größere Härte
- längeres Anmischen: schnellere Ersteifung, höhere Expansion, größere Härte
- Borax-Zusatz: Versteifung langsamer (bei zum Beispiel NaCl oder Na_2SO_4 – Zusätzen schneller)
- Erhöhung der Temperatur: Versteifung schneller, Expansion höher.

¹ Nach Borchers (2000) hat sich in der Fachliteratur für Halbhydrat diese eigentlich inkorrekte Schreibweise durchgesetzt; die korrekte chemische Formel hierfür lautet $(\text{CaSO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$

Die Gipssorten für die Zahnheilkunde werden nach der derzeit gültigen nationalen Norm DIN EN 26873 „Dentalgipse“ (Deutsches Institut für Normung 1992) in folgende Typklassen eingeteilt (siehe hierzu auch Tabelle 3):

Typ 1: Abdruckgips

Typ 2: Alabastergips

Typ 3: Hartgips

Typ 4: Hartgips, extrahart (Spezialhart- oder auch Superhartgips).

Typ I – Abdruckgips:	90 % Modellgips (β-Halbhydrat) 4,5 % weißer Bolus als Füllstoff 1,5 % roter Bolus als Füllstoff 0,1 % Geschmacks- und Farbzusätze 2,5 % Diatomeenerde 1,5 % Kaliumsulfat als Beschleuniger Wasser: Pulver = 1 : 5 , Expansion 0,15 % linear, hohe Dimensionstreue, gute Detailwiedergabe, dient der Fixierung und des Abdrucks
Typ II – Alabastergips:	β -Halbhydrat Wasser: Pulver = 1 : 2 geringe Härte, Expansion bei 0,3 % geringe Druckfestigkeit zur Fixierung und zum Sockeln von Modellen
Typ III – Hartgips:	α -Halbhydrat Wasser: Pulver = 1 : 3 größere Härte, doppelte Druckfestigkeit Abbindeexpansion bei 0,2 % linear
Typ IV – Spezialhart-, Superhartgips:	modifiziertes α -Halbhydrat Wasser: Pulver = 1 : 4 , hohe Härte Abbindeexpansion 0,15 % linear

Tab. 3: Typklassen der „Dentalgipse“, ihre Verarbeitungs- und Materialeigenschaften (nach Borchers 2000)

Abdruckgips (Typ I) ist ein β -Halbhydratgips mit sehr kurzer Abbindezeit, der Borchers (2000) zufolge für Abformungen bezahnter, teilbezahnter, jedoch vorwiegend zahnloser Kiefer eingesetzt wird. Für Eingipsungen im Artikulator kommt insbesondere der Alabastergips (Typ II) zum Einsatz. Er stellt ebenfalls ein β -Halbhydrat dar, der sich vom Abdruckgips durch etwas größere Abbindeexpansion und höhere Druckfestigkeit unterscheidet. Er findet weiterhin Ver-

wendung zur Anfertigung von Situations- und Vormodellen sowie für Reparatur-einbettungen und Vorwällen. Alabastergips ist jedoch wegen seiner unzureichenden Härte und Druckfestigkeit weder für Küvetteneinbettungen noch zur Herstellung von Arbeitsmodellen geeignet. Hartgips (Typ III) besteht im wesentlichen aus α -Halbhydrat, der zum Beispiel als Abformwerkstoff für Gegenkiefersowie für Arbeitsmodelle dient, auf denen Teil- und Totalprothesen gefertigt werden, daß heißt für Zwecke, die keine hohen Präzisionsansprüche zu erfüllen haben. Spezialhart- oder Superhartgips (Typ IV), ebenfalls ein Vertreter des α -Halbhydrats, stellt hingegen das Material der Wahl dar, wenn vom Modell Präzision und hohe mechanische Beanspruchbarkeit verlangt sind, wie zum Beispiel für Säge-, Stumpf- und für Meistermodelle der Modellgußtechnik (Borchers 2000).

3.4.3 Elastomere als Registrierwerkstoffe

Zu den Elastomeren gehören Polysulfide, Silikone (kondensations- und additionsvernetzende) sowie Polyether. Zudem zählen die Elastomere zu den irreversibel-elastischen Werkstoffen (siehe hierzu wiederum Tabelle 1).

Zur Kieferrelationsbestimmung werden vor allem additionsvernetzende Silikone und Polyether eingesetzt. So schrumpfen additionsvernetzende Silikone weniger als kondensationsvernetzende, da es bei der Polyaddition beziehungsweise Additionsvernetzung zu keiner Verflüchtigung von niedermolekularen Inhaltsstoffen kommen soll. Additionsvernetzende Silikone sind daher im allgemeinen formstabiler beziehungsweise genauer und können ohne Dimensionsänderungen länger gelagert werden. Neben den additionsvernetzenden Silikonen zeichnet sich unter den elastomeren Werkstoffen besonders Polyether durch eine gute Lagerungsbeständigkeit sowie ebenfalls gute Dimensionsstabilität und dimensionsgetreue Wiedergabe aus (Millstein et al. 1975, Millstein und Clark 1981, Mullick et al. 1981, Fattore et al. 1984, Lassila und McCabe 1985, Lassila 1986, Müller et al. 1988, 1990 a, b, c, Breeding und Dixon 1992, Freilich et al. 1992, Wichmann und Borchers 1992,

Breeding et al. 1994, Millstein und Hsu 1994, Wöstmann und Vehring 1994, 1995, Vehring 1997, Bumann und Lotzmann 2000, Borchers 2000, Pagnano et al. 2000, Rzanny et al. 2000, Viohl 2000, Allen et al. 2001, Borchers und Tschernitscheck 2001, Nave 2001).

Tabelle 4 zeigt außerdem eine Übersicht über zu erwartende Dimensionsänderungen bei den verschiedenen elastomeren Werkstoffen aufgrund von Schrumpfung oder Kompression, die nach Schriftumsangaben zusammengestellt sind.

		Lineare Dimensionsänderung von Elastomeren (in %)			
		(Poly- sulfid)	Silikone		Polyether
			kondensations- vernetzende, knetbar, leicht- flüssig	additionsver- netzende	
Druckverformungs rest nach	10 % 20 % 30 %		0,3-0,4 0,4-0,5 0,5-2,0		0,4 0,6 1,0
Kompression von:		2-4		0,2-0,5	
Abbindeschrumpfung		0,2	0,2-0,4	keine Angaben	0,2
Schrumpfung 24 Stunden nach Lagerung		0,2-0,4	0,2-1,2	< 0,1	0,2

Tab. 4: Lineare Dimensionsänderung von Elastomeren durch Schrumpfung und Kompression (nach Viohl 2000). Der Vollständigkeit halber wird hier Polysulfid mit aufgeführt

Detailwiedergabegenauigkeit und Dimensionstreue gelten als wichtigste Anforderungen, die an Abform- oder Registriermaterialien zu stellen sind. Allerdings erfüllt keines der hierzu zur Verfügung stehenden Werkstoffe in idealer Weise diesbezüglich an sie gestellte Eigenschaften. So kann es sowohl durch das Volumenverhalten, wie Quellung durch Wasseraufnahme, Abbindekontraktion beziehungsweise -schrumpfung, thermische Kontraktion durch die Differenz Raumtemperatur-Mundhöhle bei der Entnahme und Langzeitkontraktion, als auch durch mangelnde Elastizität und Steifigkeit zu Dimensionsänderungen

beziehungsweise Formverzerrungen kommen (Meiners 1978, Millstein und Hsu 1994, Wöstmann und Vehring 1994, 1995, Vehring 1997, Jüde et al. 1997, Rzanny et al. 2000, Viohl 2000, Borchers und Tschernitschek 2001, Nave 2001). Nach Viohl (2000) sind außerdem Abweichungen über 25 µm entsprechend einer Dimensionsänderung von 0,1 % als kritisch anzusehen, wenn Modellgüsse, Kronen oder Brücken mit einer Genauigkeit um 50 µm passen sollen, und man Ungenauigkeiten bei der Modellherstellung um etwa den gleichen Umfang zulässt. Wie Tabelle 4 zeigt, so ist dies von den elastomeren Werkstoffen am besten mit den additionsvernetzenden Silikonen erzielbar.

3.4.3.1 Silikone

Silikone werden im Handel je nach gewünschter Konsistenz mit unterschiedlicher Kettenlänge, unterschiedlichem Füllstoff und Weichmacher angeboten. Gebräuchliche Konsistenzen sind entsprechend der Norm DIN EN 24823 (DIN 1996): knetbar (sehr hohe Konsistenz Typ 0), schwerfließend (hohe Konsistenz Typ 1), mittelfließend (mittlere Konsistenz Typ 2) und leichtfließend (niedrige Konsistenz Typ 3). Entsprechendes gilt auch für die englischen Begriffe „putty“, „heavy body“, „regular body“ und „light body“.

Silikone werden auch als Polysiloxane bezeichnet. So bestehen die Molekülketten im wesentlichen aus Si-O-Gruppen (Siloxane). Die Verfestigung der Silikone findet durch Kettenverlängerung und -verzweigung sowie insbesondere durch Vernetzung der Kettenmoleküle untereinander statt. Hierdurch wird die freie Beweglichkeit der Molekülketten gegeneinander (wie im flüssigen beziehungsweise plastischen Zustand) mehr oder weniger beeinträchtigt. Hierzu sei angemerkt, daß in einer polymeren Substanz der Zusammenhalt der Kettenmoleküle im allgemeinen durch sekundäre Bindungen oder intermolekulare Kräfte (auch als „van der Waalssche“ Kräfte bezeichnet) bewirkt wird, wobei das Ausmaß dieses im Vergleich zur direkten chemischen Verbindung nur sehr schwachen Zusammenhaltes die Beweglichkeit der Molekülketten sowie auch in entscheidender Weise die Festigkeit des Polymers bestimmt. Lineare Molekülketten sind in der Regel außerdem nicht gestreckt, sondern weisen eine un-

regelmäßig „verknäuelte“ Konfiguration auf. Nach den Gesetzen der Thermodynamik ist daher eine Kraft erforderlich, die dieser Verknäuelungstendenz als Rückstellkraft entgegenwirkt. Im flüssigen Zustand können die Molekülketten aufgrund einer makroskopischen Verformung (während des Rührens oder Gießens) zwar gestreckt werden, doch können sie sich nach Beendigung der Verformung wieder verknäulen. Dagegen haben sie im festen Zustand den Spielraum verloren, aus der gestreckten in die verknäulte Konfiguration sowie auch umgekehrt überzugehen. Gummielastische Materialien sollten aus diesem Grund eine Mittelstellung zwischen flüssigen und festen Polymeren einnehmen, was durch eine vereinzelte chemische Verknüpfung der Kettenmoleküle erreicht wird. Hierdurch entsteht ein dreidimensionales Netzwerk, bei dem die Maschen während der Einwirkung äußerer Kräfte deformiert sind, wobei sich die Verknäuelungstendenz einzelner Molekülteilstücke zur Rückstellkraft des deformierten Elastomers summiert. Insgesamt wird hiermit deutlich, daß eine zunehmende Vernetzungsdichte zwar die Festigkeit steigert, dies jedoch mit einem Verlust der Elastizität einhergeht (Marxkors und Meiners 1993).

Die Vernetzungsreaktion kann durch Polykondensation oder durch Polyaddition erfolgen; entsprechend wird, wie bereits oben erwähnt, zwischen kondensations (K)- oder additionsvernetzenden (A) Silikonen unterschieden (Eichner 1981, Poswa-Scholzen 1991, Marxkors und Meiners 1993, Weinert 1994).

Die Basiskomponente der kondensationsvernetzenden Silikone (C- oder K-Silikone) enthält lineare Si-O-Si-Ketten mit endständigen OH-Gruppen, wobei die beiden freien Valenzen des Si-Atoms meist durch die Alkylgruppe CH_3 abgesättigt sind. Zur Polykondensation mit einhergehender wachsender Elastizität kommt es durch Zumischen der Reaktorkomponente (auch als Härter, Katalysator oder Akzelerator bezeichnet), die als Katalysator organische Zinnverbindungen und als Vernetzer multifunktionelles Äthylsilikat beziehungsweise Alkoxysilan enthält. Dabei reagiert der Vernetzer mit den endständigen OH-Gruppen unter Abspaltung von Alkohol (Kondensat), wodurch die Kettenenden mit weiteren endständigen OH-Gruppen anderer Ketten reagieren können. Somit kommt es zur Kettenverlängerung, -verzweigung und -vernetzung (O'Brien und Ryge

1978, Meiners und Dittmer 1979, Eichner 1981, Marxkors und Meiners 1993, Weinert 1994, Welker 1995). Die Konsistenz wird durch zugesetzte Füllstoffe (Diatomeenerde) zur Basiskomponente beeinflusst, wobei sich knetbare Massen durch viel Füllstoff und leicht fließende Massen durch wenig Füllstoff ergeben. Mit dem Zusatz von Weichmachern (wie von Paraffinöl) soll zusammen mit dem Füllstoff die gewünschte Konsistenz erreicht werden. Bei Pasten werden der Reaktorkomponente außerdem Mittel zum Eindicken zugesetzt (O'Brien und Ryge 1978, Viohl 2000).

Als größter Nachteil der K-Silikone wird jedoch nach wie vor ihre Schrumpfung aufgrund des freigesetzten Alkohols während der Polykondensation und Lagerung genannt (Marxkors und Meiners 1993, Welker 1995, Viohl 2000). Angemerkt sei, daß größere Dimensionsänderungen durch eine stärkere Schrumpfung bei leichtfließenden Elastomeren mit niedrigem Füllstoffgehalt – im Gegensatz zu den schwerfließenden und knetbaren mit höherem Füllstoffgehalt erwartet werden kann, wie es bereits Schwindling (1970 a, b) und Franz (1972, 1975) am Beispiel von kondensationsvernetzenden Silikonmassen demonstrierten (siehe hierzu wiederum Tabelle 4).

Bei den additionsvernetzenden Silikonen enthält die pastöse Basiskomponente, neben Farb- und Füllstoffen sowie einer organischen Platin-Verbindung (wie Hexachlorplatinsäure) als Katalysator, Kettenmoleküle mit endständigen Vinylgruppen, und die zweite ebenfalls als pastöse Reaktorkomponente Organohydrogensiloxane beziehungsweise Kettenmoleküle mit seitlichen SiH-Gruppen. Nach Mischen der beiden Komponenten kommt es zur Reaktion zwischen den endständigen Vinylgruppen und den seitlichen H-Gruppen und damit zur Bildung von Ethylbrücken zwischen den einzelnen Silikonmolekülen beziehungsweise zur Polyaddition ohne Abspaltung von niedermolekularen Stoffen (Craig 1989, Marxkors und Meiners 1993, Welker 1995, Viohl 2000). Aus diesem Grunde schrumpfen additionsvernetzende Silikone auch weniger als kondensationsvernetzende Silikone und weisen zudem eine bessere Form- beziehungsweise Dimensionsstabilität auf als die K-Silikone (Borchers et al. 1984, Lehmann et al. 1984, Craig 1989, Welker 1995, Viohl 2000) (siehe hierzu wie-

derum Tabelle 4). Darüber hinaus ist bei den A-Silikonem der Übergang vom plastischen in den elastischen Zustand besser als bei den K-Silikonem zu erkennen, zumal die Elastizität bei letzteren trotz Verfestigung noch unvollständig sein kann (Craig 1989, Welker 1995, Viohl 2000).

Darüber hinaus sollte Beachtung finden, daß die Aushärtung der A-Silikonem unter Vermittlung eines Platinkatalysators erfolgt, und somit der Kontakt mit Latexhandschuhen, Adstringentien und Lokalanästhetika zur Inhibierung der Aushärtungsreaktion beziehungsweise zu Abbindestörungen führen kann.

Da Abformungen wie auch Mundentnahmen zur Registrierung von Kieferrelationsverhältnissen im hydrophilen Bereich stattfinden, werden seit einigen Jahren neben den an sich hydrophoben Silikonem auch A-Silikonem im Handel angeboten, bei denen durch Zusatz von seifenähnlichen Molekülen (wie oberflächenaktive Tenside) die molekularchemisch bedingte Hydrophobie reduziert wird, wodurch es zu einer leicht benetzbaren beziehungsweise hydrophilen Oberfläche kommt. Ob jene Materialien zu einer Verbesserung der Übertragungsgenauigkeit beitragen, ist jedoch bislang fraglich.

3.4.3.2 Polyether

Oben wurde bereits angeführt, daß sich neben den additionsvernetzenden Silikonem, insbesondere Polyether unter den elastomeren Werkstoffen durch eine gute Lagerungsbeständigkeit sowie auch gute Dimensionsstabilität und dimensionsgetreue Wiedergabe auszeichnen (siehe hierzu wiederum Tabelle 4).

Polyether besitzen eine durch die Molekülstruktur bedingte Hydrophilie, die zu einem guten Anfließverhalten im feuchten Milieu führt. Hierdurch kommt es aber auch zu einer hohen initialen Haftung, welche die Entformung eines Abdruckes erschwert. Untersichgehende Stellen sollten daher beim Einsatz von Polyethermaterial gut ausgeblockt werden (Reusch und Weber 1999).

Ausgangsprodukt der hydrophilen irreversibel-elastische Polyethermassen sind Copolymerisate aus Ethylenoxid und Tetrahydrofuran. Lineare Makromoleküle

entstehen durch Addition der Heterozyklen unter Ringöffnung. Danach werden die endständigen OH-Gruppen mit einer ungesättigten Säure (zum Beispiel mit Crotonsäure) verestert. Reaktionen der Doppelbindung dieser Säure mit Äthylenimin führen dazu, daß die Molekülketten endständige Aziridin-Gruppen aufweisen. Außerdem sei erwähnt, daß Äthylenimin als dreigliedriger heterozyklischer Ring sehr reaktionsfähig ist und sich leicht aufspalten läßt. So wird die Verbindung durch die katalytische Gegenwart von Säure (kationischer Mechanismus) schließlich zur Polyaddition veranlaßt (Marxkors und Meiners 1993). Die Reaktorpaste enthält daher Sulfonsäureester, mit dem die Ringbindungen der endständigen Äthylenimin-Gruppen des Polyetherpolymers geöffnet, und durch anschließende Reaktionen der bifunktionellen Moleküle untereinander die plastische Masse einhergehend mit einer Kettenverlängerung in ein steifelastisches Gummi umgewandelt wird (O'Brien und Ryge 1978, Craig 1989, Marxkors und Meiners 1993).

Die Konsistenz des unabgebundenen Materials ergibt sich hier ebenfalls durch zugesetzte Weichmacher und anorganische Füllstoffe zur Basis- sowie auch zur Katalysatorpaste (Viohl 2000).

4 Material und Methoden

4.1 Versuchsaufbau

Herstellung standardisierter Kiefermodelle

Als wichtigster Bestandteil sämtlicher in der vorliegenden Untersuchung durchgeführten Versuche und Messungen war eine Kiefersituation zu simulieren, die unter allen Gegebenheiten konstant bleibt, sich auch nicht im Laufe des Gebrauchs durch Abnutzung verändert, wodurch Fehlerquellen resultieren könnten, die jegliche Messergebnisse unbrauchbar machen würden.

Dies wurde durch Ober- und Unterkiefer-Modelle aus Superhartgips erzielt, in die Zahnreihen aus Heraenium EH[®], einer Cobalt-Chromium-Molybdän-Modellgusslegierung, eingelassen waren.

Die Herstellung der Versuchsmodelle übernahm das Labor Heidlindemann Zahntechnik, Dautphe.

Nach dem Dublieren von Frasako-Modellen wurden in diesem Labor die Zähne des Negativs mit Wachs ausgegossen und apikal mit einem Querbalken, ebenfalls aus Wachs, versehen beziehungsweise verbunden.

Jene gegossenen Zahnreihen wurden anschließend in die Dublierformen zurückgesteckt und, wie oben erwähnt, in Superhartgips eingebettet.

Die somit gewonnenen Kiefermodelle erfüllten nunmehr im Hinblick auf Genauigkeit und Abrasion strengsten Anforderungen.

(Siehe hierzu auch die Abbildung 1a und b.)

Mittels Plattensätzen des BITEX[®]- Systems (Firma Girrbach Dental, Pforzheim) wurden die Kiefermodelle im Anschluss in einen Artex[®]- Artikulator in maximaler Interkuspidation mit Superhartgips einartikuliert.

Zum Kodieren der konstanten anschließend am Stützstift gemessenen Sperrung der Zahnreihen von 4 mm wurde ein Kontrollschlüssel, ebenfalls aus Superhartgips, hergestellt, der nicht nur die Sperrung allein, sondern Kiefer-



Abb. 1a: Unterkiefermodell aus Heraenium® EH (Eigenanfertigung in der Abteilung für Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Gießen)



Abb. 1b: Oberkiefermodell aus Heraenium® EH (Eigenanfertigung in der Abteilung für Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Gießen)

modelle sowie Sperrung zusammen verschlüsselte und somit die zu registrierende Kiefersituation simulierte.

Dadurch ließ sich, wie es bei herkömmlichen Schlüsseln der Fall ist, ein Federn der Kiefermodelle auf dem Gipsschlüssel umgehen.

Jener Kontrollschlüssel machte die Kiefermodelle beim späteren Eichvorgang im Meßsystem überflüssig, so dass die dreidimensionale Lageveränderung des Oberkiefermodells beim Messen gegen den Kontrollschlüssel ausschließlich der materialspezifischen Übertragungungenauigkeit der Kieferregistratur entsprach, und das schon genannte Federn der Modelle ausgeschlossen werden konnte.

4.2 Messvorrichtung

Die Messvorrichtung beruhte auf einer Modifikation des Mandibular Positionsindicators (MPI) des Schul-Artikulator-München (SAM) -Systems (Firma SAM Präzisionstechnik, Gauting bei München), bei dem die mechanischen Messuhren durch sechs elektronische Uhren ausgetauscht und über die Interface-Box DMX-8 (Firma Mitutoyo Messgeräte Deutschland, Neuss) direkt mit einem Computer über eine serielle Schnittstelle zur Messdatenerfassung gekoppelt wurden.

Die Vorrichtung entsprach einem „Non-Arcon“-Artikulator, wobei das Oberkiefermodell frei auf dem Bissregistratur ruhte und die Messuhren die Lageveränderungen an den Kondylarkugeln des Artikulatoroberteils abgriffen.

Die Elektronik ruft hierbei beidseits und gleichzeitig einen dreidimensionalen Messwert (x – sagittal, y – transversal, z – vertikal) von den sechs Messuhren ab.

Aus diesen Messwerten wird mit Hilfe des Messprogramms „Elektronische Bissregistriermaterialprüfung“ (EBP), eine Entwicklung der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig Universität Gießen (siehe Abbildung 2 a und b), der Gesamtübertragungsfehler berechnet, ausgedrückt als mittlere Verlagerung des rechten und linken Kondylus gegenüber der Ausgangsposition.



Abb. 2a: Messvorrichtung mit Kiefermodellen auf Bissregistrator (Foto aufgenommen in der Abteilung für Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Gießen)



Abb. 2b: Messvorrichtung mit Gipschlüssel (Foto aufgenommen in der Abteilung für Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Gießen)

Mit diesem Meßsystem und dem dazugehörigem Programmteil ist es möglich, die verschiedenen Positionen des Unterkiefers räumlich einzulesen und die Abweichungen zur Referenzposition zu berechnen.

Jedes Registrat passierte dazu eine Messreihe von zehn aufeinanderfolgenden Messungen. Vor und nach jeder Messreihe wurde jeweils fünfmal eine Eichmessung vorgenommen.

Im Hinblick auf eine Kondylenverlagerung betrug die Reproduzierbarkeit der Messwerte $\pm 25 \mu\text{m}$.

4.3 Versuchsdurchführung

4.3.1 Erster Versuchsteil

Nach der Montage der Kiefermodelle in den Artikulator wurden aus jedem zu prüfenden Werkstoff zehn Registrate angefertigt, welche die schon oben erwähnte Sperrung von 4 mm verschlüsselten.

Dazu wurde die Prüfmasse im plastischen Zustand auf die Zahnreihe des Unterkiefermodells aufgetragen und der Artikulator anschließend geschlossen.

Nach Aushärtung und Ablauf einer Stunde nach Applikation wurde das Registrat erstmalig in die Messapparatur eingefügt.

Zuvor wurde hierbei, ausgehend von der Null-Einstellung des Meßsystems, zur Bestimmung der Referenzposition fünfmal mit dem Kontrollsockel geeicht.

Anschließend passierte jedes Registrat in den Kiefermodellen eine Messreihe von zehn aufeinanderfolgenden Messungen.

Nachfolgend wurde noch fünf weitere Male die Referenzposition mit Hilfe des Kontrollsockels überprüft.

Die hierbei ermittelten Abweichungen wurden vom Rechner bei der Datenerfassung als Fehler gespeichert.

Nach Ablauf von 24 Stunden durchliefen in der selben Weise alle angefertigten Bißregistrate erneut die Messvorrichtung.

Dieses Vorgehen ermöglicht insgesamt eine Aussage über die Genauigkeit der Bißregistratur bei der Übertragung von Kieferrelationsverhältnissen in den Artikulator.

Bei der Anfertigung und Lagerung aller Registratur wurde durchgehend auf die gleiche, den Herstellerangaben entsprechende Art und Weise verfahren.

Anhand dieser Versuchsdurchführung, mit der mit den zur Registraturherstellung benutzten Versuchsmodellen auch die Messreihen durchgeführt wurden, ließ sich die Genauigkeit der von den einzelnen Anbietern hergestellten Registriermaterialien unter idealen, im zahnmedizinischen Alltag aber nicht vorkommenden Bedingungen und unabhängig von anderen materialspezifischen Eigenschaften ermitteln.

4.3.2 Zweiter Versuchsteil

Da im klinischen Alltag auch die im Labor hergestellten Arbeitsmodelle einen Einfluss auf die Genauigkeit der Übertragung der Kieferrelation haben, wurden im folgenden zwei Abformtechniken untersucht.

Die Untersuchungsmodelle aus Heraenium[®] EH dienen zur Simulation des Ober- und Unterkiefers eines Patienten.

Von diesen Modellen sind jeweils zehn Abformungen beider Kiefer mit der Doppelmischtechnik sowie der Korrekturabformung angefertigt und mit Fuji-Rock[®], einem Super-Hartgips, ausgegossen worden.

Als Abformmaterial wurde hierzu Permagem[®] der Firma Kettenbach Dental, Eschenburg, verwendet.

Die so erhaltenen Ober- und Unterkiefermodelle wurden ebenfalls auf den Plattensätzen des BITEX[®]-Systems gesockelt und unter Zuhilfenahme der Bißregistratur im Artex-Artikulator einartikuliert.

In die Meßvorrichtung übertragen, passierten die Registriermaterialien anschließend erneut die Meßreihen.

Dabei wurde jedes der zehn Bissregistrare eines Herstellers einmal für Kiefermodelle der Doppelmischabformung sowie für die Korrekturabformung verwendet.

Die Bissregistrare wurden somit einerseits auf einer glatten Oberfläche, wie sie das Heraenium® EH aufweist, und andererseits auf der rauhen Oberfläche der Gipsmodelle geprüft. Damit wurde es möglich, Rückschlüsse auf das Dimensionsverhalten der Registriermaterialien und auf die Genauigkeit bei der Übertragung von Kieferrelationsverhältnissen in den Artikulator beim bezahnten Patienten zu ziehen.

4.5 Registriermaterialien

Für die oben beschriebenen Versuchsreihen wurden folgende Registriermaterialien herangezogen:

- Elastomere, insbesondere additionsvernetzende Silikone
- Wachse
- Gips.

Die in der vorliegenden Untersuchung eingesetzten elastomeren Registriermaterialien zeigen die Tabellen 5 a und 5 b.

Tabelle 6 zeigt weiterhin die hierbei verwandten Registriermaterialien aus Wachs und Gips.

4.6 Statistische Auswertung

In der vorliegenden Studie wurden die Mittelwerte \pm Standardabweichungen, Minimum-, Maximal-, und Medianwerte der zehn mittels digitaler Meßuhren gemessenen Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk für jedes erstellte Registrat sowie von allen Messungen ($n = 100$) der jeweils zehn aus verschie-

Produkt	Hersteller/Vertreiber	Chargen-nummer	Anmerkungen
Dimension Bite®	Fa. Espe Dental-Medizin, Seefeld	15002	Polyvinylsiloxan-Abformmasse
Futar®	Fa. Kettenbach Dental, Eschenburg	2097	Härte-/Basismasse: Vinylpolysiloxan-Füllgemisch-Polymethylhydroxensiloxan/Vinyl-Polysiloxan-Füllstoffgemisch-Platin-Siloxankomplex
Futar D®	Fa. Kettenbach Dental, Eschenburg	1397	neue Chargennummer 7666; Härte-/Basismasse: Vinylpolysiloxan-Füllgemisch-Polymethylhydroxensiloxan/Vinyl-Polysiloxan-Füllstoffgemisch-Platin-Siloxankomplex
Kristall®	Fa. Omicron Dental, Köln/Lindlar	533026	unter der Bezeichnung „Omicron®“ auslaufend; Polyvinylsiloxan
Memoreg C.D.®	Fa. Heraeus-Kulzer, Dormagen	080050	neue Chargennummer 37404, unter der Bezeichnung „Komreg 2®“, Polyvinylsiloxan
Memosil C.D.® „ait“ (28.09.1994)	Fa. Heraeus-Kulzer, Dormagen	026385	Polyvinylsiloxan-Abformpaste
Memosil C.D.® „neu“ (seit Nov. 1997)	Fa. Heraeus-Kulzer, Dormagen	080257	neue Bezeichnung „Memosil 2“; Polyvinylsiloxan-Abformpaste
3M Bißregistriermaterial	Fa. 3M Dental Products, St. Paul, USA	19970711	neue Bezeichnung „Imprint Bite®“, Vertrieb Fa. 3M Espe, Seefeld; Polyvinylsiloxan-Bißregistrierpaste
Omicron Topas®	Fa. Omicron Dental, Köln/Lindlar	05017	Polyvinylsiloxan

Tab. 5 a: Auflistung der in der vorliegenden Untersuchung eingesetzten elastomeren Registriermaterialien

Produkt	Hersteller/Vertreiber	Chargen-nummer	Anmerkungen
Ramitec Penta [®]	Fa. Espe Dental-Medizin, Seefeld	Paste003 Katalysator 008 (P003K008)	Neue Bezeichnung „Refill-Pa [®] “ (Chargennummer 6030); Polyether-Bißregistrierpaste
Regisil [®]	Fa. Dentsply International, Milford, USA	960809	neue Chargennummer 29923; Polysiloxan-Bißregistrierpaste
Regisil PB [®]	Fa. Dentsply International, Milford, USA	970724	neue Chargennummer 29873; Polysiloxan-Bißregistrierpaste
Registrado [®]	Fa. Voco, Cuxhafen	76068	neue Bezeichnung „Registrado Xtra [®] “, Gemisch aus verschiedenen Polydiolkylsiloxanen, Silikaten und Initiatoren
Registrado opak [®] – hart	Fa. Voco, Cuxhafen	77062	Gemisch aus verschiedenen Polydiolkylsiloxanen, Silikaten und Initiatoren
Silagum [®]	Fa. DMG, Hamburg	703314	neue Bezeichnung „Automix bite [®] “; Polysiloxan
Stat BR [®] KERR	Fa. Kerr, Karlsruhe	6-3193	Polysiloxan

Tab. 5 b: Auflistung der in der vorliegenden Untersuchung eingesetzten elastomeren Registriermaterialien (Fortsetzung)

Produkt	Hersteller/Vertreiber	Chargen- Nummer	Anmerkungen
Alminax Full-Arch Kerdent®	Hager & Werken, Duisburg	202.280	Aluminiumwachs
Alminax Rite-Bite® (U-förmige Wälle ver- stärkt mit einer inneren Aluminiumschiene	Hager & Werken, Duisburg	213.147	Aluminiumwachs
Kent Dental Bisswälle®	Kent-Dental, Hamburg	83.607	Compound aus mikrokristallinen und paraffinischen Kohlenwasserstoff- und Naturwachsen
Regi Wax®	Amanggirrbach, Pforzheim	642.140	Gemisch aus Kohlenwasserstoffwachsen
70400 Modellierwachs rosa®	Gebdi Dental- Products, Engen	-	Compound aus mikrokristallinen und paraffinischen Kohlenwasserstoff- und Naturwachsen
Snow White Plaster No. 2®	Kerr Italia, Scafati, Italien	0-3144	Abformgips

Tab. 6: Auflistung der in der vorliegenden Untersuchung eingesetzten Registriermaterialien aus Wachsen (n = 5) und Gips (n = 1)

denen Materialien (Wachse, Abformgips, Elastomere [insbesondere aus additionsvernetzenden Silikonen]) auf standardisierten Kiefermodellen angefertigten Registrare eine Stunde und 24 Stunden nach ihrer Herstellung berechnet. Gleichartige Berechnungen erfolgten bei den auf Kiefermodellen der Korrektur- und Doppelmischabformung nach 24stündiger Lagerung geprüften jeweils zehn aus additionsvernetzenden Silikonen (Kristall[®], Memosil C.D.[®] „neu“ und aus Futar D[®]) angefertigten Registraten sowie bei den zehn aus Futar D[®] hergestellten und beschnittenen Registraten.

Die graphische Darstellung der Ergebnisse erfolgte anschließend mittels Box-Plots. Diese bieten neben der Darstellung des arithmetischen Mittels einen guten Überblick über die Verteilung einer Stichprobe.

Die graphische Darstellung und statistische Auswertung der Ergebnisse wurde mit Hilfe des Computerprogramms SPSS, Version 12, durchgeführt.

5 Ergebnisse

5.1 Labortechnische Prüfung verschiedener Registriermaterialien auf ihre Übertragungsgenauigkeit

Von jedem zu prüfenden Material (Wachse, Abformgips und Elastomere) wurden jeweils zehn interokklusale Registrate angefertigt. Dabei handelte es sich bei den für die Prüfung bezüglich der Übertragungsgenauigkeit von Kieferrelationsverhältnissen zur Anwendung gekommenen Wachse um rosa Modellierwachs (einem Gemisch aus mikrokristallinen und paraffinischen Kohlenwasserstoff- und Naturwachsen), Kent Dental Bisswälle[®] (ein „Compound“ gleichfalls mikrokristalliner und paraffinischer Kohlenwasserstoff- und Naturwachs), Regi Wax[®] (ein Gemisch aus Kohlenwasserstoffwachsen), Alminax Full-Arch Kemdent[®] (ein Aluminiumwachs) und Alminax Rite -Bite[®] (ein Aluminiumwachs mit einer inneren Aluminiumschiene) sowie beim eingesetzten Abformgips um Snow White Plaster No. 2[®]. Die zur Anwendung gekommenen Elastomere umfassten, neben dem Polyether Ramitec Penta[®] mit verhältnismäßig geringer Endhärte, ausschließlich additionsvernetzende Silikone (auf der Basis von Polysiloxanen) mit hoher Endhärte (wie Futar D[®] sowie Futar[®], Memoreg[®], Dimension Bite[®], Regisil PB[®] und Registrado opak[®] - hart) und mit mittlerer oder vergleichsweise geringer Endhärte (wie Memosil C.D.[®] „neu“, Memosil C.D.[®] „alt“, Silagum[®], Omicron Topas[®], Regisil[®], Registrado[®], 3M[®] Bißregistriermaterial, Stat BR KERR[®], Kristall[®]).

Die Ergebnisse der Prüfung sind in den Tabellen 7 und 8 sowie im Anhang in den Tabellen I bis XLIV aufgeführt. Eine graphische Umsetzung der Ergebnisse erfolgt in den Abbildungen 3 und 4.

Materialien	Abweichungen bei den Registraten (jeweils n = 10) in μm 1 Stunde nach ihrer Herstellung		
	Median	Spannbreite (Minimum- Maximum)	Mittelwert \pm Standardab- weichung
Wachse			
Rosa Modellierwachs	518	200 - 845	489 \pm 152
Kent Dental Bisswälle [®]	519	234 – 939	518 \pm 158
Regi Wax [®] Girrbach	568	252 – 793	566 \pm 116
Alminax Full-Arch Kemdent [®]	440	243 – 792	437 \pm 106
Alminax Rite-Bite [®]	391	206 – 598	392 \pm 73
Abformgips			
Snow White Plaster No. 2 [®]	305	202 – 592	320 \pm 77
Elastomere			
Futar D [®]	093	69 – 119	94 \pm 11
Memosil C.D. [®] "neu"	111	63 – 0,180	112 \pm 27
Futar [®]	139	86 – 0,203	138 \pm 25
Memosil [®] C.D. "alt"	130	60 – 250	128 \pm 33
Regisil [®]	194	84 – 315	195 \pm 51
Regisil PB [®]	172	119 - 266	177 \pm 36
Registrado [®]	167	102 – 265	180 \pm 44
Registrado opak [®] -hart	148	97 – 204	148 \pm 27
Dimension Bite [®]	123	86 –149	122 \pm 14
Kistall [®]	187	132 – 306	200 \pm 50
Memoreg C.D. [®]	135	90 – 194	136 \pm 21
3M [®] Biregistriermaterial	183	109 – 259	182 \pm 39
Omicron Topas [®]	140	101 – 241	149 \pm 34
Ramitec Penta [®]	103	63 – 159	104 \pm 23
Silagum [®]	162	112 - 226	167 \pm 30
Stat BR KERR [®]	187	135 - 398	203 \pm 61

Tab. 7: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus verschiedenen Materialien angefertigten Registrat eine Stunde nach Herstellung

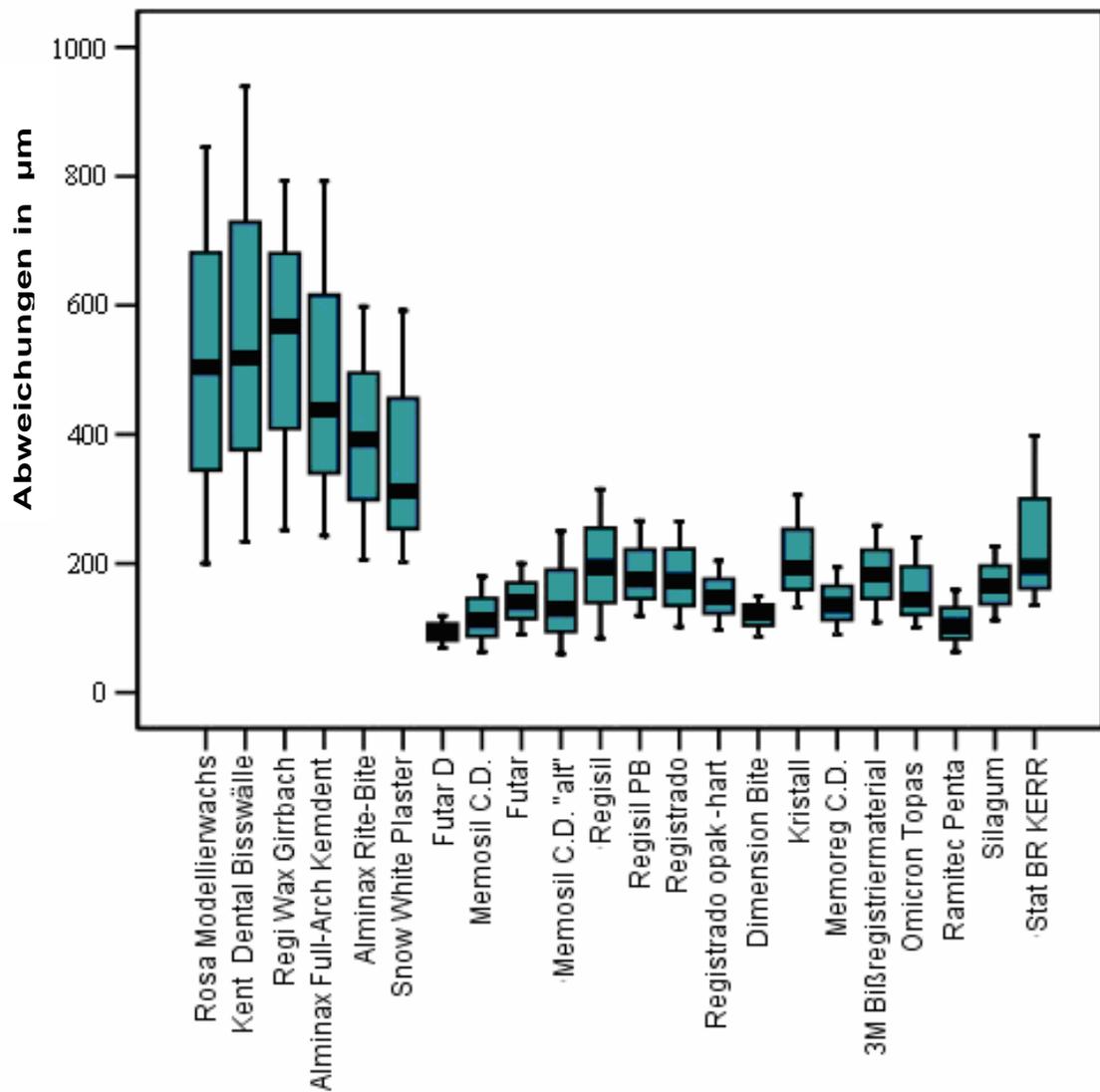


Abb. 3: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus verschiedenen Materialien angefertigten Registrate eine Stunde nach Herstellung

Die Bissregistrare lassen sich eine Stunde nach ihrer Herstellung an Hand ihrer Ergebnisse in 2 Gruppen aufteilen; die nicht elastomeren und die elastomeren Registrare.

Die Registrare der ersten Gruppe zeigen durchgehend alle größere Fehler als die der zweiten. Als besonders ungenau sind hier die Wachse zu nennen. Der Abformgips Snow White Plaster No. 2[®] zeigt in dieser Gruppe noch den geringsten Gesamtfehler jedoch mit einer Spannbreite ähnlich der Wachse, was somit auf eine schlechte Reproduzierbarkeit der Messergebnisse hinweist.

Unter den deutlich genaueren elastomeren Registraren der zweiten Gruppe zeigt Futar D[®] den geringsten Gesamtfehler und die kleinste Spannbreite. Als nur geringfügig ungenauer erweisen sich Ramitec Penta[®] und Dimension Bite[®]. Die größten Gesamtfehler in dieser Gruppe zeigen hingegen Kristall[®], Regisil PB[®], Stat BR KERR[®] sowie 3M Bissregistrierungsmaterial[®] mit teilweise breiten Streuungen der Messwerte.

Bei den Registraren Memosil C.D. [®] „alt“, Regisil[®], Kristall[®] und Stat BR KERR[®] ließen sich die Messergebnisse schlecht reproduzieren.

Materialien	Abweichungen bei den Registraten (jeweils n = 10) in μm 24 Stunden nach ihrer Herstellung		
	Median	Spannbreite (Minimum- Maximum)	Mittelwert \pm Standardab- weichung
Wachse			
Rosa Modellierwachs	623	227 - 931	605 \pm 165
Kent Dental Bisswälle [®]	580	183 – 1044	590 \pm 221
Regi Wax [®] Girrbach	565	370 – 763	575 \pm 101
Alminax Full-Arch Kemdent [®]	443	226 – 674	443 \pm 98
Alminax Rite-Bite [®]	418	279 – 628	424 \pm 62
Abformgips			
Snow White Plaster No. 2 [®]	311	170 – 476	311 \pm 77
Elastomere			
Futar D [®]	109	65 – 163	107 \pm 21
Memosil C.D. [®] "neu"	128	62 – 219	131 \pm 35
Futar [®]	118	71 – 205	125 \pm 31
Memosil [®] C.D, "alt"	140	50 – 313	145 \pm 60
Regisil [®]	218	129 – 319	219 \pm 41
Regisil PB [®]	174	117 - 321	187 \pm 32
Registrado [®]	265	144 – 547	279 \pm 102
Registrado opak [®] -hart	165	83 – 253	162 \pm 37
Dimension Bite [®]	100	71 –147	103 \pm 19
Kistall [®]	255	136 – 428	268 \pm 81
Memoreg C.D. [®]	84	42 – 127	84 \pm 21
3M [®] Biregistratmaterial	165	103 – 223	166 \pm 30
Omicron Topas [®]	126	63 – 180	120 \pm 29
Ramitec Penta [®]	137	93 – 203	139 \pm 25
Silagum [®]	157	101 - 216	160 \pm 27
Stat BR KERR [®]	187	110 - 342	203 \pm 61

Tab. 8: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus verschiedenen Materialien (Wachse, Abformgips und aus Elastomeren) angefertigten Registratrate 24 Stunden nach Herstellung

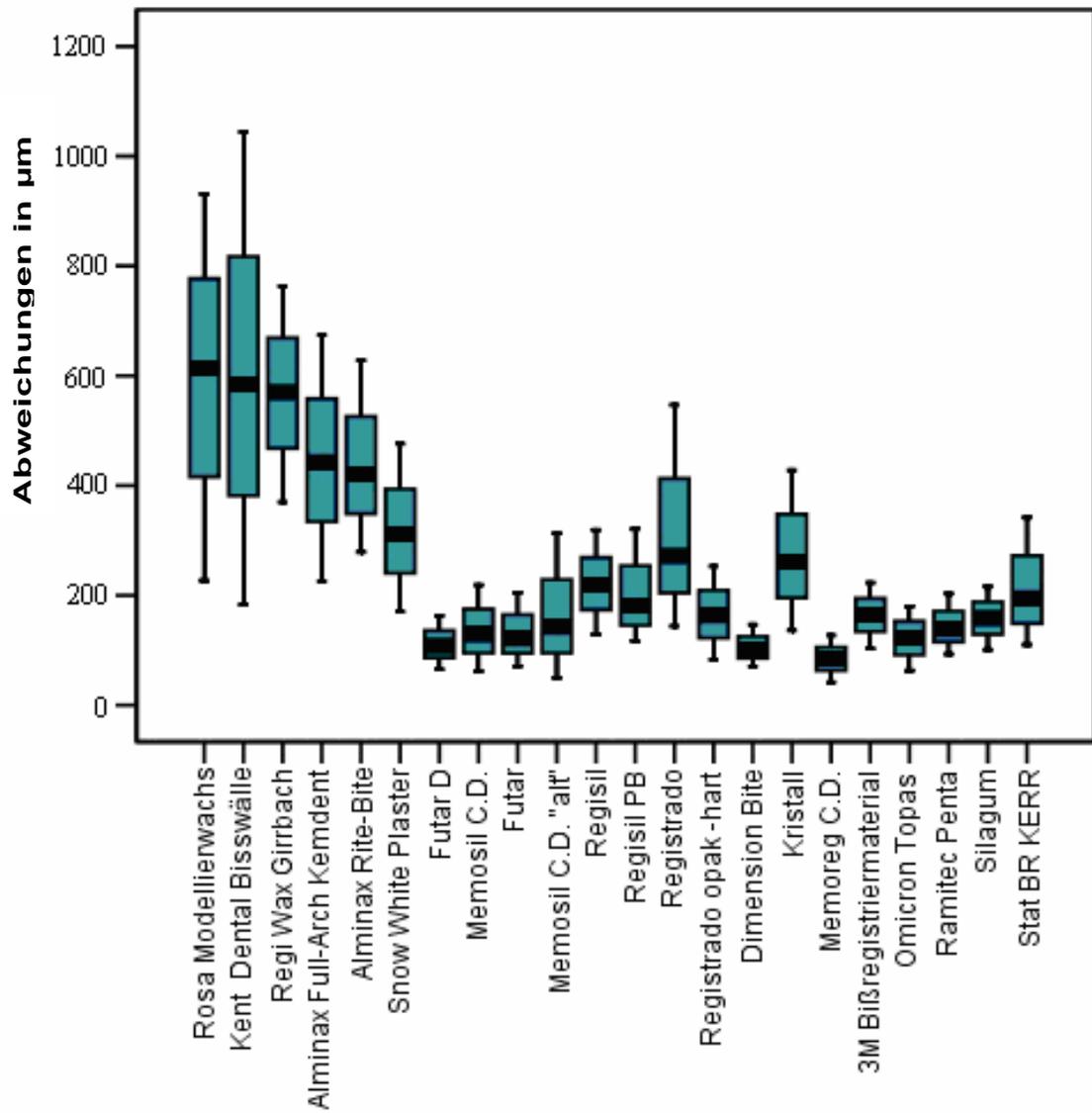


Abb. 4: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus verschiedenen Materialien angefertigten Registrate 24 Stunden nach Herstellung

Auch 24 Stunden nach ihrer Herstellung lassen sich die Registrare an Hand der Messergebnisse wieder in die Gruppe der nicht elastomeren und in die Gruppe der elastomeren Registrare unterteilen.

Nach wie vor fallen die Wachse als besonders ungenau auf. Auch der von neuem in dieser Gruppe kleinste Gesamtfehler der Registrare aus dem Abformgipses Snow White Plaster No. 2[®] hat sich nur unwesentlich verringert. Lediglich die Spannbreite seiner Fehler hat abgenommen.

In der Gruppe der immer noch genaueren elastomeren Registrare hingegen lassen sich zum Teil andere Gesamtfehler feststellen als eine Stunde nach Herstellung. So hat nun Memoreg C.D.[®] den geringsten Gesamtfehler. Dimension Bite[®] und Futar D[®] sind allerdings nur unerheblich schlechter. Deutlich zugenommen haben die Gesamtfehler sowie die Spannbreiten der Registrare aus Registrado[®] und aus Kristall[®], die sich hier von den anderen elastomeren Registraren absetzen und dadurch kaum noch von den Registraren aus dem Abformgips Snow White Plaster No. 2[®] unterscheiden.

5.2 Prüfung elastomerer Bissregistrare unter praktischen Verhältnissen

Die Abformungen der bereits beschriebenen Untersuchungsmodelle aus Heraenium EH[®] erfolgten mit der Doppelmischtechnik sowie mit der Korrekturabformung, wobei Permagum[®] als Abformmaterial herangezogen wurde.

In der vorliegenden Untersuchung wurden jeweils zehn weiche (Kristall[®]), zehn mittelharte (Memosil C.D.[®] „neu“) und zehn harte (Futar D[®]) Registrare zur Prüfung auf Gipsmodellen der verschiedenen Abformtechniken verwendet, deren Ergebnisse in der Tabelle 9, der Abbildung 5 sowie auch ausführlich im Anhang in den Tabellen XLV bis LI aufgeführt sind.

Materialien	Abweichungen bei den angefertigten Registraten (jeweils n = 10) in μm bei Kiefermodellen der Korrekturabformung		
	Median	Spannbreite (Minimum- Maximum)	Mittelwert \pm Standardab- weichung
Kristall [®]	442	172 – 822	472 \pm 201
Memosil C.D. [®] „neu“	377	105 – 681	384 \pm 143
Futar D [®]	210	110 – 332	210 \pm 54
Materialien	Abweichungen bei den angefertigten Registraten (jeweils n = 10) in μm bei Kiefermodellen der Doppelmischabformung		
	Median	Spannbreite (Minimum- Maximum)	Mittelwert \pm Standardab- weichung
Kristall [®]	583	261 – 1115	611 \pm 222
Memosil CD [®] „neu“	303	119 – 535	313 \pm 117
Futar D [®]	425	157 – 738	416 \pm 166
Material	Abweichungen bei den beschnittenen Registraten (n = 10) in μm		
	Median	Spannbreite (Minimum- Maximum)	Mittelwert \pm Standardab- weichung
Futar D [®]	333	142-567	338 \pm 86

Tab. 9: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus den additionsvernetzenden Silikonen Kristall[®], Memosil C.D.[®] „neu“ und Futar D[®] angefertigten Registraten bei Kiefermodellen der Korrektur- und Doppelmischabformung sowie bei zehn aus Futar D[®] angefertigten und beschnittenen Registraten 24 Stunden nach Herstellung

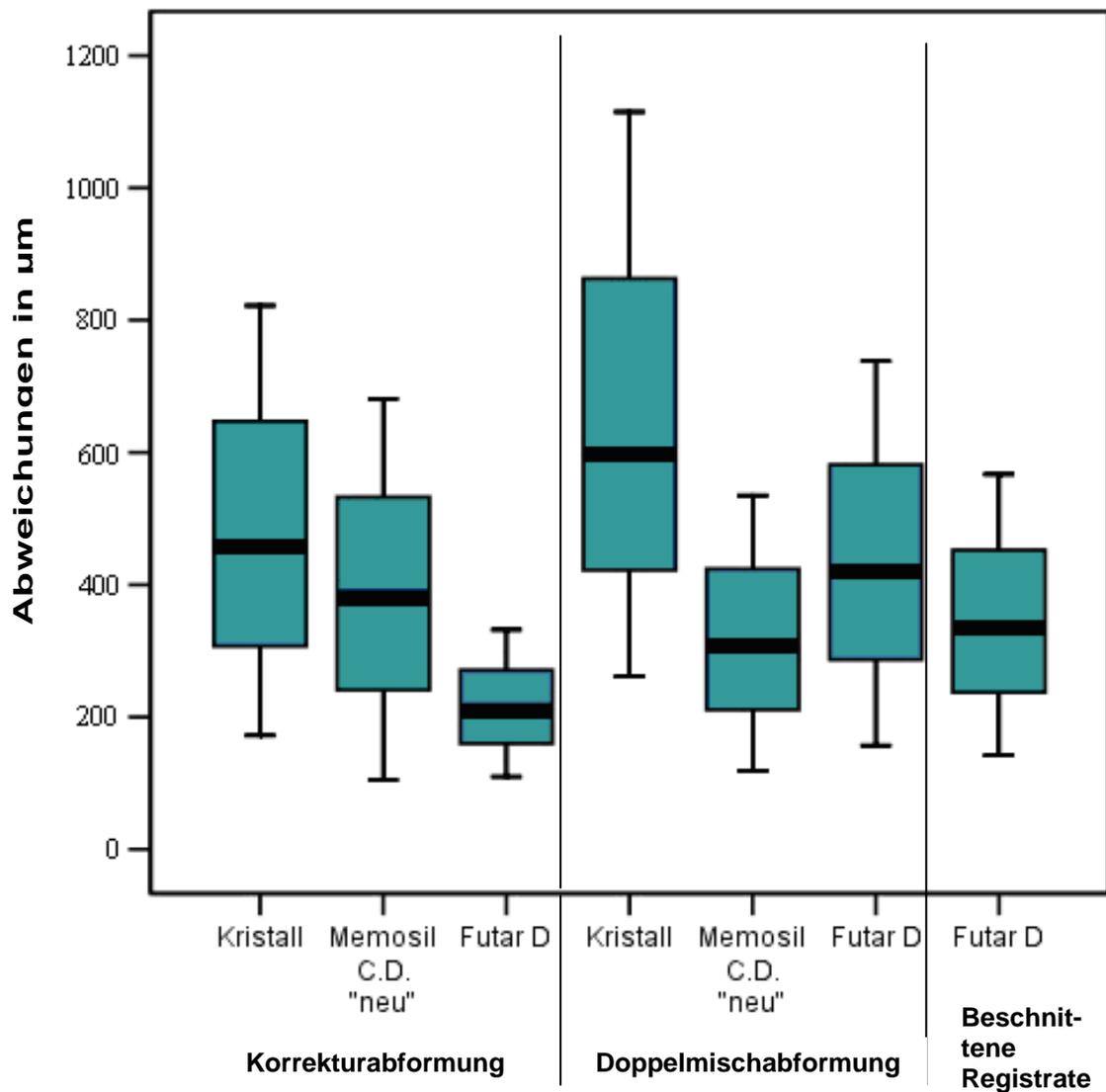


Abb. 5: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus den additionsvernetzenden Silikon Kristall[®], Memosil C.D.[®] „neu“ und Futar D[®] angefertigten Registraten bei Kiefermodellen der Korrektur- und Doppelmischabformung sowie bei zehn aus Futar D[®] angefertigten und beschnittenen Registraten 24 Stunden nach Herstellung

Es ist hier also festzustellen, dass von den geprüften Registraten auf Kiefermodellen der Korrekturabformung die aus Futar D[®] hergestellten nur etwas geringere Fehler im Vergleich zu denen aus Memosil C.D.[®] „neu“, jedoch immer noch deutlich geringere Fehler im Vergleich zu denen aus Kristall[®] angefertigten Registraten aufwiesen.

Bei den Kiefermodellen der Doppelmischabformung ergaben sich hingegen bei den zehn geprüften Registraten aus Memosil C.D.[®] „neu“ geringere Abweichungen als bei denen aus Futar D[®].

Jedoch auch hier wiesen die aus Kristall[®] angefertigten Register die größten Fehler auf.

Keine genaueren Messergebnisse wiesen die beschnittenen Register aus Futar D[®] auf den Modellen der Korrekturabformung auf. Hier ist sogar eine Zunahme der Spannbreite zu beobachten, die allerdings nur von 4 Registraten ausgelöst wird.

5.3. Statistische Auswertung

Die Ergebnisse hinsichtlich der Übertragungsgenauigkeit von Kieferverhältnissen in den Artikulator nach einer Stunde, nach 24 Stunden sowie nach einer Stunde und nach 24 Stunden unter Laborbedingungen sind im Folgenden nun untereinander auf Signifikanz untersucht worden.

5.3.1 Unterschiede zwischen den geprüften Materialien nach einer Stunde

Es liegen je 100 Messungen mit jedem der 22 Materialien vor (je 10 Messungen an 10 Registraten). Die Messungen als abhängige Variable sind eindeutig intervallskaliert. Deswegen wird zur Untersuchung auf Signifikanz eine Varianzanalyse mit den Messungen als abhängiger Variable und den 22 Materialien als Faktor (unabhängige Variable) verwendet.

Dabei zeigen sich deutliche Mittelwertunterschiede zwischen den Materialien, die kleinsten und größten Mittelwerte liegen fast um den Faktor 5 auseinander. Aufgrund der Menge der Daten sind die einzelnen Mittelwerte im Anhang in den Tabellen I bis XLIV aufgeführt.

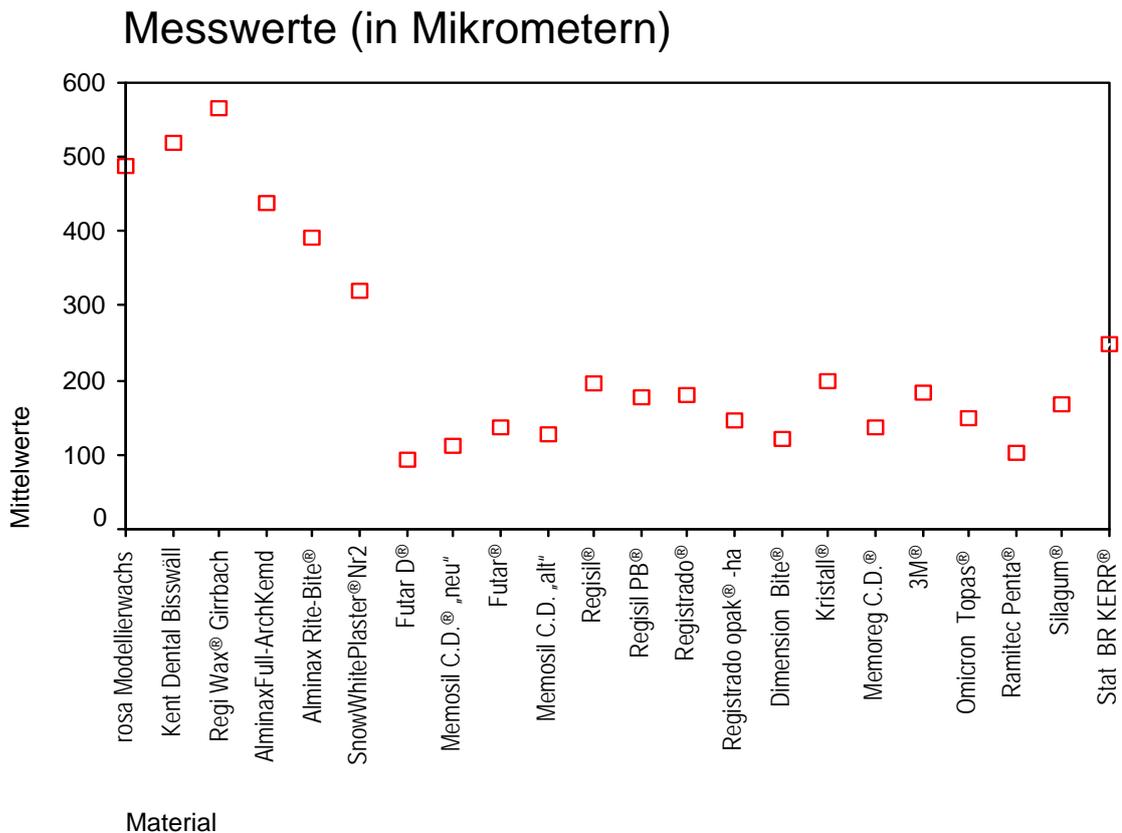


Abb. 6: Mittelwerte der Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus verschiedenen Materialien angefertigten Registerate eine Stunden nach Herstellung

Ebenso sind die Streuungen um Größenordnungen unterschiedlich. Das bedeutet, die Messwertreihen waren unterschiedlich homogen bzw. heterogen. Der Levene-Test zeigte dann auch eine höchst signifikante Abweichung von der Modellannahme der Varianzhomogenität, die Varianzen der einzelnen Gruppen sind nachweislich inhomogen ($p < 0,001$).

Damit ist eine der mathematischen Modellannahmen der Varianzanalyse nachweislich verletzt und die berechneten Signifikanzwerte können etwas verzerrt sein. Daher ist für die eigentliche Varianzanalyse ein reduziertes Signifikanzniveau von 1% anzusetzen als Signifikanzgrenze.

Die Varianzanalyse selber zeigt, dass die unterschiedlichen Materialien 81,5% der Gesamtvarianz in den Messwerten aufklären (Partielles η^2 von .815). Nur 18,5% der Gesamtunterschiedlichkeit der Messwerte findet sich innerhalb der Messungen zu einem Material, mehr als 4/5 der Unterschiedlichkeit liegt tatsächlich in den unterschiedlichen Materialien begründet.

Diese Unterschiede insgesamt sind eindeutig nicht zufälliger Natur, die Wahrscheinlichkeit für rein zufällige Effekte im Rahmen der Stichprobenziehung liegt bei $p < 0,1\%$. Auch bei inhomogenen Varianzen ist dieses Ergebnis als eindeutig signifikant anzusehen.

Das Ergebnis besagt also, dass nicht alle Materialien als gleich anzusehen sind und es zwischen den Materialien nachweisbare Mittelwertsunterschiede gibt.

Deutlich ist auch der Unterschied beim Vergleich der einzelnen Materialien untereinander sowie der Unterschied beim Vergleich der Elastomere mit den Wachsen.

5.3.2 Unterschiede zwischen den geprüften Materialien nach 24 Stunden

Auch hier wurde für statistische Analyse auf signifikante Unterschiede eine Varianzanalyse berechnet.

Auch hier sind die einzelnen Mittelwerte im Anhang in den Tabellen I bis XLIV aufgeführt.

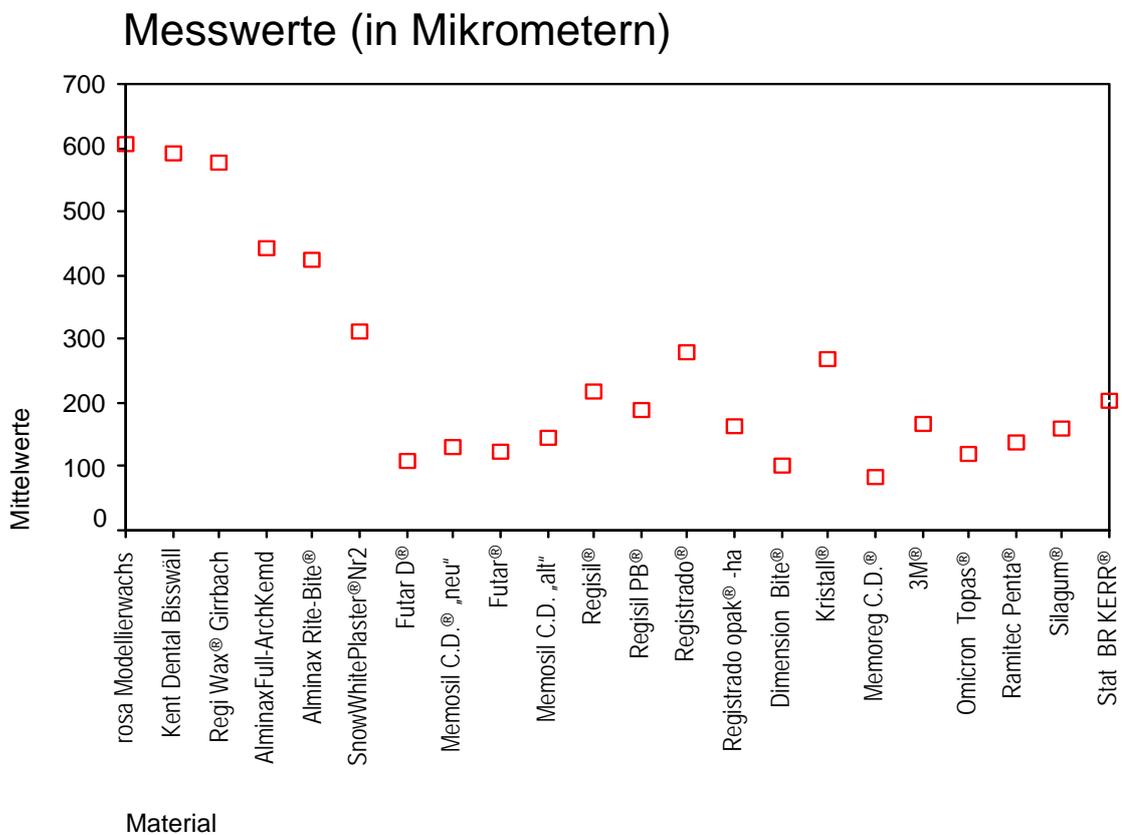


Abb. 7: Mittelwerte der Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus verschiedenen Materialien angefertigten Registerate 24 Stunden nach Herstellung

Es zeigen sich erhebliche Mittelwertsunterschiede um mehr als den Faktor 6 in den Mittelwerten. Auch die Streuungen sind um Größenordnungen unterschiedlich.

Entsprechend zeigt der Levene-Test höchst signifikante Abweichungen der Daten von der Annahme der Varianzhomogenität, auch hier muss also mit einem abgesenkten Signifikanzniveau in der eigentlichen Varianzanalyse kalkuliert werden ($p < 0,001$).

Auch nach 24 Stunden zeigt die Varianzanalyse, dass die Unterschiede zwischen den Messwerten insgesamt zu mehr als 4/5 (80,7%) auf die unterschiedlichen Materialien zurückgehen, nur knapp 1/5 der Gesamtunterschiedlichkeit findet innerhalb der Messungen desselben Materials statt.

Auch hier ist der Unterschied insgesamt zwischen allen Gruppen höchst signifikant ($p < 0,001$), die Materialien sind also nicht alle als gleich anzusehen.

5.3.3 Unterschiede der einzelnen Materialien nach einer und nach 24 Stunden

In den folgenden Auswertungen werden die Messungen an den 22 Materialien darauf hin untersucht, ob sich in den Mittelwerten nach 1 Stunde und nach 24 Stunden statistisch signifikante Veränderungen ergeben.

Dazu wird für insgesamt 22 Materialien je ein T-Test für abhängige Stichproben durchgeführt. Der T-Test für abhängige (gepaarte) Stichproben prüft, ob sich die Mittelwerte derselben Untersuchungsgegenstände systematisch zu zwei verschiedenen Messzeitpunkten unterscheiden.

Die Signifikanzprüfung zeigt das folgende Ergebnis:

Material	Signifikanz (2- seitig)	Signifikanzniveau
rosa Modellierwachs	0	$p < 0,001$
Kent Dental Bisswällen	0,001	$p < 0,01$
Regi Wax® Grrbach	0,544	$p > 0,05$
AlminaxFull-ArchKemdent	0,714	$p > 0,05$
Alminax Rite-Bite®	0,001	$p < 0,01$
SnowWhitePlaster®No 2	0,488	$p > 0,05$
Futar D®	0	$p < 0,001$
Memosil C.D.® „neu“	0	$p < 0,001$
Futar®	0,002	$p < 0,01$
Memosil C.D.® „alt“	0,013	$p < 0,01$
Regisil®	0	$p < 0,001$
Regisil PB®	0,078	$p > 0,05$
Registrado®	0	$p < 0,001$
Registrado opak®- hart	0,001	$p < 0,01$
Dimension Bite®	0	$p < 0,001$
Kristall®	0	$p < 0,001$
Memoreg C.D.®	0	$p < 0,001$
3M®	0,001	$p < 0,01$
Omicron Topas®	0	$p < 0,001$
Ramitec Penta®	0	$p < 0,001$
Silagum®	0,136	$p > 0,05$
Stat BR KERR®	0	$p < 0,001$

Tab. 10: Unterschiede der Gesamtfehler zwischen den Ergebnissen der zehn jeweils aus verschiedenen Materialien angefertigten Registrate nach einer Stunde und nach 24 Stunden

In den rot dargestellten Fällen liegt die Signifikanz oberhalb des kritischen Wertes von $p = 0,05$. Wobei im Fall von Regisil PB® die Signifikanz nur knapp verfehlt wird.

5.4. Auswertungen der praktischen Prüfung

Im Folgenden wurden die Fehler bei der Übertragung von Kieferverhältnissen in den Artikulator durch die Registrate der Materialien Futar D[®], Memosil C.D.[®] „neu“ und Kristall[®] auf Modellen der Korrekturabformung und der Doppelmischabformung einzelnen sowie untereinander auf Signifikanzen geprüft.

Die Übertragungsfehler der 10 beschnittenen Registrate aus Futar D[®] auf Modellen der Korrekturabformung sind nur untereinander auf Signifikanz geprüft und nicht mit anderen Messreihen verglichen worden.

5.4.1 Unterschiede zwischen den praktisch geprüften Materialien auf Modellen der Korrekturabformung

Auch hier wird wieder eine Varianzanalyse verwendet, der Faktor (=unabhängige Variable) hat in diesem Fall drei Faktorstufen als mögliche Ausprägungen.

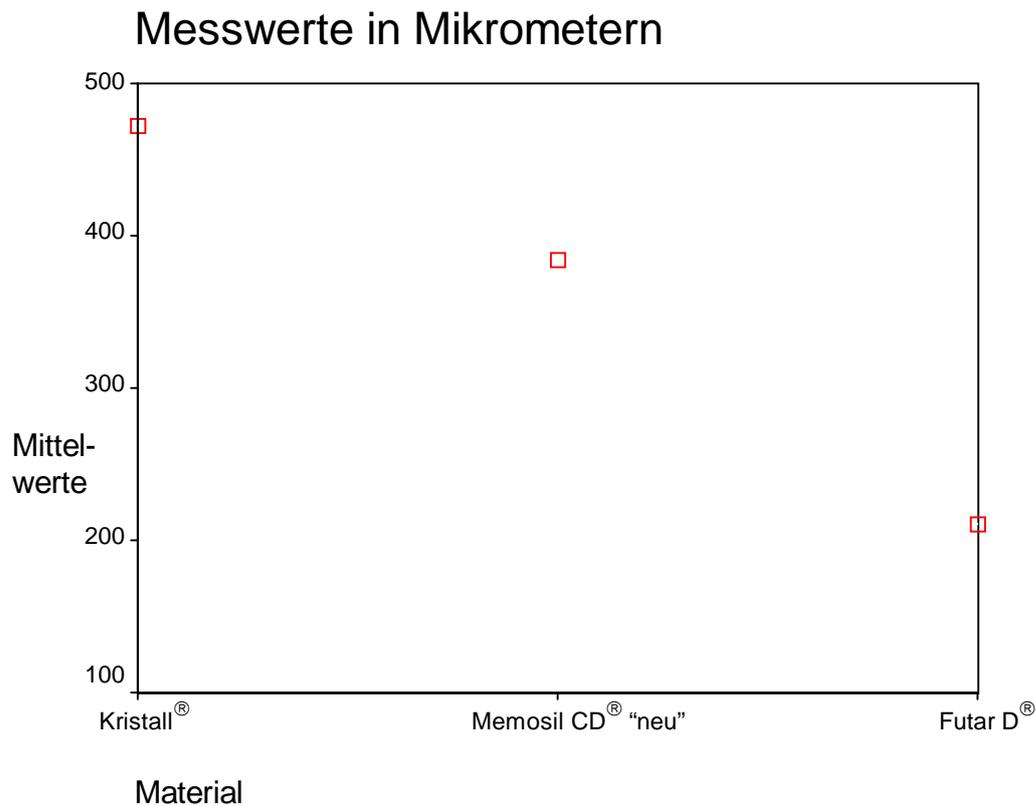


Abb. 8: Mittelwerte der Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus verschiedenen Materialien angefertigten Registrate bei Kiefermodellen der Korrekturabformung

Rein deskriptiv zeigten sich deutliche Mittelwertsunterschiede, die ersten beiden Materialien weisen deutlich höhere Mittelwerte auf als Futar D[®].

Auch die Streuungen sind um Größenordnungen unterschiedlich zwischen den drei Materialien, daher ist der Levene- Test auch deutlich signifikant, so dass für die eigentliche Varianzanalyse von einem reduziertem Signifikanzniveau ausgegangen werden muss ($p < 0,001$).

Die Varianzanalyse zeigt eine Varianzaufklärung von 36% durch den Faktor Material bei den Korrekturabformungen. Die Unterschiedlichkeit der Messwerte wird also zu ca. 1/3 durch die unterschiedlichen Materialien erklärt, 2/3 der Gesamtunterschiedlichkeit findet sich zwischen den Messungen innerhalb

derselben Materialien. Die Mittelwertsunterschiede sind alle höchst signifikant ($p < 0,001$) und damit über die Stichprobe hinaus generalisierbar.

Alle drei paarweisen Einzelvergleiche erweisen sich über den Scheffe-Test ebenfalls als signifikant auf dem 0,1%-Niveau ($p < 0,001$). Jedes der drei Materialien ist also nachweislich unterschiedlich in den Mittelwerten im Vergleich zu jedem der beiden anderen Materialien.

5.4.2. Unterschiede zwischen den praktisch geprüften Materialien auf Modellen der Doppelmischabformung

In der Doppelmischabformung ergeben sich die folgenden Statistiken:

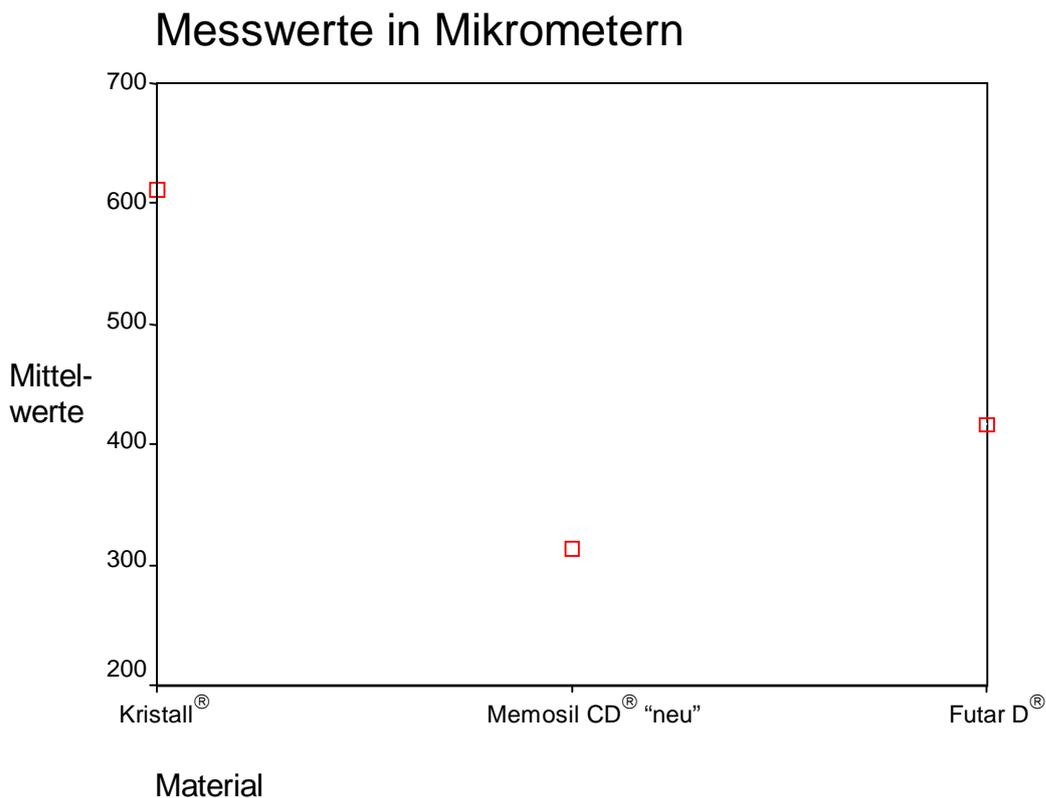


Abb. 9: Mittelwerte der Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus verschiedenen Materialien angefertigten Registrate bei Kiefermodellen der Doppelmischabformung

Sowohl bei den Mittelwerten wie auch bei den Streuungen finden sich deutlich erkennbare Unterschiede zwischen den Materialien (maximal jeweils etwa um den Faktor 2). Aufgrund der großen Streuungsunterschiede sind auch die Varianzen nachweislich nicht homogen. Der Levene-Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen weist eine Signifikanz von $p < 0,001$ auf.

Die Unterschiede in den Mittelwerten zwischen den drei Materialien sind aber höchst signifikant, so dass auch bei Absenkung des Signifikanzniveaus aufgrund der inhomogenen Varianzen die kritische Signifikanzschwelle deutlich unterschritten wird.

Die Mittelwertsunterschiede zwischen den drei Materialien in der Doppelmischabformung erklären gut $1/3$ der Gesamtvarianz, ca. $2/3$ der Gesamtunterschiedlichkeit der Messungen ergibt sich innerhalb der Materialien. Der Scheffe-Test zeigt, dass nicht nur die Materialien insgesamt als nicht gleich anzusehen sind in den Mittelwerten, dass also irgendwo ein Unterschied existiert, sondern jedes einzelne Material unterscheidet sich auch signifikant von jedem anderen Material.

Die Unterschiede in den systematischen Einzelvergleichen sind ebenfalls jeweils höchst signifikant mit $p < 0,001$.

5.4.3. Unterschiede zwischen den beschnittenen Registraten bei Modellen der Korrekturabformung

Bei den Registraten zur beschnittenen Korrekturabformung aus Futar D[®] liegen pro Registrat jeweils 10 Messungen vor. Die bezüglich ihrer Mittelwerte zu vergleichenden Gruppen von Messwerten haben also hier ein deutlich kleineres N als bei den bisherigen Varianzanalysen.

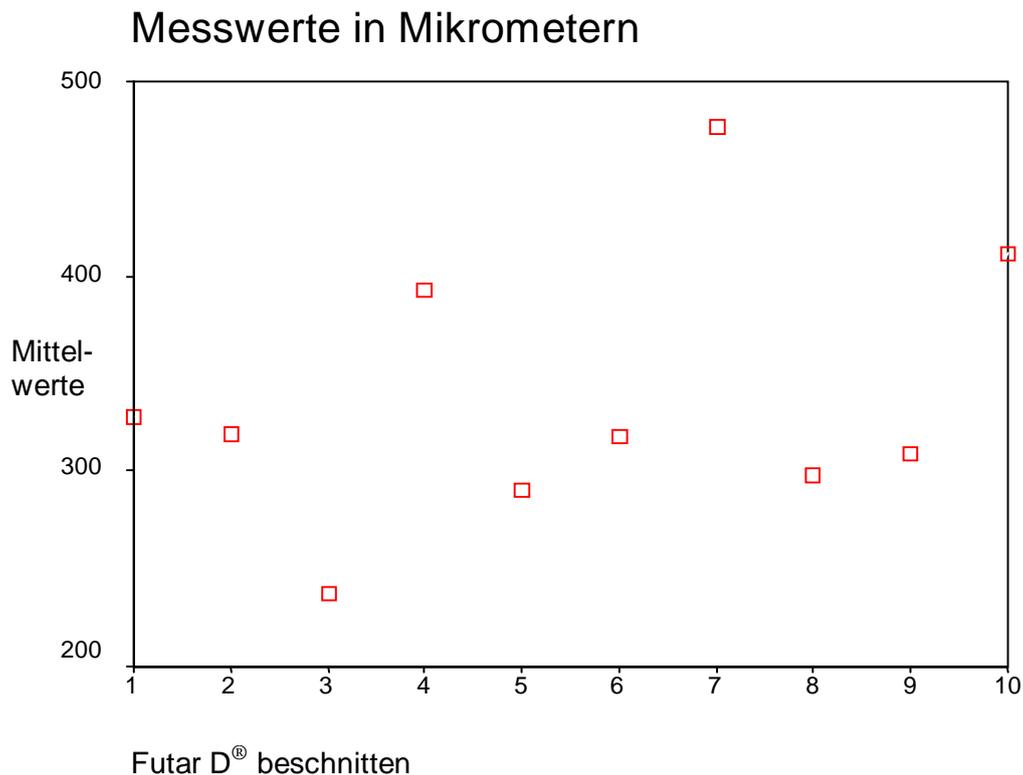


Abb. 10: Mittelwerte der Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk aller zehn jeweils aus Futar D[®] angefertigten und beschnittenen Registrare bei Kiefermodellen der Korrekturabformung

Die Mittelwerte schwanken zwischen knapp 250 Mikrometern und knapp 500 Mikrometern zwischen den Registraten, die Streuungen der Messwerte bei den einzelnen Registraten sind vergleichsweise homogen und liegen alle im zweistelligen Mikrometerbereich.

Der Levene-Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen zeigt keine Hinweise auf systematisch unterschiedliche Varianzen, das Vorliegen von Varianzhomogenität kann also unterstellt werden ($p > 0,5$).

Die unterschiedlichen Registrare klären knapp 60% der Gesamtvarianz auf, ($\eta^2 = .595$), ca. 40% der gesamten Unterschiedlichkeit liegt zwischen den Messungen desselben Registrats.

Die Mittelwertsunterschiede sind trotz der kleinen Fallzahlen in den zu vergleichenden Gruppen von Messungen höchst signifikant ($p < 0,001$), die

Mittelwertsunterschiede können also nicht allesamt als rein zufällig angesehen werden.

Der Einzelvergleich über den Scheffe-Test zeigt, dass sich die signifikanten Unterschiede in den einzelnen Registraten auf wenige Registerate beschränkt, die meisten der Registerate sind untereinander nicht signifikant unterschiedlich in den Mittelwerten.

Alle signifikanten Unterschiede sind auf dem 0,1%-Niveau signifikant ($p < 0,001$), lediglich die Unterschiede zwischen dem Registrat 10 einerseits und den Registraten 5 und 8 andererseits sind „lediglich“ auf dem 5%-Niveau signifikant ($p = 0,012$ bzw. $p = 0,029$).

Alle anderen Einzelunterschiede sind nicht signifikant, in den meisten Fällen auch sehr deutlich nicht signifikant.

5.4.4. Unterschiede zwischen den Abformungstechniken

Bezüglich der Stabilität der Messungen innerhalb desselben Materials zwischen Korrekturabformung und Doppelmischabformung werden 3 T-Tests für abhängige (gepaarte) Stichproben berechnet.

Die Mittelwertsunterschiede zwischen den beiden Abformungsarten liegen zwischen ca. 70 und gut 200 Mikrometern und sind uneinheitlich in der Richtung. Bei den Materialien Kristall und Futar D[®] sind die Mittelwerte bei der Doppelmischabformung höher, bei Memosil[®] sind die Mittelwerte bei der Korrekturabformung höher, wenn auch nur vergleichsweise geringfügig.

Die Signifikanzprüfung zeigt, dass alle drei Mittelwertsunterschiede auf dem 0,1%-Niveau signifikant sind ($p < 0,001$).

Die Mittelwertsunterschiede sind in allen drei Fällen nicht als reine Zufallsschwankungen anzusehen, sondern sind systematischer Natur und die Ergebnisse sind über die Stichprobe hinaus verallgemeinerbar. In allen drei Materialien ergibt sich eine nachweisbare Veränderung der Messwerte zwischen den beiden Abformungen.

6 Diskussion

Da die bei der Kieferrelationsbestimmung herangezogenen Materialien wesentlichen Einfluss auf die Lagebeziehung von Ober- und Unterkiefer haben, sind natürlich auch hohe Anforderungen an sie zu stellen. Diese wurden immer wieder neu formuliert und sind zudem Gegenstand zahlreicher wissenschaftlicher Studien. Im wesentlichen besteht jedoch bei den gestellten Anforderungen weitgehende Übereinstimmung. So sollte ein zur Kieferrelationsbestimmung eingesetztes Material eine geeignete Fließfähigkeit aufweisen (das heißt thixotrop sein) und leicht plastisch verformbar sein, um interokklusale Details genau wiedergeben zu können; es muss aber auch genügend standfest sein, damit es nicht im Mund zerläuft. Andererseits sollte der zum Einsatz kommende Werkstoff nach dem Abbinden eine ausreichende Festigkeit (zum Beispiel bei Auswahl eines starren Werkstoffes) besitzen, oder eine geeignete Elastizität mit gewisser Härte (zum Beispiel bei der Wahl eines elastischen Werkstoffes) aufweisen, so dass unter anderem beim Einartikulieren die Modelle nicht federn beziehungsweise auftretende Kräfte keine Formveränderungen des Registrats bewirken, und nicht zuletzt auch, um den Werkstoff unversehrt in einem Stück aus dem Mund nehmen zu können. Es sollte jedoch auch nicht, wie es beim Registrado® der Fall ist, zu hart oder spröde sein beziehungsweise während der Kieferrelationsbestimmung der antagonistischen Zahnreihe keinen Widerstand entgegenbringen, was zu einer negativen Beeinflussung im Hinblick der Verarbeitbarkeit respektive der Genauigkeit führen kann (Berman 1960, Cohn 1963, Skurnik 1969, Lassila 1986, Eeckman und De Boever 1988, Dental-Labor 1997, Jüde et al. 1997, Borchers und Tschernitschek 2001). Außerdem sollte der Registrierwerkstoff schnell abbinden, um Ungenauigkeiten durch Relativbewegungen der Kiefer zu verhindern oder zu minimieren beziehungsweise sich durch eine kurze Behandlungszeit auszeichnen, um den Patienten nicht zu lange in der verschlüsselten Unterkieferposition zu fixieren (Millstein und Hsu 1994, Dental-Labor 1997, Jüde et al. 1997, Borchers und Tschernitschek 2001). Die Behandlungsdauer muss jedoch auch ausreichend lang sein, um den Unter-

kiefer des Patienten in die gewünschte Verschlüsselungsposition manipulieren zu können. Darüber hinaus dürfen keine oder nur minimale Dimensionsänderungen beim Abbinden wie auch nach der Mundentnahme während der Lagerung des Registrates durch Schrumpfung, Kontraktion oder Quellung auftreten. Dies ist jedoch in der vorliegenden Studie beim Registrado® sowie beim Kristall® der Fall. Außerdem sollte es sowohl beim Entformen als auch während der weiteren Handhabung zu keiner bleibenden plastischen Deformation des Registrates, wie bei den Wachsen, sondern gegebenenfalls nur zu elastischen reversiblen Formveränderungen durch einwirkende Kräfte kommen (das heißt, es muss möglichst wieder in die alte Stellung zurückfedern, was auch eine hohe Stauch- beziehungsweise Dehngrenze erfordert, und es darf zudem nicht zum Kriechen neigen) (Cohn 1963, Skurnik 1969, Wirth und Aplin 1971, Millstein und Hsu 1994, Dental-Labor 1997, Jüde et al. 1997, Borchers und Tschernitschek 2001).

Beim Einartikulieren auftretende Kräfte auf das eingesetzte Material sollten möglichst auch keine elastischen Verformungen hervorrufen, wie etwa bei Kristall®, um die exakte Lagebeziehung zu den Modellen nicht zu gefährden (Dental-Labor 1997, Jüde et al. 1997, Borchers und Tschernitschek 2001). Damit das Registrat von unnötigen Überschüssen leicht befreit werden kann, die ansonsten durch Reiben auf Gipsmodellen zu Ungenauigkeiten führen können, sollten diese schon im Mund gut abbrechbar oder das Material gut fräsbar sein, was jedoch eine gewisse Härte des Werkstoffs erfordert (Jüde et al. 1997, Borchers und Tschernitschek 2001). Weitere Anforderungen an ein zur Kieferrelationsbestimmung eingesetztem Werkstoff sind, dass es Kompatibilität mit Modellwerkstoffen aufweist, darüber hinaus in der Handhabung einfach ist sowie keine schädigenden Einflüsse auf umliegende Gewebe ausübt (Skurnik 1969, Wirth und Aplin 1971, Millstein und Hsu 1994, Jüde et al. 1997, Viohl 2000, Borchers und Tschernitschek 2001, Mazzanti et al. 2005).

Während vor einigen Jahren noch hauptsächlich Gipse oder Wachse zur Kieferrelationsbestimmung herangezogen wurden, so kommen heute vermehrt

elastomere Materialien zum Einsatz, wie Silikone auf der Basis von Polysiloxanen (insbesondere additionsvernetzende, die beim Polymerisieren weniger schrumpfen als kondensationsvernetzende Silikone und somit formstabiler beziehungsweise genauer sind sowie länger aufbewahrt werden können) und Polyether, denen neben den additionsvernetzenden Silikonen eine relativ gute Dimensionsstabilität und Lagerungsbeständigkeit zugesprochen wird (Millstein et al. 1973, 1975, Craig 1977, McCabe und Storer 1980, Millstein und Clark 1981, 1983, Mullick et al. 1981, Fattore et al. 1984, Appelbaum und Mehra 1984, Lassila und McCabe 1985, Millstein 1985, Lassila 1986, Stannard und Sadighi-Nouri 1986, Eeckman und De Boever 1988 Müller et al. 1988, 1990 a, b, c, Breeding und Dixon 1992, Freilich et al. 1992, Breeding et al. 1994, Millstein und Hsu 1994, Wöstmann und Vehring 1994, 1995, Vehring 1997, Buhmann und Lotzmann 2000, Borchers 2000, Pagnano et al. 2000, Viohl 2000, Allen et al. 2001, Borchers und Tschernitscheck 2001, Nave 2001). Diese Erkenntnis lässt sich anhand der durchgeführten Messungen dieser Studie im Vergleich zu Wachsen und dem Gips belegen. Die Vorteile elastomerer Werkstoffe, die wohl zu ihrer bevorzugten Anwendung geführt haben, sind weiterhin ihre geringe Abbindezeit und einfache Verarbeitung bei einer sehr hohen Zuordnungsgenauigkeit von Oberkiefer zu Unterkiefer. Bislang durchgeführte Biokompatibilitäts-Tests zeigen zudem eine gute Gewebeverträglichkeiten oder nur unwesentliche Hautirritationen (Mazzanti et al. 2005).

Durch die geringe Übertragungsgenauigkeit der ersten auf dem Markt angebotenen elastomeren Bissregistrare im Vergleich zu den damals herkömmlichen Verschlüsselungsmaterialien Wachs und Gips werden jedoch noch immer kontroverse Diskussionen über die dimensionsgetreue Reproduktion von Kieferverhältnissen durch Elastomere geführt.

In diesem Zusammenhang sei aber erwähnt, dass bereits Mullick et al. (1981) mit Elastomeren beste Ergebnisse erzielt haben. Die hier erstellten Ergebnisse stehen in guter Übereinstimmung mit diesen Erkenntnissen.

Bei einer weiteren Studie von Fattore et al. (1984) zeichnete sich der Polyether Ramitec® als das genaueste Material aus. In der hier vorliegenden Studie ist es unter Laborbedingungen hingegen das Futar D®.

Lassila und McCabe (1985) und Lassila (1986) berichten weiterhin, dass sich bei ihren Untersuchungen die größten Ungenauigkeiten bei den Wachsen ergaben, was die Abbildungen 3 und 4 ebenfalls belegen. Elastomere zeichneten sich hingegen durch eine gute Lagerungsstabilität aus.

Müller et al. (1988, 1990 a, b, c), welche die Dimensionsänderung gängiger Registriermaterialien und zusätzlich Ungenauigkeitsfaktoren bei der Abformung, Modellherstellung und Übertragung in einen Artikulator untersuchten, fanden, dass sich Abdruckgips zwar als das dimensionsstabilste Material erwies, doch kam es durch Übertragungsfehler auf die Arbeitsmodelle zu einer Erhöhung der Vertikalrelation beziehungsweise zu einer deutlichen Bisserrhöhung, was auch bei den hier durchgeführten Messungen der Grund für den deutlichen Übertragungsfehler bei dem Gips Snow White Plaster No.2® ist. Darüber hinaus muss erwähnt werden, dass in der vorliegenden Studie die Streuung der Messwerte eine Stunde nach Herstellung im Gegensatz zur deutlich geringeren Streuung nach 24 Stunden sehr groß ist und eine gewisse Dimensionsstabilität, die jedoch immer noch nicht an die der härteren Elastomere heranreicht, somit erst nach einer Lagerungszeit von 24 Stunden zu erkennen ist. Bei Wachs (wie Beauty-Pink®) waren dagegen ausgeprägte räumliche Kippungen und bei Acrylat (wie Palavit G®) asymmetrische Verlagerungen und eine Verringerung der Bisshöhe zu registrieren. Deutlich geringer waren dagegen die Ungenauigkeiten beim Polyether Ramitec®.

Breeding und Dixon (1992) sowie Breeding et al. (1994) untersuchten zunächst den Widerstand gegen Kompression bei verschiedenen Polyvinylsiloxanen und Polyethern. Da hierbei die Kompressibilität der Elastomere eine potentielle Ungenauigkeit bei der Modellzuordnung ergab, wurden in einer weiteren Studie die Genauigkeit von thermoplastischen Harzen, Acrylaten und Polyvinylsiloxanen geprüft, vergleichsweise mit guten Ergebnissen für additionsvernetzende Silikone.

Millstein und Mitarbeiter führten über mehrere Jahrzehnte vergleichende Untersuchungen bei Bissregistrierwerkstoffen verschiedener Materialgruppen durch (Millstein et al. 1973, 1975, Millstein und Clark 1981, 1983, Millstein 1985, Millstein und Hsu 1994).

So veröffentlichten Millstein und Mitarbeiter im Jahre 1973 eine Studie, in der die Übertragungsgenauigkeiten verschiedener Wachse untersucht wurden. Dabei konnte eine exakte dimensionsgetreue Reproduktion bei keinem der geprüften Wachse erreicht werden. Bei der Modellzuordnung wurden beträchtliche vertikale Veränderungen und Rotationen festgestellt, was anhand der hier ermittelten Messwerte zweifelsfrei bestätigt wird.

In einer weiteren Studie von Millstein et al. aus dem Jahre 1975 ergab die Prüfung herkömmlicher Silikone, dass diese beim Schließen einen geringeren Widerstand leisten als Wachse. Dimensionsänderungen fanden sich jedoch auch bei den Silikonen aufgrund des Gewichtsverlustes durch eine Verflüchtigung von Inhaltsstoffen.

In der von Millstein und Clark (1981) publizierte Studie wird berichtet, dass sich die geprüften Silikone im Vergleich zu Acrylaten in Bezug auf eine Reproduktion als genauer erwiesen; wiederum zu Gewichtsverlust und damit zu Dimensionsänderungen kam es aber auch bei den Silikonen.

Im Jahre 1994 berichten Millstein und Hsu (1994) über eine Untersuchung an elastomeren Registriermaterialien (Polyvinylsiloxane, Polyether), die in Bezug auf die Dimensionsstabilität, Genauigkeit und Gewichtsveränderungen durch Verflüchtigung von Inhaltsstoffen sehr gute Ergebnisse für alle geprüften Elastomere ergab.

Vornehmlich sehr gute Eigenschaften im Hinblick auf die Übertragungsgenauigkeit wird unter den Elastomeren heute vor allem den härteren schnellabbindenden Silikonen zugesprochen (Wöstmann und Vehring 1994, 1995, Vehring 1997, Buhmann und Lotzmann 2000, Borchers und Tschernitschek 2001, Nave 2001). Dies kann jedoch nur unter rein labortechnischen Bedingungen durch die vorliegende Studie bestätigt werden. Unter praktischen Bedingungen weisen die härteren Materialien ähnliche Ungenauigkeiten wie die mittelharten Elastomere auf.

Zum Teil widersprüchliche Resultate finden sich in den publizierten Studien zur Bissregistrierung mit Wachsen. Danach werden diesen einerseits recht gute Eigenschaften (sowohl in Bezug auf ihre einfache Verarbeitbarkeit und mühelosen Korrektur als auch im Hinblick auf die Steifigkeit sowie auch auf die Wiedergabe von Kieferverhältnissen) zugesprochen (Fuchs 1967, Skurnik 1969, Wirth und Aplin 1971, Urstein et al. 1991, Borchers und Tschernitschek 2001); andererseits werden sie nach den Ergebnissen einer Vielzahl von Studien (wie teilweise oben schon beschrieben) für Kieferrelationsbestimmungen nicht oder nur bedingt als geeignet angesehen (Berman 1960, Millstein et al. 1973, 1975, Millstein und Clark 1983, Lassila und McCabe 1985, Millstein 1985, Lassila 1986, Müller et al. 1988, 1990 a, b, c, Pagnano et al. 2000, Borchers und Tschernitschek 2001). Den Ausführungen von Borchers und Tschernitschek (2001) zufolge sind Wachse zwar den Elastomeren in Bezug auf die Steifigkeit um ein bis zwei Größenordnungen überlegen, als Nachteil ergibt sich jedoch hieraus, dass der Patient bei der Kieferrelationsbestimmung eine relativ hohe Kieferschlusskraft aufwenden muss, was die Gefahr eines zu hohen Registrates beinhaltet. Das deutlich höhere Elastizitätsmodul der Wachse selbst im Vergleich zu den härtesten Elastomeren fällt außerdem bei vollbezahnten Patienten kaum ins Gewicht, da wegen der geringen Schichtdicke der Registerate das Material nur wenig kompressibel ist. „Erst mit steigender Materialschichtdicke, d.h. mit zunehmender Lückenzahl im Gebiss, gewinnt“, wie Borchers und Tschernitschek (2001) anführen, „die größere Steifigkeit des Wachses an Einfluss auf die Genauigkeit der Lagebeziehung zwischen den einartikulierten Modellen“. Davon abgesehen werden jedoch als entscheidende Nachteile der klassischen Registrierwachse mangelnde Dimensionsstabilität besonders bei Temperaturänderungen, Kriechanfälligkeit beziehungsweise leichte plastische Deformierbarkeit bei äußerer Krafteinwirkung genannt (Millstein et al. 1973, 1975, Millstein und Clark 1983, Lassila und McCabe 1985, Millstein 1985, Lassila 1986, Müller et al. 1988, 1990 a, b, c, Freesmeyer 1993, Buhmann und Lotzmann 2000, Pagnano et al. 2000, Borchers und Tschernitschek 2001). Eine Verbesserung wird in der Verwendung von Metallwachsen (wie von Alumini-

umwachsen) gesehen, und zwar insbesondere mit zusätzlicher Metallschiene, wodurch sich die Festigkeit erhöhen und Verzerrungen unterbinden lassen sollen, was durch die hier ermittelten Werte der Wachse Alminax Full-Arch Kemdent® und Alminax Rite-Bite® im Vergleich zu den anderen Wachsen zwar bestätigt wird, sich aber bezüglich der Elastomere als wenig effizient erweist.

In diesem Zusammenhang seien jedoch auch die Studien von Millstein und Clark (1983) und Millstein (1985) erwähnt. Hier zeigte die Prüfung verschiedener Wachse zwar die genauesten Ergebnisse bei metallhaltigen sowie bei laminierten Wachsen; eine exakte Reproduktion ließ sich aber bei keinem der geprüften Materialien erreichen.

Die Darstellung, dass die Gipse nach wie vor zu den genauesten Registriermaterialien zählen (Skurnik 1969, Wöstmann und Vehring 1995, Buhmann und Lotzmann 2000, Borchers und Tschernitschek 2001), kann hier nicht bestätigt werden, was sich durch die Abrasion zwischen Registrat und Zahnreihe und die Abbindeexpansion der Gipsregistratur erklären lässt. Den oben schon erwähnten Untersuchungen von Müller et al. (1988, 1990 a, b, c) zufolge erwies sich Abdruckgips zwar als das dimensionsstabilste Registriermaterial, eine Erhöhung der Vertikalrelation beziehungsweise eine deutliche Bissserhöhung war jedoch im besonderen an Arbeitsmodellen zu registrieren. Millstein et al. (1973) empfehlen überdies, starre Materialien wie Gips, ebenso wie Wachse, Kunststoffe und Pasten, nicht für Durchbissregistratur heranzuziehen, da es bei ihnen sowohl zu vertikalen als auch zu sagittalen und horizontalen Verlagerungen kommen kann.

Heutzutage wird eine Vielzahl verschiedener Wachse, Gipse und elastomerer Registriermaterialien zur Kieferrelationsbestimmung auf dem Markt angeboten. Diese sind jedoch nicht selten nach ungenügender vorheriger Prüfung auf den Markt gebracht worden, so dass sich ihre Tauglichkeit oder Untauglichkeit erst durch den Einsatz am Patienten herausstellen kann. Damit wird auch der praktisch tätige Zahnarzt vor die schwierige Wahl gestellt, für welches unter der Vielzahl an Produkten er sich entscheiden soll.

Darüber hinaus erlauben die nur wenigen bisher durchgeführten wissenschaftlichen Untersuchungen nur bedingt eine Aussage über die Eignung eines untersuchten Materials im Hinblick auf eine korrekte Reproduktion von Kieferverhältnissen, zumal derzeit, neben den zum Teil recht widersprüchlichen Ergebnissen, ein direkter Vergleich vorliegender Studien aufgrund der Unterschiede bei den angewandten Registriermethoden (einschließlich der Versuchsmodelle) sowie im Versuchsaufbau kaum möglich ist. So sind für diese Studie eigens angefertigte Modelle mit Zahnreihen aus abrasionsfestem Heraenium EH[®] verwendet worden.

6.1 Erster Versuchsteil

Im ersten Versuchsteil der vorliegenden In-vitro-Studie wurde unter rein labor-technischen Bedingungen ausschließlich die materialspezifische Übertragungsgenauigkeit der Kieferrelationsverhältnisse von Wachsen, Gips und Elastomeren geprüft.

Die meisten Ergebnisse aus den bislang diesbezüglich durchgeführten Studien lassen, wie oben schon beschrieben, den Schluss zu, dass Wachse nicht oder nur bedingt zur Kieferrelationsbestimmung geeignet sind (Berman 1960, Millstein et al. 1973, 1975, Millstein und Clark 1983, Lassila und McCabe 1985, Millstein 1985, Lassila 1986, Müller et al. 1988, 1990 a, b, c, Pagnano et al. 2000, Borchers und Tschernitschek 2001, Utz et al. 2002). Als Erklärung für die oft bei Wachsregistraten aufgetretenen vergleichsweise großen Ungenauigkeiten bei der Modellzuordnung wird vor allem ihre leichte plastische Deformierbarkeit und Kriechanfälligkeit, ihre mangelnde Dimensionsbeziehungsweise Lagerungsstabilität, sowie bedingt durch ihre hohe Steifigkeit der hohe aufzubringende Kraftaufwand bei der Kieferrelationsbestimmung genannt (Millstein et al. 1973, 1975, Millstein und Clark 1983, Lassila und McCabe 1985, Millstein 1985, Lassila 1986, Müller et al. 1988, 1990 a, b, c, Freesmeyer 1993, Breeding et al. 1994, Millstein und Hsu 1994, Wöstmann und

Vehring 1994, Buhmann und Lotzmann 2000, Pagnano et al. 2000, Borchers und Tschernitschek 2001).

Vergleichende Untersuchungen über das Verhalten von Wachsen sowohl ohne als auch mit einer Metallverstärkung während und nach der Kieferrelationsbestimmung beziehungsweise ihre Übertragungsgenauigkeit von Kieferrelationsverhältnissen wurden vor allem, wie bereits oben dargelegt, von Millstein und Mitarbeitern durchgeführt. Dabei ergaben sich bei den metallverstärkten Wachsen zwar geringere Ungenauigkeiten; ein zufrieden stellendes Ergebnis im Hinblick auf die Wiedergabegenauigkeit ließ sich jedoch auch mit diesen Wachsen, ebenso wie in der hier vorliegenden Untersuchung nicht erreichen (Millstein und Clark 1983, Millstein 1985).

Hiermit im Einklang stehen auch die Ergebnisse der vorliegenden Studie. Geringere Fehler wiesen die Registrare der Metallwachs Alminax Rite-Bite[®] (mit innerer Aluminiumschiene, die laut Herstellerangaben zusätzliche Festigkeit während der Kieferrelationsbestimmung verleiht und Verzerrungen unterbindet) und Alminax Full-Arch Kemdent[®] (sowohl eine Stunde als auch 24 Stunden nach Registratherstellung) im Vergleich zu den Registraren aus rosa Modellwachs, Kent Dental Bisswällen[®] und Regi Wax[®] auf. Dabei am wenigsten lagerungsstabil erwiesen sich die aus rosa Modellierwachs angefertigten Registrare, gefolgt von den aus Kent Dental[®] Bisswällen hergestellten Registraren.

Heutzutage werden daher die Elastomere bevorzugt. So werden als Vorteile der additionsvernetzenden Silikone, neben ihrer geringen Abbindezeit und einfachen Verarbeitung, eine nur geringe Schrumpfung oder Kontraktion beziehungsweise eine vergleichsweise gute Dimensionsstabilität während des Abbindens und der Lagerungsdauer sowie eine hohe Widerstandsfähigkeit gegen plastische Formveränderungen und eine relativ gute dimensionsgetreue Wiedergabe des okklusalen Reliefs angeführt (Craig 1989, Marxkors und Meiners 1993, Breeding et al. 1994, Millstein und Hsu 1994, Wöstmann und Vehring 1994, 1995, Welker 1995, Vehring 1997, Buhmann und Lotzmann 2000, Rzanny et al. 2000, Viohl 2000, Allen et al. 2001, Borchers und Tschernitschek 2001, Nave 2001, Yanikoglu et al. 2005). Borchers und Tschernitschek (2001)

berichten außerdem, dass das additionsvernetzende Silikon (Futar D[®]) mit der höchsten Endsteifigkeit unter den Elastomeren aufgrund eines „ungewöhnlich“ hohen festgestellten Elastizitätsmoduls die bei weitem höchste Widerstandskraft gegen elastische Verformungen beim Einartikulieren erwarten lässt. In anderen Studien zeigte sich weiter, dass die härtesten beziehungsweise steifsten additionsvernetzenden Silikone die geringsten Ungenauigkeiten aufwiesen (Wöstmann und Vehring 1994, 1995, Vehring 1997, Nave 2001). Als Erklärung hierfür wird jedoch angeführt, dass bei diesen Materialien mit großer Endhärte die Deformierbarkeit zwar nicht sehr groß sei, doch dieses eher auf ein starres als auf ein elastisches Verhalten beruht (Nave 2001). In Übereinstimmung hiermit stehen auch die bereits von Marxkors und Meiners (1993) gemachten Aussagen, wonach eine zunehmende Vernetzungsdichte einhergehend mit einer gesteigerten Festigkeit auf Kosten der Elastizität geht.

Neben den additionsvernetzenden Silikonen wird außerdem unter den elastomeren Werkstoffen besonders dem Polyether eine gute Dimensionsstabilität und hohe dimensionsgetreue Wiedergabe zugesprochen (Fattore et al. 1984, Müller et al. 1990 a, b, c, Wichmann und Borchers 1992, Millstein und Hsu 1994, Peroz und Börsch 1998, Viohl 2000). In einigen vergleichenden Studien wurde zudem aufgezeigt, dass sich additionsvernetzende Silikone und Polyether in ihrer Dimensionsgenauigkeit nicht signifikant unterscheiden (Wichmann und Borchers 1992, Millstein und Hsu 1994, Peroz und Börsch 1998). Erwähnt sei jedoch, dass Polyether eine durch seine Molekülstruktur bedingte Hydrophilie besitzt, die zwar zu einem guten Anfließverhalten im feuchten Milieu führt, aber dadurch auch eine hohe initiale Haftung zur Folge hat, welche die Entformung eines Abdruckes erschwert (Reusch und Weber 1999). Als weitere Nachteile werden eine Neigung zum Quellen (Viohl 2000), eine hohe Steifigkeit, was leicht zum Abbrechen von Gipsmodellen führen kann (Eichner 1981, Viohl 2000) und eine schlechte Beschneidbarkeit genannt, so dass Polyether auch für Korrekturabformungen ungeeignet erscheint (Wöstmann 1999).

Im Vergleich zu den Wachsregistraten waren in der vorliegenden Untersuchung bei allen geprüften elastomeren Materialien deutlich bessere Resultate im Hinblick auf eine dimensionsgetreue Reproduktion von Kiefernverhältnissen zu verzeichnen. Die geringsten Ungenauigkeiten ergaben sich eine Stunde nach Reistratherstellung in Übereinstimmung mit den vorgenannten Studien bei den aus Futar D[®] angefertigten Registraten (dem additionsvernetzenden Silikon mit der höchsten Endhärte) , gefolgt von den Registraten aus der Polyethermasse Ramitec Penta[®], den Registraten aus den additionsvernetzenden Silikonen Memosil CD[®] „neu“, Dimension Bite[®], Memosil CD[®] „alt“, Memoreg CD[®], Futar[®], Registrado opak[®] -hart und Omicron Topas[®].. Die größten Abweichungen zeigten die aus Regisil[®], Kristall[®] und Stat BR KERR[®] erstellten Registerate . 24 Stunden nach Registratherstellung zeichneten sich besonders die aus Memoreg CD[®] und in der Folge die aus Dimension Bite[®] sowie die aus Futar D[®] angefertigten Registerate durch vergleichsweise gering festzustellende Fehler aus. Am größten waren die Ungenauigkeiten bei den aus Stat BR KERR[®], Regisil[®], Kristall[®] und aus Registrado[®] erstellten Registraten . Die geringste Dimensionsstabilität mit größeren gemessenen Ungenauigkeiten und Streuungen bei den Messergebnissen wiesen dabei nach Ablauf von 24 Stunden gegenüber einer Stunde nach Herstellung die aus Registrado[®] angefertigten Registerate auf, gefolgt von denen aus Kristall[®] erstellten Registraten.

Nave (2001) berichtet im Gegensatz hierzu über eine leichte Abnahme bei den gemessenen Gesamtfehlern nach Lagerung der aus Registrado[®] erstellten Registraten. In der vorliegenden Studie war dies bei den erneuten Messungen 24 Stunden nach Registratherstellung insbesondere nur bei den Registraten aus Memoreg CD[®] und hiernach bei den aus Omicron Topas[®] angefertigten Registraten zu verzeichnen. Als mögliche Erklärung für die Abnahme des mittleren Gesamtfehlers wird eine Nachpolymerisation und eine damit verbundene Festigkeitszunahme (Vehring 1997) oder eine größere Verarbeitungszeit, beziehungsweise eine vergleichsweise spätere Vorvernetzung der Vinylketten genannt (Nave 2001). Denkbar ist jedoch auch eine elastische Verformung beim Einartikulieren, bei der die Maschen des dreidimensionalen Netzwerkes wä-

rend der Einwirkung äußerer Kräfte deformiert werden, und sich die Verknäuelungstendenz einzelner Molekülteilstücke zur Rückstellkraft des deformierten Elastomers summieren beziehungsweise in die alte Stellung zurückfedern.

Insgesamt geht auch aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie hervor, dass sich mit keinem der auf den Markt erhältlichen Bissregistriermaterialien die an sie gestellten Anforderungen in idealer Weise erfüllen beziehungsweise keine absolut fehlerfreie Reproduktion von Kieferverhältnissen erreichen lässt.

Letzteres gilt nicht zuletzt auch für den Registriergips (Snow White Plaster No. 2[®]), der sich in der vorliegenden Studie zwar ebenfalls als recht dimensionsstabil erwies, bei dem aber die angefertigten Registrate in der Gesamtheit recht große mittlere Gesamtfehler aufwiesen. Hierzu sei erwähnt, dass sich bei Gips besonders beim bezahnten Kiefer Schwierigkeiten bei der Entnahme ergeben und leicht kleine Teile verloren gehen können, was zu einer weniger guten Detailwiedergabe führen kann. In diesem Zusammenhang seien nochmals Millstein et al. (1973) angeführt, die bereits damals zu dem Schluss kamen, dass starre Materialien, wie Gips oder Wachse, nicht für Durchbissregistrate geeignet sind, zumal es bei ihnen sowohl zu vertikalen als auch zu sagittalen und horizontalen Verlagerungen kommen kann.

6.2 Zweiter Versuchsteil

In diesem Teil der vorliegenden Arbeit wurden elastomere Bissregistrate unter praktischen Verhältnissen, wie sie im zahntechnischen Labor gegeben sind, geprüft, bei denen sich Ungenauigkeiten nicht nur aufgrund der materialspezifischer Eigenschaften des verwendeten Registriermaterials ergeben können, sondern auch von der Abformtechnik, der Modellherstellung und den material-spezifischen Eigenschaften des hierbei eingesetzten Superhartgipses verursacht werden.

Bei den besonders weichen Registraten wie Kristall[®] und den besonders harten Registraten wie Futar D[®], fanden sich deutlich größere Gesamtfehler als unter rein labortechnischen Bedingungen. Aus Futar D[®] angefertigte Registrate, bei

denen eigentlich eine sehr gute Übertragungsgenauigkeit zu erwarten ist, wiesen überdies noch deutlich größere Abweichungen auf als die Registrare mit einer mittleren Konsistenz, wie zum Beispiel Memosil C.D.[®]. Die Abformtechnik hatte auf diesen Sachverhalt kaum einen Einfluss.

Keine Verbesserung im Hinblick auf die Übertragungsgenauigkeit ergab eine zusätzliche Prüfung bei den aus Futar D[®] angefertigten und nachträglich beschnittenen Registraren.

Hierzu sei angeführt, dass elastomere Werkstoffe in Abhängigkeit von ihrer Steifigkeit eine unterschiedliche Flexibilität aufweisen. So können sich weniger steife beziehungsweise flexiblere Silikonmassen besser den Unebenheiten der rauen Gipsoberfläche anpassen und diese auch besser abpuffern als steifere Silikonmassen. Zudem lassen sich weniger steife Massen nach dem Abbinden leichter biegen und leichter über die Bauchigkeit der Zähne ziehen, während steife Materialien sich nur mit größerem Kraftaufwand über die Zahnwölbungen ziehen lassen.

Somit sind auch bei den härteren Bissregistriermaterialien in ihrem Verhalten wiederum eher starre als elastische Tendenzen zu erkennen. Dass im Hinblick auf die Reproduktion von Kieferverhältnissen härtere Bissregistriermaterialien zu besseren Resultaten führen, lässt sich anhand der Ergebnisse aus der vorliegenden Studie nicht belegen.

7 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurden verschiedene Registriermaterialien auf ihre Übertragungsgenauigkeit beziehungsweise Eignung in bezug auf eine Reproduktion von Kieferrelationsverhältnissen bei voll bezahnten Modellen geprüft.

In einem ersten Versuchsteil wurden die verschiedenen Registriermaterialien (neben Wachsen und dem Abformgips außerdem Elastomere, und zwar bis auf Ramitec Penta[®] [einer Polyether-Bißregistrierpaste] ausschließlich schnellanbindende additionsvernetzende Silikone) auf ihre materialspezifische Übertragungsgenauigkeit unter rein labortechnischen Bedingungen geprüft. Von einer standardisierten Kiefersituation (respektive –modell) ausgehend wurden mit jedem Material zehn interokklusale Registrate angefertigt, wobei eine Stunde sowie 24 Stunden nach Aushärtung der hergestellten Registrate die sich aufgrund von Dimensionsänderungen ergebenden Abweichungen bei jedem Registrat zehnmal mittels digitaler Messuhren bestimmt wurden. Es zeigte sich, daß die Meßergebnisse in Abhängigkeit von der Konsistenz der Materialien einerseits sehr streuen, andererseits sich aber als zufriedenstellend oder auch als gut erwiesen.

Geringere Abweichungen waren sowohl eine Stunde als auch 24 Stunden nach ihrer Herstellung für die zehn aus dem Abformgips Snow White Plaster No. 2[®] erstellten Registrate im Vergleich zu denen aus den Wachsen Alminax Rite - Bite[®], Alminax Full-Arch Kemdent[®], Modellwachs rosa[®], Kent Dental[®] Bisswällen respektive aus Regi Wax[®] angefertigten Registraten zu verzeichnen. 24 Stunden nach Registratherstellung traten außerdem größere Ungenauigkeiten auf als eine Stunde nach Herstellung, und zwar insbesondere bei den aus rosa Modellierwachs, gefolgt von den aus Kent Dental[®] Bisswällen angefertigten Registraten. Nur vergleichsweise gering oder unwesentlich waren hingegen die Unterschiede zwischen den Abweichungen bei den übrigen aus Wachsen und dem Abformgips angefertigten Registraten eine und 24 Stunden nach ihrer Herstellung.

Vergleichsweise bessere Resultate im Hinblick auf eine dimensionsgetreue Reproduktion von Kieferverhältnissen waren meist bei den aus elastomeren Mate-

rialien (zum großen Teil bei den aus härteren Silikonen) angefertigten Registraten zu verzeichnen. So ergaben die Messungen eine Stunde nach Herstellung bei den aus Futar D[®] angefertigten Registraten die geringsten Ungenauigkeiten, gefolgt von den aus Ramitec Penta[®], Memosil CD[®] „neu“, Dimension Bite[®] und Memosil CD[®] „alt“ erstellten Registraten. Weiterhin zunehmend größere Abweichungen waren in der Folge bei den Registraten aus Memoreg C.D.[®], Futar[®], Registrado opak[®] -hart, Omicron Topas[®], Silagum[®], Regisil PB[®], Registrado[®], 3M[®] Bissregistrat, Regisil[®] und Stat BR KERR[®] zu verzeichnen.

24 Stunden nach Herstellung stellten sich besonders die aus Memoreg C.D.[®] sowie die aus Dimension Bite[®] und Futar D[®] angefertigten Register durch vergleichsweise gering festzustellende Fehler dar. Zunehmend größere Fehler wiesen hiernach die aus Omicron Topas[®], Futar[®], Memosil C.D.[®], Ramitec Penta[®], Memosil C.D.[®] „alt“, Silagum[®], Registrado opak[®] -hart, 3M[®] Bissregistriermaterial, Regisil PB[®], Stat BR KERR[®], Regisil[®], Kristall[®] und Registrado[®] angefertigten Register auf .

Darüber hinaus bestanden im Vergleich zu einer Stunde nach Registratherstellung bei den erneuten Messungen nach 24 Stunden größere Ungenauigkeiten, und zwar vor allem bei den aus Registrado[®], gefolgt von denen aus Kristall[®] angefertigten Registraten. Dagegen waren Abweichungen im geringeren Maße, insbesondere bei den Registraten aus Memoreg C.D.[®] angefertigten Registraten zu verzeichnen. Die übrigen aus Elastomeren erstellten Register wiesen relativ geringe oder kaum Unterschiede in den Abweichungen zwischen einer Stunde und 24 Stunden nach ihrer Herstellung auf.

Im zweiten Versuchsteil der vorliegenden Studie wurden elastomere Bißregister unter praktischen Verhältnissen geprüft, wie es im zahntechnischen Labor der Fall ist. Die sich ergebenden Fehler beruhen so nicht mehr allein auf die materialspezifischen Eigenschaften des verwendeten Registriermaterials, sondern werden auch von der Abformtechnik, der Modellherstellung und den materialspezifischen Eigenschaften des hierbei eingesetzten Superhartgipses verursacht.

Die Abformungen beider Kiefer erfolgten mit der Korrekturabformung und mit der Doppelmischtechnik, die mit einem Superhartgips ausgegossen wurden. Die Übertragungsgenauigkeit der verwendeten Bissregistratur wurde nach einer Lagerungszeit von mindestens 24 Stunden geprüft. Dabei traten bei allen zehn geprüften Registraturen aus Kristall[®], Memosil C.D.[®] „neu“ und insbesondere auch bei jenen aus Futar D[®] – bei denen an sich gute Eigenschaften zu erwarten sind – angefertigten Registraturen größere Ungenauigkeiten auf als unter rein labortechnischen Bedingungen. Etwas geringere aber überraschenderweise nicht signifikante Abweichungen ergaben sich für die aus Futar D[®] erstellten Registratur bei der Prüfung auf Kiefermodellen der Korrekturabformung als für die aus Memosil C.D.[®] „neu“ und Kristall[®] angefertigten Registraturen. Von den geprüften Registraturen auf Kiefermodellen der Doppelmischabformung zeichneten sich hingegen sogar die erstellten Registratur aus Memosil C.D.[®] „neu“ durch geringere Ungenauigkeiten aus als jene aus Futar D[®]. Die aus Kristall[®] angefertigten Registratur zeigten hingegen auch hier wiederum größere Fehler. Keine Verbesserung im Hinblick auf die Übertragungsgenauigkeit ergab eine zusätzliche Prüfung bei den aus Futar D[®] angefertigten und beschnittenen Registraturen.

Abschließend läßt sich sagen, daß bei harten Registriermaterialien, wie bei Futar D[®], von dem sehr gute Eigenschaften zu erwarten sind, auf Gipsmodellen größere Fehler auftreten können als bei Registraturen mit einer mittleren Konsistenz. Bei weichen Registraturen, wie bei Kristall[®], ist der Fehler hingegen erwartungsgemäß hoch. Die Abformtechnik zur Herstellung der Modelle spielt hierbei kaum eine Rolle.

7 Summary

In the context of the present study, various registration materials were tested with regard to their accuracy of reproduction and in relation to their suitability for reproducing jaw proportions in models with all their teeth.

In an initial part of the study the various registration materials (besides waxes and moulding plaster, elastomers and even Ramitec Penta[®] [a polyether bite impression paste], exclusively quick-bonding silicones that cross-link by addition) were tested for their material-specific accuracy of reproduction under purely technical laboratory conditions. Assuming a standardised jaw situation (or model), ten interocclusal impressions were prepared with each material, with the variations with every registration arising from changes in dimensions being determined ten times by means of digital gauges one hour and 24 hours after hardening of the impressions produced. It was shown that some of the measurement results were very scattered depending on the consistency of the materials but some were shown to be satisfactory or even very good.

Smaller variations were revealed both one hour and 24 hours after their production for the ten impressions made of Snow White Plaster No. 2[®] compared with those made of Alminax Rite-Bite[®], Alminax Full-Arch Kemdent[®], rosa[®] modelling wax, Kent Dental[®] occlusal templates or Regi Wax[®] waxes. Moreover, 24 hours after production of the impressions, greater inaccuracies were revealed than at one hour after production and in particular with the impressions made with the pink modelling wax, followed by Kent Dental[®] occlusal templates. However, the differences between the variations one hour and 24 hours after registration with the remaining impressions made of the waxes and plaster were comparatively small or insignificant.

Comparatively good results with regard to accurate reproduction of the dimensions of jaw proportions were mostly to be found with the impressions

made with the elastomer materials (especially with the harder silicones). Thus the measurements one hour after production gave the smallest inaccuracies with the impressions made of Futar D[®], followed by those made of Ramitec Penta[®], Memosil CD[®] “new”, Dimension Bite[®] and Memosil CD[®] “old.” Large and ever-increasing variations were shown (in order) in the impressions made of Memoreg C.D.[®], Futar[®], Registrado opak[®] - hard, Omicron Topas[®], Silagum[®], Regisil PB[®], Registrado[®], 3M[®] bite impressions, Regisil[®] and Stat BR KERR[®].

24 hours after production, the impressions made of Memoreg C.D.[®] and those made of Dimension Bite[®] and Futar D[®] stood out especially thanks to the comparatively small errors that they revealed. After these, increasingly large errors were found in the impressions made of Omicron Topas[®], Futar[®], Memosil C.D.[®], Ramitec Penta[®], Memosil C.D.[®] “old,” Silagum[®], Registrado opak[®] - hard, 3M[®] bite registration material, Regisil PB[®], Stat BR KERR[®], Regisil[®], Kristall[®] and Registrado[®].

In addition, compared with one hour after production of the impressions, with the measurements taken again after 24 hours, there were greater inaccuracies, in particular with the impressions made of Registrado[®], followed by those made of Kristall[®]. On the other hand, variations on a smaller scale were shown in particular with the impressions made of Memoreg C.D.[®]. The other impressions made with elastomers showed relatively small or scarcely no differences in their variations between one hour and 24 hours after their production.

In the second part of the test in the present study, elastomer bite impressions were tested under practical conditions, as is the case in technical dentistry laboratories. The errors discovered are no longer seen to be based only on the material-specific properties of the registration material used but they are also caused by the moulding technique, the model production and the material-specific properties of the superhard plaster used with this.

The moulds of both the jaws were made with the corrective impression technique and the double-mix technique with casting with a superhard plaster. The accuracy of reproduction of the bite impressions used was tested after a storage period of at least 24 hours. Here greater inaccuracies appeared than under purely technical laboratory conditions in all ten of the tested impressions made of Kristall[®], Memosil C.D.[®] "new" and in particular also in those made of Futar D[®] – with which in itself good properties are to be expected. Somewhat smaller but surprisingly insignificant variations arose with the impressions made of Futar D[®] in the test on jaw models with the corrective impression technique than with the impressions made of Memosil C.D.[®] "new" and Kristall[®]. Of the impressions tested on jaw models with the double-mix technique, however, the impressions made of Memosil C.D.[®] "new" actually stood out with their smaller inaccuracies than those made of Futar D[®]. The impressions made of Kristall[®], on the other hand, showed greater errors here too. An additional test with the cut impressions made of Futar D[®] found no improvement in accuracy of reproduction.

In conclusion it can be said that with hard registration materials such as Futar D[®], of which very good properties may be expected, greater errors may occur with plaster models than with impressions of an average consistency. On the other hand, with soft impressions such as Kristall[®], the error is great, as is expected. The moulding technique used for the production of the models plays scarcely any part here.

8 Literatur

Allen, E.P., Bayne, S.C., Brodine, A.H., Cronin, R.J., Donovan, T.E., Kois, J.C., Summitt, J.B.:

Annual review of selected dental literature: report of the committee on scientific investigation of the American Academy of Restorative Dentistry.
J. Prosthet. Dent. 86: 33-56 (2001)

Appelbaum, E.M., Mehra, R.V.:

Clinical evaluation of polyvinylsiloxane for complete denture impressions.
J. Prosthet. Dent. 52: 537-539 (1984)

Bader, F., Setz, J.:

Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 46: 346-348 (1991)

Balthazar-Hart, Y., Sandrik, J.L., Malone, W.F.P., Mazur, B., Hart, T.:

Accuracy and dimensional stability of four interocclusal recording materials.
J. Prosthet. Dent. 45: 586-591 (1981)

Berman, M.H.:

Accurate interocclusal records.
J. Prosthet. Dent. 10: 620-630 (1960)

Berry, D.C., Singh, B.P.:

Daily variations in occlusal contacts.
J. Prosthet. Dent. 50: 386-391 (1983)

Besimo, Ch., Graber, G., Stutz, F.:

Abform- und Übertragungsmethode für schwierige totalprothetische Fälle.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 103: 874-880 (1993)

Bock, O.:

Untersuchungen über verschiedene Methoden der Registrierung der Unterkieferlage im vollbezahnten Gebiß.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 22: 823-826 (1967)

Boitel, R.H.:

Bißnahmen (Bißrelation) für Rekonstruktionen am bezahnten Gebiß.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 86: 1308-1311 (1976)

Borchers, L.:

Modellwerkstoffe.

In: Eichner, K., Kappert, H.F. (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Bd. 1. Grundlagen und ihre Verarbeitung. 7. unveränderte Aufl..

Stuttgart New York: Thieme 2000

Borchers, L., Tschernitschek, H.:
Die Bedeutung des Elastizitätsmoduls von Materialien für die Kieferrelationsbestimmung.
Dental Praxis 18: 113-118 (2001)

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

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

Breeding, L.C., Dixon, D.L.:
Compressive resistance of four interocclusal registration materials.
J. Prosthet. Dent. 68: 876-878 (1992)

Breeding, L.C., Dixon, D.L., Kinderknecht, K.E.:
Accuracy of three interocclusal recording materials used to mount a working cast.
J. Prosthet. Dent. 71: 265-270 (1994)

Bumann, A., Lotzmann, U.:
Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien.
Stuttgart: Thieme 2000

Caesar, H.H.:
Mundgeschlossene Abformung und intraorale Bißregistrierung.
Dent. Lab. 39: 355-368 (1991)

Cohn, L.A.:
Two techniques of interocclusal records.
J. Prosthet. Dent. 13: 439-443 (1963)

Craig, R.G.:
Status report on polyether impression materials.
J. Am. Dent. Assoc. 95: 126-130 (1977)

Craig, R.G.:
Dental restorative materials
St. Louis Baltimore Toronto: Mosby 1989

Dental-Labor (Hrsg.):
Memoreg – ein Bissregistrator der neuen Generation (Ein interdisziplinäres Interview mit zwei kompetenten Anwendern),
Dent. Lab. 45: 1104-1105 (1997)

Deutsches Institut für Normung e.V. (Hrsg.):
DIN EN 26873 – Dentalgipse.
Berlin: Beuth 1992

DIN:
DIN-Taschenbuch 267: Zahnheilkunde; Werkstoffe.
Berlin: Beuth 1996

Eeckman, J., De Boever, J.A.:
Clinical accuracy of functionally generated interocclusal registration waxes.
J. Prosthet. Dent. 60: 549-555 (1988)

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

Fattore, L., Mallone, W.F., Sandrik, J.L., Mazur, B., Hart, T.:
Clinical evaluation of the accuracy of interocclusal recording materials.
J. Prosthet. Dent. 51: 152-157 (1984)

Franz, G.:
Möglichkeiten und Grenzen elastischer Abformmaterialien.
Zahnärztl. Mitt. 65: 24-29, 64-68 (1975)

Franz, T.:
Die elastische Rückstellung der Abformmassen und ihre Abhängigkeit von den Prüfungsbedingungen.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 27: 604-609 (1972)

Freesmeyer, W.B.:
Zahnärztliche Funktionstherapie.
München Wien: Hanser 1993

Freilich, M.A., Altieri, J.V., Wahle, J.J.:
Principles for selecting interocclusal records for articulation of dentate and partially dentate casts.
J. Prosthet. Dent. 68: 361-367 (1992)

Fuchs, P.:
Untersuchungen über die Genauigkeit von Okklusionsfixierungen.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 22: 298-302 (1967)

Fuhr, K., Bansemer, D., Zilz, W.:
Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit der zentralen Okklusion.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 26: 176-185 (1971)

- Gausch, K., Kulmer, S.:
Grenzen der Scharnierachsmethode in der Funktionsanalyse des Gebisses.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 82: 161-168 (1972)
- Gausch, K., Koch, W., Kulmer, S.:
Die Lage der Kondylen bei habitueller und therapeutischer Okklusion.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 30: 37-43 (1975)
- Genieser, A., Jakstat, H.:
Die Eignung verschiedener Materialien für die Verschlüsselung der Stützstift-
registrierung.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 46: 769-771 (1991)
- Handel, G., Köllner, H.-J., Roßbach, A.:
Untersuchungen zur Frage der Reproduzierbarkeit okklusaler Kontakte.
Dtsch. Zahn Mund Kieferheilkd. 79: 31-34 (1991)
- Helkimo, M., Ingerwall, B., Carlsson, G.E.:
Variation of retruded and muscular position of mandible under different recor-
ding conditions.
Acta Odontol. Scand. 29: 423-437 (1971)
- Höft, H.:
Synthetischer Gips oder Naturgips? Ein Unterschied liegt im Ursprung.
Dent. Lab. 37: 183-187 (1989)
- Hoffmann-Axthelm, W.:
Die Geschichte der Zahnheilkunde.
Berlin: Quintessenz 1973
- Horn, R., Vetter, A.:
Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit zentraler Registrate nach Lauritzen.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 31: 721-724 (1976)
- Jüde, H.D., Kühl, W., Roßbach, A.:
Einführung in die Zahnärztliche Prothetik, 3. Aufl..
Köln: Deutscher Ärzte –Verlag 1997
- Körper, E., Landt, H.:
Untersuchungen über die Reproduzierbarkeit von Registrierungen.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 34: 202-205 (1979)
- Lassila, V.:
Comparison of five interocclusal recording materials.
J. Prosthet. Dent. 55: 215-218 (1986)

- Lassila, V., McCabe, J.F.:
Properties of interocclusal registration materials.
J. Prosthet. Dent. 53: 100-104 (1985)
- Lehmann, K.M., Gobbers, R., Hoederath, C., Hoederrath, J.K., Holper, G.:
Die Genauigkeit von Modellstümpfen für Kronen und Brücken.
Dent. Lab. 4: 415-417 (1984)
- Lehner, Ch.R., Schärer, P.:
Abformmaterialien in der Kronen-Brücken-Prothetik. Standortbestimmung und praktische Tips.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 101: 629-635 (1991)
- Lundquist, D.O., Fiebiger, G.E.:
Registrations for relating the mandibular cast to the maxillary cast based on Kennedy's classification system.
J. Prosthet. Dent. 35: 371-375 (1976)
- Marxkors, R., Meiners, H.:
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 4. neu bearb. Aufl.
München Wien: Hanser 1993
- Mazzanti, G., Daniele, C., Tita, B., Vitali, F., Signore, A.:
Biological evaluation of a polyvinyl siloxane impression material.
Dent. Mat. 21: 371-374 (2005)
- McCabe, J.F., Storer, R.:
Elastomeric impression materials.
Br. Dent. J. 149: 73-79 (1980)
- Meiners, H.:
Eigenschaft und Genauigkeit von elastomeren Abformmaterialien.
Zahnärztl. Welt Reform 87: 426-429 (1978)
- Meiners, H., Dittmer, R.:
Wärmetönung und Reaktionswärme elastomerer Abformmaterialien.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 34: 678-680 (1979)
- Millstein, P.L.:
Accuracy of laminated wax interocclusal wafers.
J. Prosthet. Dent. 54: 574-577 (1985)
- Millstein, P.L., Clark, R.E.:
Differential accuracy of silicone-body and self-curing resin interocclusal records and associated weight loss.
J. Prosthet. Dent. 46: 380-384 (1981)

Millstein, P.L., Clark, R.E.:

Determination of the accuracy of laminated wax interocclusal wafers.
J. Prosthet. Dent. 50: 327-331 (1983)

Millstein, P.L., Hsu, C.C.:

Differential accuracy of elastomeric recording materials and associated weight change.
J. Prosthet. Dent. 71: 400-403 (1994)

Millstein, P.L., Clark, R.E., Kronman, J.H.:

Determination of the accuracy of wax interocclusal registrations. Part II.
J. Prosthet. Dent. 29: 40-45 (1973)

Millstein, P.L., Clark, R.E., Myerson, R.L.:

Differential accuracy of silicon-body interocclusal records and associated weight loss due to volatiles.
J. Prosthet. Dent. 33: 649-654 (1975)

Müller, J., Götz, G., Kraft, E.

Werkstoffkundliche Untersuchungen zur dreidimensionalen Veränderung der Kieferrelation durch verschiedene Registriermaterialien.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 43: 1112-1115 (1988)

Müller, J., Götz, G., Hörz, W., Kraft, E.:

Study of the accuracy of different recording materials.
J. Prosthet. Dent. 63: 41-46 (1990 a)

Müller, J., Götz, G., Hörz, W., Kraft, E.:

An experimental study on the influence of derived casts on the accuracy of different recording materials. Part I: Plaster, impression compound and wax.
J. Prosthet. Dent. 63: 263-269 (1990 b)

Müller, J., Götz, G., Hörz, W., Kraft, E.:

An experimental study on the influence of derived casts on the accuracy of different recording materials. Part II: Polyether, acrylic resin and corrected wax wafer.
J. Prosthet. Dent. 63: 389-395 (1990 c)

Mullick, S.C., Stackhouse, J.A., Gordon, R.V.:

A study of interocclusal record materials.
J. Prosthet. Dent. 43: 304-307 (1981)

Myers, M.L.:

Centric relation records – Historical review.
J. Prosthet. Dent. 47: 141-145 (1982)

Nave, Th.:

Untersuchungen zur Normung von Bissregistrierungsmaterialien.
Zahnmed. Diss., Gießen 2001

O'Brien, W.J., Ryge, G.:

An outline of dental materials.
Philadelphia London Toronto: Saunders 1978

Ohnmacht, P.:

Zahnärztliche Wachse.

In: Eichner, K., Kappert, H.F. (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Bd. 1. Grundlagen und ihre Verarbeitung. 7. unveränderte Aufl.
Stuttgart New York: Thieme 2000

Pagnano, V.O. de, Bezzon, O.L., Mattos de, M.G.C, Ribeiro, R.F.:

A clinical evaluation of materials for interocclusal registration in centric relation.
Braz. Dent. J. 11: 41-47 (2000)

Peroz, I.; Börsch, Ch.:

Dimension accuracy of monophasic impression materials for impressions over dental implants.

Dtsch. Zahnärztl. Z. 53: 740-744 (1998)

Pfaff, Ph.:

Abhandlung von den Zähnen des menschlichen Körpers.
Berlin: Haude und Spener 1756

Postol, J.M.:

Interocclusal registration at the vertical dimension of occlusion using acrylic resin copings.

J. Prosthet. Dent. 48: 39-43 (1982)

Poswa-Scholzen, M.:

Das Einmaleins der Abformmaterialien (III).
Quintessenz J. 21: 255-261 (1991)

Rzanny, A., Welker, D., Lenz, E.:

Elastomere für die Kieferrelationsbestimmung aus experimenteller Sicht.
Zahnärztl. Welt Reform 109: 293-300 (2000)

Rehberg, H.J.:

Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformhilfsmittel. 2. Aufl.
Berlin: Quintessenz 1978

Reiber, Th., Brust, M.:

Über das Dimensionsverhalten zahnärztlicher Registrierwachse.
Zahnärztl. Welt Reform 97: 1042-1044 (1988)

- Reiber, Th., Hupfaut, S.:
Zum thermischen Dimensionsverhalten zahnärztlicher Registrierwachse.
Zahnärztl. Welt Reform 99: 551-553 (1990)
- Reusch, B., Weber, B.:
Materialkunde - Präzisionsabformmaterialien.
In: ESPE (Hrsg.): Die Präzisionsabformung – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.
ESPE, 1999
- Schoenbeck, F.:
Kurzer Leitfaden der zahnärztlichen Materialkunde. 2. Aufl.
Berlin: Meusser 1931
- Schön, F.:
Der Acrylbiss nach Schön. Eine vereinfachte Methode der Bissregistrierung.
Zahntechnik 45: 289-296 (1988)
- Schulz, H.H., Schwickerath, H.:
Die Abformung in der Zahnheilkunde.
Köln: Deutscher Ärzte –Verlag 1989
- Schwindling, R.:
Lineare Dimensionsveränderungen von Thiokol-Abformmassen.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 25: 1121-1126 (1970 a)
- Schwindling, R.:
Lineare Dimensionsveränderungen elastomerer Silikonstoffe für das Doppelabdruckverfahren.
Zahnärztl. Welt Reform 79: 771-776 (1970 b)
- Sindledecker, L.:
Effects of different centric relation registration on the pantographic representation of centric relation.
J. Prosthet. Dent. 46: 271-279 (1981)
- Skurnik, H.:
Accurate interocclusal records.
J. Prosthet. Dent. 21: 154-165 (1969)
- Stannard, J.G., Sadighi-Nouri, M.:
Retarders for polyvinylsiloxane impression materials: Evaluation and recommendations.
J. Prosthet. Dent. 55: 7-10 (1986)
- Stoll, S.:
Dimensionsänderung von Abformmassen auf Polyetherbasis nach Desinfektion.
Med. Diss., Marburg 2001

- Urstein, M., Fitzig, S., Moskona, D., Cardash, H.S.:
A clinical evaluation of material used in registering interjaw relationships.
J. Prosthet. Dent. 65: 372-377 (1991)
- Utz, K.-H.:
Unterkiefer-Haltung und intraorale Registrierung bei bezahnten Patienten.
Deutscher Zahnärztekalendar 1997.
München Wien: Hanser 1997
- Utz, K.-H., Bernard, N., Hültenschmidt, R., Wegmann, U., Huntebrinker, W.:
Reproduzierbarkeit der Pfeilwinkelregistrierung bei Vollbezahnten in Abhängigkeit vom Registratmaterial.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 102: 299-307 (1992)
- Utz, K.-H., Bernard, N., Hültenschmidt, R., Wegmann, U., Kurbel, R.:
Reproduzierbarkeit der Handbißnahme bei Totalprothesenträgern.
Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 103: 561-566 (1993)
- Utz, K.-H., Müller, F., Lückcrath, W., Fuß, E., Koeck, B.:
Accuracy of check-bite registration and centric condylar position.
J. Oral Rehab. 29: 458-466 (2002)
- Vehring, A.:
Die Genauigkeit der Kieferrelationsübertragung durch verschiedene Registriermaterialien beim bezahnten und unbezahnten Patienten.
Med. Diss., Münster 1997
- Verweyen, W.:
Geschichte und Entwicklung der plastischen Abdruckmassen.
Zahnmed. Diss., Freie Universität Berlin, 1978
- Viohl, J.:
Abformwerkstoffe.
In: Eichner, K., Kappert, H.F. (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Bd. 1. Grundlagen und ihre Verarbeitung. 7. unveränderte Aufl.
Stuttgart New York: Thieme 2000
- Weinert, W.:
Abformung – Technik und Materialien.
Dentalforum 2: 1-5 (1994)
- Welker, D.:
Silikonabformmassen – kondensationsvernetzt, additionsvernetzt, hydrophilisiert.
Swiss Dent. 16: 4, 5-14 (1995)

Welker, D., Mehner, M.:
Additionsvernetzte Silikone-Abformwerkstoffe.
Stomatol. DDR 29: 391-400 (1979)

Wichmann, M., Borchers, L.:
Evaluation of the accuracy of different elastomeric materials.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 47: 88-91 (1992)

Wirsching, F.:
Gips.
In: Bartholomé, E., Biekert, E., Hellmann, A., Ley, H., Weigert, W.M. (Hrsg.):
Ullmanns Enzyklopädie der Technischen Chemie. 4. Aufl.. Bd. 12.
Weinheim: Verlag Chemie 1976

Wirth, C.G., Aplin, A.W.:
An improved interocclusal record of centric relation.
J. Prosthet. Dent. 25: 279-285 (1971)

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

Wöstmann, B., Vehring, A.:
Zur Genauigkeit der Übertragung der Kieferrelation durch verschiedene inter-
okklusale Registrare in den Artikulator.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 49: 554 – 557 (1994)

Wöstmann, B., Vehring, A.:
Die Eignung elastomerer „Bißregistrierungsmaterialien“ zur Verschlüsselung
von Stützstiftregistraten.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 50: 496-498 (1995)

Yanikoglu, N.D., Guldaq, M.U., Duymus, Z.Y.:
Determination of the occlusal vertical dimension: use of maxillary and mandibu-
lar posterior teeth measurement in edentate subjects.
Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent. 13: 75-77 (2005)

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus rosa Modellierwachs angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	632	529	438	373	785	650	570	778	442	667	
2	630	499	289	331	674	576	512	601	470	589	
3	545	509	286	306	708	510	581	684	431	605	
4	657	494	282	200	532	803	606	614	377	661	
5	679	477	305	277	584	536	526	576	358	578	
6	519	476	223	269	591	590	527	845	351	540	
7	511	404	263	242	483	525	509	805	327	533	
8	556	335	256	214	531	527	499	570	316	455	
9	518	372	271	263	588	496	537	646	261	385	
10	548	397	272	273	754	517	531	520	278	372	
Median	552	477	277	271	590	532	529	630	355	559	518
Spannbreite (Minimum-Maximum)	511-679	335-529	223-438	200-373	483-785	496-803	499-606	520-845	261-470	385-667	200-845
Mittelwert	580	449	288	275	623	573	540	664	361	539	489
\pm Standardabweichung	63	66	57	52	102	93	35	111	70	105	152

Tab. I: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus rosa Modellierwachs 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus rosa Modellierwachs angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	259	818	869	527	521	793	824	575	442	485	
2	328	783	802	582	523	754	731	614	370	704	
3	296	696	823	621	503	931	744	622	454	430	
4	288	673	849	683	533	834	781	574	438	566	
5	227	692	735	629	564	765	884	658	462	437	
6	251	649	803	568	667	660	814	513	432	422	
7	406	659	836	602	647	730	715	604	396	592	
8	430	634	687	461	435	711	727	607	354	584	
9	425	696	710	630	623	689	821	538	324	763	
10	412	731	753	520	513	714	783	604	270	643	
Median	312	694	803	592	528	742	782	604	414	575	623
Spannbreite (Minimum-Maximum)	227-430	634-818	687-869	461-683	435-667	660-931	715-884	513-658	270-462	422-763	227-931
Mittelwert	332	709	788	582	553	758	782	591	394	563	605
\pm Standardabweichung	79	58	62	65	72	79	54	42	64	119	165

Tab. II: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus rosa Modellierwachs 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus Kent Dental Bisswällen (Charge 83.607) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	452	751	660	695	475	558	694	575	403	281	
2	374	669	687	598	234	539	690	644	464	287	
3	431	680	669	641	342	487	675	549	479	335	
4	413	797	570	634	349	526	612	564	446	392	
5	423	794	617	659	310	467	679	588	500	370	
6	352	939	646	681	340	370	575	546	481	320	
7	430	835	664	552	346	304	566	521	517	366	
8	388	776	735	492	431	320	580	552	486	332	
9	354	808	685	514	363	357	481	615	490	258	
10	354	834	686	573	237	308	538	597	321	262	
Median	411	796	667	616	344	419	596	570	480	326	519
Spannbreite (Minimum-Maximum)	352-452	669-939	570-735	492-695	234-475	304-558	481-694	521-644	321-517	258-392	234-939
Mittelwert	397	788	662	604	343	424	609	575	459	320	518
\pm Standardabweichung	37	78	45	70	74	102	73	37	58	47	158

Tab. III: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Kent Dental Bisswällen (Charge 83.607) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus Kent Dental Bisswällen (Charge 83.607) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (24 Stunden nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	630	972	921	413	912	749	418	622	684	410	
2	596	775	816	429	874	702	358	691	670	343	
3	641	793	892	473	755	572	347	633	407	345	
4	710	968	878	557	787	576	440	597	409	303	
5	626	954	864	610	628	677	232	577	501	334	
6	741	1027	862	462	818	578	224	504	419	309	
7	698	891	797	437	874	502	245	404	585	204	
8	657	994	768	401	798	524	292	497	412	183	
9	547	929	886	339	783	427	295	478	513	194	
10	568	1044	627	347	719	438	368	582	480	218	
Median	636	961	863	433	793	574	321	580	491	306	580
Spannbreite (Minimum-Maximum)	547-741	775-1044	627-921	339-610	628-912	427-749	224-440	404-691	407-684	183-410	183-1044
Mittelwert	641	935	831	447	795	575	322	559	508	284	590
\pm Standardabweichung	62	91	86	85	83	108	76	86	106	79	221

Tab. IV: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Kent Dental Bisswällen (Charge 83.607) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus Regi Wax® GIRRIBACH (Charge 642. 140) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	279	435	630	764	511	513	414	586	469	388	
2	452	567	666	684	657	597	746	502	445	446	
3	252	536	686	784	488	622	642	574	412	483	
4	296	588	721	749	573	621	501	528	380	489	
5	384	569	639	752	501	471	719	605	506	523	
6	374	461	656	639	547	513	470	637	528	540	
7	439	567	661	722	457	567	695	508	585	576	
8	418	531	627	656	557	521	632	749	607	623	
9	430	569	633	781	558	516	499	793	668	652	
10	430	514	634	739	652	620	662	517	573	741	
Median	401	552	648	744	552	544	637	580	517	532	568
Spannbreite (Minimum-Maximum)	252-452	435-588	627-721	639-784	457-657	471-622	414-746	502-793	380-668	388-741	252-793
Mittelwert	375	534	655	727	550	556	598	600	517	546	566
± Standardabweichung	73	51	30	51	66	56	117	101	92	105	116

Tab. V: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Regi Wax® GIRRIBACH (Charge 642.140) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus Regi Wax® Girkbach (Charge 642. 140) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	670	526	442	712	599	739	672	755	635	616	
2	642	571	418	643	739	758	727	695	677	586	
3	625	584	553	681	734	674	644	564	641	510	
4	581	543	533	763	720	698	570	428	764	573	
5	621	612	507	498	735	566	608	481	619	597	
6	541	518	508	653	609	540	587	430	545	459	
7	535	370	477	690	608	477	521	561	515	596	
8	504	449	388	746	479	458	561	511	509	537	
9	506	546	402	697	463	680	554	471	435	472	
10	445	552	460	756	483	640	610	465	406	560	
Median	561	545	469	694	609	657	598	496	582	567	565
Spannbreite (Minimum-Maximum)	445-670	370-612	388-553	498-763	463-739	458-758	521-727	428-755	406-704	459-616	370-763
Mittelwert	567	527	469	684	617	623	605	536	575	551	575
± Standardabweichung	72	70	56	77	113	107	62	111	112	55	101

Tab. VI: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Regi Wax® Girkbach (Charge 642.140) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus Alminax Full-Arch Kemdent [®] (Charge 202.280) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	580	258	412	441	485	289	441	425	340	404	
2	632	353	420	450	545	499	313	431	449	607	
3	439	429	482	438	305	366	450	357	531	375	
4	521	438	469	472	564	329	339	382	468	496	
5	490	279	405	463	472	513	261	246	485	598	
6	319	480	460	479	468	523	342	368	544	435	
7	441	433	742	483	444	415	373	379	522	508	
8	577	392	666	402	442	440	305	405	545	570	
9	323	263	709	280	469	409	243	397	337	377	
10	465	250	792	468	469	392	420	312	510	305	
Median	478	373	478	457	469	412	341	381	498	466	440
Spannbreite (Minimum-Maximum)	319-632	250-480	405-792	280-480	305-564	289-523	243-450	246-431	337-545	305-607	243-792
Mittelwert	479	358	556	438	466	418	349	370	473	468	437
\pm Standardabweichung	104	88	153	60	69	78	72	56	78	104	106

Tab. VII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Alminax Full-Arch Kemdent[®] (Charge 202.280) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus Alminax Full-Arch Kemdent [®] (Charge 202.280) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	330	366	380	467	607	449	402	337	570	518	
2	316	573	534	462	543	501	326	442	575	552	
3	318	461	482	609	574	422	409	597	661	539	
4	265	544	419	557	486	333	428	489	674	586	
5	349	528	422	359	544	382	311	467	344	588	
6	253	403	383	402	573	456	361	512	452	557	
7	279	517	451	503	565	394	366	471	360	519	
8	425	559	359	467	373	396	386	406	327	444	
9	278	548	307	390	448	350	393	308	446	425	
10	226	577	332	377	460	447	399	336	420	486	
Median	299	536	401	465	544	409	390	455	449	529	443
Spannbreite (Minimum-Maximum)	226-425	366-577	307-534	359-609	373-607	333-501	311-428	308-597	327-674	425-588	226-674
Mittelwert	304	508	407	459	517	413	378	437	483	521	443
\pm Standardabweichung	57	73	69	81	73	52	37	91	129	55	98

Tab. VIII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Alminax Full-Arch Kemdent[®] (Charge 202.280) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus Alminax Rite-Bite [®] mit AL-Schiene (Charge 213.147) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	506	416	430	478	206	403	274	268	351	312	
2	552	426	502	310	286	428	327	353	436	297	
3	523	427	455	369	306	356	360	385	422	426	
4	569	452	402	371	427	359	330	349	396	503	
5	598	467	372	392	355	329	399	335	342	450	
6	357	424	493	384	258	559	382	382	328	438	
7	426	411	452	435	242	438	389	344	459	382	
8	426	396	424	303	298	419	340	358	453	335	
9	467	446	497	357	317	438	366	405	302	314	
10	450	432	408	392	275	390	378	371	331	363	
Median	488	427	441	378	292	411	363	356	374	373	391
Spannbreite (Minimum-Maximum)	357-598	396-467	372-502	303-478	206-427	329-559	274-399	268-405	302-459	297-503	206-598
Mittelwert	487	430	444	379	297	412	355	355	382	382	392
\pm Standardabweichung	75	21	44	52	62	64	38	37	58	70	73

Tab. IX: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Alminax Rite-Bite[®] mit AL-Schiene (Charge 213.147) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm jeweils bei 10 aus Alminax Rite-Bite [®] mit AL-Schiene (charge 213.147) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	419	355	467	386	416	527	433	348	441	502	
2	403	368	467	413	386	373	355	431	388	435	
3	486	454	462	373	387	366	322	307	395	447	
4	471	576	466	334	460	480	391	327	377	486	
5	488	628	493	389	453	403	414	343	387	450	
6	504	432	381	279	419	397	405	408	455	503	
7	505	493	367	375	487	400	453	399	390	486	
8	472	541	493	352	465	485	487	447	435	497	
9	403	333	426	391	491	436	375	432	410	383	
10	449	307	475	355	417	475	306	409	317	407	
Median	472	443	467	374	436	420	398	404	393	468	418
Spannbreite (Minimum-Maximum)	403-505	307-628	367-493	279-413	386-491	366-527	306-487	307-447	317-455	383-503	279-628
Mittelwert	460	449	450	365	438	434	394	385	400	460	424
\pm Standardabweichung	39	109	44	38	38	55	57	49	39	42	62

Tab. X: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Alminax Rite-Bite[®] mit AL-Schiene (Charge 213.147) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus Snow White Plaster® Nr 2 Abformgips (Charge 0-3144) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	215	520	287	326	258	425	242	330	295	393	
2	204	542	287	355	265	382	236	354	296	361	
3	225	495	285	364	308	437	244	351	306	348	
4	206	442	258	372	321	407	243	308	311	355	
5	204	592	264	386	250	381	246	304	322	347	
6	234	473	298	492	270	319	254	290	328	362	
7	216	413	297	337	272	292	248	322	312	336	
8	290	442	278	300	258	294	251	295	310	335	
9	212	401	263	356	298	299	254	297	325	329	
10	202	388	265	440	298	300	239	280	328	339	
Median	214	458	282	360	271	350	245	306	312	348	305
Spannbreite (Minimum-Maximum)	202-290	388-592	258-298	300-492	250-321	292-437	236-254	280-354	295-328	329-393	202-592
Mittelwert	221	471	278	373	280	354	246	313	313	351	320
± Standardabweichung	26	66	15	56	24	59	6	25	12	19	77

Tab. XI: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Snow White Plaster® Nr 2 Abformgips (Charge 0-3144) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messfühler	Abweichungen in μm bei jeweils 10 aus Snow White Plaster® Nr 2 Abformgips (Charge 0-3144) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	362	251	281	222	348	267	254	188	294	379	
2	324	241	252	246	317	446	438	206	304	336	
3	324	213	308	281	345	412	238	206	335	343	
4	354	213	238	255	366	352	303	204	362	360	
5	416	187	256	321	368	407	313	183	347	340	
6	433	203	272	279	437	476	298	198	366	338	
7	393	217	201	287	406	425	276	241	330	377	
8	426	204	213	292	381	453	301	221	377	351	
9	339	230	288	290	405	446	282	232	376	396	
10	336	170	194	302	435	376	232	268	405	344	
Median	358	213	254	284	375	419	290	206	355	348	311
Spannbreite (Minimum-Maximum)	324-433	170-251	194-308	222-321	317-437	267-476	232-438	183-268	294-405	336-396	170-476
Mittelwert	371	213	250	278	381	406	294	215	350	356	311
± Standardabweichung	43	24	39	29	40	61	58	26	35	21	77

Tab. XII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Snow White Plaster® Nr 2 Abformgips (Charge 0-3144) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm jeweils bei 10 aus Futar D [®] (Charge 1.397) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	77	92	119	110	100	115	78	106	93	107	93
2	69	79	115	108	98	112	84	102	98	101	
3	77	94	113	109	94	103	86	99	100	89	
4	82	96	101	103	86	105	73	103	83	89	
5	83	108	92	88	88	107	87	105	83	83	
6	76	93	92	86	87	107	84	89	87	85	
7	78	94	113	108	97	110	87	104	95	88	
8	86	97	110	75	89	99	81	91	96	95	
9	73	77	104	96	94	90	88	95	89	88	
10	81	92	114	100	107	86	77	98	91	88	
Median	78	94	112	102	94	106	84	101	92	89	
Spannbreite (Minimum-Maximum)	69-86	77-108	92-119	75-110	86-107	86-115	73-88	89-106	83-100	83-107	69-119
Mittelwert	78	92	107	98	94	103	83	99	92	91	94
\pm Standardabweichung	5	9	10	12	7	9	5	6	6	8	11

Tab. XIII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Futar D[®] (Charge 1.397) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm jeweils bei 10 aus Futar D [®] (Charge 1.397) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (24 Stunden nach Herstellung)	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	97	117	112	107	125	113	122	136	90	10	95	
2	84	101	131	73	089	116	116	146	110	134		
3	98	113	126	65	004	105	96	144	98	118		
4	112	96	131	91	92	87	127	144	80	79		
5	77	97	116	77	93	83	114	163	122	92		
6	82	84	125	72	129	112	84	136	123	120		
7	114	97	120	104	130	73	109	135	112	102		
8	75	111	108	96	75	109	107	157	91	124		
9	78	94	122	122	134	101	113	139	83	131		
10	74	88	121	112	128	88	96	140	90	85		
Median	83	97	122	94	115	103	111	142	95	110	109	
Spannbreite (Minimum-Maximum)	74-114	84-117	108-131	65-122	75-134	73-116	84-127	135-163	80-123	79-134	65-163	
Mittelwert	89	100	121	92	110	99	108	144	100	108	107	
± Standardabweichung	15	11	8	19	22	15	13	9	16	20	21	

Tab. XIV: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Futar D[®] (Charge 1.397) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm jeweils bei 10 aus Memosil C.D. [®] neu (Charge 080.257) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	89	94	121	119	82	105	161	128	140	69	
2	90	78	80	138	116	121	154	130	144	69	
3	75	73	89	133	110	88	151	103	115	75	
4	112	79	81	131	107	102	176	110	117	99	
5	93	86	105	122	92	128	160	135	150	86	
6	109	99	106	125	77	127	173	129	147	96	
7	129	97	119	131	63	87	175	115	141	107	
8	123	69	104	125	78	100	180	102	120	112	
9	117	104	110	129	84	127	170	112	125	94	
10	125	106	84	88	73	118	164	111	123	96	
Median	111	90	105	127	83	112	167	114	133	95	111
Spannbreite (Minimum-Maximum)	75- 129	69- 106	80- 121	88- 138	63- 116	87- 128	151- 180	102- 135	115- 150	69- 112	63- 180
Mittelwert	106	89	100	124	88	110	166	118	132	90	112
± Standardabweichung	18	13	15	14	18	16	99	12	13	15	27

Tab. XV: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Memosil C.D.[®] „neu“ (Charge 080.257) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Memosil C.D. [®] neu (Charge 080.257) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	121	91	162	97	104	137	186	179	72	124	
2	95	173	109	171	92	135	171	172	72	126	
3	100	171	94	175	116	104	150	119	62	151	
4	133	169	160	155	154	73	159	172	78	104	
5	137	129	210	146	88	75	124	176	127	135	
6	131	109	213	159	161	147	172	99	133	154	
7	77	95	219	162	89	136	196	153	134	167	
8	105	123	113	138	158	132	164	120	123	125	
9	97	108	103	114	86	75	136	96	127	169	
10	119	139	208	104	123	106	101	143	82	121	
Median	112	126	161	151	110	119	162	148	103	131	128
Spannbreite (Minimum-Maximum)	77-137	91-173	94-219	97-175	86-161	73-147	101-196	96-179	62-134	104-169	62-219
Mittelwert	112	131	159	142	117	112	156	143	101	131	131
\pm Standardabweichung	20	31	51	28	31	29	29	33	30	22	35

Tab. XVI: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Memosil C.D.[®] „neu“ (Charge 080.257) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in µm jeweils bei 10 aus Futar® (Charge 2097) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in µm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	149	147	154	153	169	93	153	142	157	98	
2	169	149	177	139	155	114	193	103	126	98	
3	157	150	148	133	139	121	197	118	169	86	
4	165	141	143	148	134	111	138	105	140	133	
5	127	158	136	150	142	105	138	128	165	132	
6	129	155	151	141	167	104	145	86	164	120	
7	134	128	157	127	118	99	161	95	165	133	
8	134	168	203	154	113	108	150	96	172	138	
9	119	171	160	138	140	108	137	95	129	132	
10	108	157	172	158	149	105	168	89	134	121	
Median	134	153	156	145	141	107	152	100	161	127	139
Spannbreite (Minimum-Maximum)	108-169	128-171	136-203	127-158	113-169	93-121	137-197	86-142	126-172	86-138	86-203
Mittelwert	139	152	160	144	143	107	158	106	152	119	138
± Standardabweichung	20	12	19	10	18	8	22	18	18	19	25

Tab. XVII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Futar® (Charge 2097) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen ($n =$ jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Futar [®] (Charge 2097) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	153	117	119	0,115	122	110	180	107	144	201	
2	108	91	147	0,155	116	116	172	98	111	205	
3	113	89	89	0,151	106	104	122	136	92	128	
4	118	127	89	0,074	88	142	172	131	71	154	
5	153	139	144	0,086	168	146	101	104	107	181	
6	154	106	81	0,155	123	130	174	111	136	108	
7	118	112	154	0,094	174	74	135	130	95	107	
8	174	104	134	0,103	94	106	123	81	97	112	
9	186	116	95	0,147	94	104	115	118	80	103	
10	181	99	121	0,086	169	135	167	120	127	183	
Median	153	109	120	0,109	119	113	151	115	102	141	118
Spannbreite (Minimum-Maximum)	108-186	89-139	81-154	74-155	88-174	74-146	101-180	81-136	71-144	103-205	71-205
Mittelwert	146	110	119	117	125	117	146	114	106	148	125
\pm Standardabweichung	30	15	31	32	33	22	30	17	24	41	31

Tab. XVIII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Futar[®] (Charge 2097) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm jeweils bei 10 aus Memosil C.D.® „alt“ (Charge 026385) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	116	120	119	120	94	174	108	123	96	80	
2	131	133	100	138	109	158	87	130	104	117	
3	123	141	66	139	111	157	181	172	116	111	
4	116	150	82	145	122	154	127	164	81	120	
5	131	150	90	150	129	153	96	161	184	95	
6	123	122	60	131	143	136	97	134	109	96	
7	127	133	92	131	144	201	101	166	140	207	
8	134	138	133	142	150	180	79	128	79	99	
9	129	110	133	116	220	136	87	138	175	85	
10	98	131	98	136	250	157	152	135	132	67	
Median	125	132	95	137	136	157	99	137	113	98	130
Spannbreite (Minimum-Maximum)	98-134	110-150	60-133	116-150	94-250	136-201	79-181	123-172	79-184	67-207	60-250
Mittelwert	123	133	97	135	147	161	112	145	122	108	128
± Standardabweichung	11	13	26	11	50	20	33	18	36	39	33

Tab. XIX: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Memosil C.D.® „alt“ (Charge 026385) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus 10 aus Memosil C.D.® „alt“ (Charge 026385) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	185	167	176	138	313	253	171	216	54	134	140
2	192	159	147	113	208	161	155	194	86	180	
3	171	134	269	121	306	138	134	222	105	178	
4	197	183	222	80	203	228	175	122	67	181	
5	164	207	174	145	161	228	125	80	85	159	
6	136	198	211	118	113	85	60	159	70	167	
7	144	167	88	91	112	239	64	180	99	187	
8	126	115	74	50	91	307	108	71	85	177	
9	105	114	52	130	80	256	82	179	51	82	
10	85	139	149	141	77	112	164	80	99	94	
Median	154	163	162	120	137	228	130	169	85	172	
Spannbreite (Minimum-Maximum)	85-197	114-207	52-269	50-145	77-313	85-307	60-175	71-222	51-105	82-187	50-313
Mittelwert	151	158	156	113	166	201	124	150	80	154	145
± Standardabweichung	38	33	69	30	88	72	44	58	19	38	60

Tab. XX: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Memosil C.D.® „alt“ (Charge 026385) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm jeweils bei 10 aus Regisil® (Charge 960809) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	199	198	84	194	280	216	315	215	308	183	
2	203	204	106	242	229	164	306	153	311	206	
3	207	216	131	273	249	193	217	129	267	240	
4	204	163	132	248	180	212	214	205	214	229	
5	174	119	135	222	185	190	181	116	254	166	
6	131	138	136	200	185	215	190	118	309	244	
7	176	115	151	210	295	206	171	194	304	231	
8	120	216	167	205	252	139	270	167	190	243	
9	174	158	182	203	188	131	195	122	188	163	
10	175	130	212	184	188	119	195	128	180	206	
Median	175	161	135	208	209	192	204	141	260	218	194
Spannbreite (Minimum- Maximum)	120- 207	115- 216	84- 212	184- 273	180- 295	119- 216	171- 315	116- 215	180- 311	163- 244	84- 315
Mittelwert	176	166	143	218	223	178	225	155	252	211	195
± Standard- abweichung	30	40	37	28	43	37	52	38	55	31	51

Tab. XXI: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Regisil® (Charge 960809) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Regisil® (Charge 960809) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	210	248	175	182	183	215	176	214	197	141	
2	160	245	203	163	192	233	180	213	265	158	
3	232	204	153	189	242	237	174	290	257	157	
4	212	266	205	243	198	218	203	255	236	218	
5	227	267	129	217	248	296	209	285	261	259	
6	235	243	201	225	201	282	236	219	220	227	
7	219	195	153	232	219	299	257	190	245	273	
8	213	203	176	238	254	251	169	195	290	296	
9	190	200	146	240	217	287	215	164	310	219	
10	196	238	143	227	193	228	234	157	319	150	
Median	213	241	164	226	209	244	206	213	259	218	218
Spannbreite (Minimum-Maximum)	160-235	195-267	129-205	163-243	183-254	215-299	169-257	157-290	197-319	141-296	129-319
Mittelwert	210	231	168	216	215	255	205	218	260	210	219
± Standardabweichung	23	28	28	28	26	33	30	46	38	56	41

Tab. XXII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Regisil® (Charge 960809) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Regisil PB [®] (Charge 970724) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	266	141	177	150	142	209	182	122	214	141	
2	165	152	185	140	185	173	214	194	205	165	
3	255	183	221	167	197	192	216	129	165	141	
4	171	202	169	141	161	243	183	167	156	150	
5	216	148	162	174	144	249	154	133	136	139	
6	213	189	173	213	195	216	226	130	126	143	
7	140	189	169	128	201	211	239	119	148	175	
8	219	189	171	168	212	201	226	126	129	159	
9	240	158	212	214	133	211	168	139	142	169	
10	231	199	209	174	139	243	151	119	174	141	
Median	217	186	175	161	173	211	198	129	152	147	172
Spannbreite (Minimum-Maximum)	140-266	141-202	162-221	128-214	133-212	173-249	151-239	119-194	126-214	139-175	119-266
Mittelwert	212	175	185	167	171	215	196	138	160	152	177
\pm Standardabweichung	41	23	21	29	30	24	32	24	30	14	36

Tab. XXIII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Regisil PB[®] (Charge 970724) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Regisil PB [®] (Charge 970724) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	161	166	239	273	237	210	178	239	197	185	
2	159	216	223	210	233	137	175	184	209	135	
3	277	245	161	224	216	139	152	168	140	192	
4	283	321	151	214	131	129	126	168	138	137	
5	201	236	135	160	200	140	170	137	163	130	
6	154	277	123	182	176	157	201	157	136	129	
7	206	283	144	156	219	147	261	223	130	203	
8	246	244	163	141	155	158	265	211	117	166	
9	280	305	163	146	149	209	258	217	137	195	
10	218	269	139	131	151	173	212	183	139	126	
Median	212	257	156	171	188	152	189	184	139	151	174
Spannbreite (Minimum-Maximum)	154-283	166-321	123-239	131-273	131-237	129-210	126-265	137-239	117-209	126-203	117-321
Mittelwert \pm Standardabweichung	218	256	164	184	187	160	200	189	151	160	187
	51	45	38	45	39	29	49	33	30	32	32

Tab. XXIV: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Regisil PB[®] (Charge 970724) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen ($n =$ jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Registrado® (Charge 76068) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	235	121	118	138	161	225	139	232	149	225	
2	186	114	128	168	146	148	149	240	143	159	
3	208	214	147	231	253	166	136	207	136	137	
4	145	222	130	170	260	206	209	186	135	150	
5	221	218	129	159	251	236	163	132	133	223	
6	224	125	196	208	147	156	146	151	127	232	
7	193	141	211	170	265	157	132	127	249	159	
8	189	223	242	141	148	218	198	125	243	172	
9	218	119	243	248	147	159	129	139	238	241	
10	178	102	227	164	253	165	216	156	192	183	
Median	200	133	172	169	206	166	147	153	146	177	167
Spannbreite (Minimum-Maximum)	145-235	102-223	118-243	138-248	146-265	148-236	129-216	125-240	127-249	137-241	102-265
Mittelwert	200	160	177	180	203	184	162	169	175	188	180
\pm Standardabweichung	27	52	52	37	56	33	34	44	51	38	44

Tab. XXV: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Registrado® (Charge 76068) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Registrado® (Charge 76068) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	352	307	431	291	289	353	286	343	421	304	
2	349	351	356	293	303	315	310	172	421	280	
3	253	344	494	228	323	347	279	249	282	189	
4	229	230	501	262	178	197	156	165	272	338	
5	246	157	544	246	219	267	149	283	262	154	
6	195	160	421	256	208	237	183	193	417	166	
7	177	277	547	314	189	241	195	380	391	172	
8	300	163	544	257	201	263	164	293	469	159	
9	167	171	488	327	192	238	184	291	432	304	
10	214	152	539	215	189	193	144	181	286	329	
Median	237	200	497	259	204	252	183	266	404	235	265
Spannbreite (Minimum-Maximum)	167-352	152-351	356-547	215-327	178-323	193-353	144-310	165-380	262-469	154-338	144-547
Mittelwert \pm Standardabweichung	248 \pm 66	231 \pm 82	487 \pm 65	269 \pm 36	229 \pm 54	265 \pm 56	205 \pm 63	255 \pm 76	365 \pm 80	240 \pm 78	279 \pm 102

Tab. XXVI: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Registrado® (Charge 76068) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Registrado opak [®] - hart (Charge 77062) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	152	109	178	147	151	118	142	127	150	128	
2	132	168	166	175	185	113	202	146	126	113	
3	128	139	166	153	184	118	190	150	135	109	
4	119	111	188	204	139	161	182	132	131	112	
5	125	103	158	174	116	106	138	133	194	128	
6	136	151	162	180	114	130	162	131	187	97	
7	149	118	143	135	112	179	150	150	170	116	
8	167	137	161	191	125	180	198	118	165	131	
9	183	171	170	159	156	186	151	141	127	133	
10	184	117	149	194	119	166	151	162	131	115	
Median	143	127	164	174	132	145	156	137	142	116	148
Spannbreite (Minimum-Maximum)	119-184	103-171	143-188	135-204	112-185	106-186	138-202	118-162	126-194	97-133	97-204
Mittelwert \pm Standardabweichung	147 \pm 24	132 \pm 25	164 \pm 13	171 \pm 22	140 \pm 28	146 \pm 32	166 \pm 24	139 \pm 13	152 \pm 26	118 \pm 12	148 \pm 27

Tab. XXVII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Registrado opak[®] -hart (Charge 77062) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Registrado opak [®] - hart (Charge 77062) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	86	161	172	162	231	112	123	166	207	162	165
2	147	153	182	185	212	110	127	178	225	119	
3	122	129	127	179	205	207	168	115	168	122	
4	175	144	182	174	189	118	198	117	165	118	
5	153	141	193	191	200	101	120	131	174	117	
6	161	174	129	165	230	104	207	134	158	130	
7	128	158	196	195	174	168	179	136	207	126	
8	114	138	166	144	249	151	198	139	175	142	
9	83	110	154	210	253	198	207	167	204	159	
10	125	100	165	187	201	205	172	147	222	196	
Median	126	142	169	182	208	135	175	138	189	128	
Spannbreite (Minimum-Maximum)	83-175	100-174	127-196	144-210	174-253	101-207	120-207	115-178	158-225	117-196	83-253
Mittelwert	129	141	167	179	214	147	170	143	190	139	162
\pm Standardabweichung	30	23	24	19	26	44	35	21	25	26	37

Tab. XXVIII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Registrado opak[®] -hart (Charge 77062) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen ($n =$ jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Dimension Bite [®] (Charge 15002) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	137	86	125	121	118	137	112	129	122	109	
2	105	89	149	130	114	139	133	136	134	128	
3	124	98	137	126	112	120	123	122	123	133	
4	121	133	121	123	118	114	120	145	118	138	
5	93	114	143	125	111	125	120	132	120	134	
6	97	139	134	111	112	135	132	137	129	123	
7	94	087	147	121	124	127	134	140	124	128	
8	106	107	138	122	117	122	113	144	116	119	
9	99	126	145	89	125	135	112	0132	135	127	
10	106	102	102	97	121	124	120	141	117	132	
Median	105	104	138	122	117	126	120	136	122	128	123
Spannbreite (Minimum-Maximum)	93-137	86-139	102-149	89-130	111-125	114-139	112-134	122-145	116-135	109-138	86-149
Mittelwert	108	108	134	117	117	128	122	136	124	127	122
\pm Standardabweichung	15	19	15	13	5	8	8	7	7	8	14

Tab. XXIX: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Dimension Bite[®] (Charge 15002) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Dimension Bite [®] (Charge 15002) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	88	95	126	136	110	92	99	95	118	89	
2	136	91	134	120	126	101	92	91	121	105	
3	127	87	147	114	134	77	113	100	91	87	
4	93	118	94	80	101	71	87	118	119	94	
5	84	88	110	82	94	77	100	86	118	114	
6	75	82	128	132	85	115	122	114	88	135	
7	76	94	141	93	105	100	93	88	97	84	
8	128	100	143	92	109	137	104	117	108	75	
9	92	100	119	80	79	120	105	89	105	126	
10	95	88	102	77	113	114	96	73	79	131	
Median	92	92	127	92	107	100	100	93	106	99	100
Spannbreite (Minimum-Maximum)	75-136	82-118	94-147	77-136	79-134	71-137	87-122	73-118	79-121	75-135	71-147
Mittelwert	99	94	124	100	106	100	101	97	104	104	103
\pm Standardabweichung	22	10	18	23	17	22	10	15	15	21	19

Tab. XXX: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Dimension Bite[®] (Charge 15002) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Kristall® (Charge 533026) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	231	141	258	146	149	132	146	176	178	302	
2	273	169	182	156	156	132	176	194	202	146	
3	136	173	160	142	158	141	180	148	229	217	
4	148	187	143	170	169	143	144	175	238	189	
5	158	239	245	151	179	159	267	171	239	287	
6	188	157	189	204	190	164	246	167	240	186	
7	265	160	281	157	228	211	159	279	244	228	
8	137	258	304	172	242	224	167	247	265	192	
9	179	298	151	145	276	239	215	193	290	201	
10	241	303	148	278	305	256	212	171	306	145	
Median	184	180	186	156	185	162	178	176	239	197	187
Spannbreite (Minimum-Maximum)	136-273	141-303	143-304	142-278	149-305	132-256	144-267	148-279	178-306	145-302	132-306
Mittelwert \pm Standardabweichung	196 \pm 53	208 \pm 61	206 \pm 60	172 \pm 41	205 \pm 55	180 \pm 47	191 \pm 42	192 \pm 40	243 \pm 38	210 \pm 52	200 \pm 50

Tab. XXXI: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Kristall® (Charge 533026) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Kristall® (Charge 533026) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (24 Stunden nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	186	193	276	136	176	178	168	178	186	204	
2	210	198	223	137	177	249	175	196	221	215	
3	232	217	185	140	184	254	182	199	222	241	
4	325	266	186	155	218	273	188	217	241	272	
5	331	295	154	184	257	330	205	239	276	297	
6	245	337	182	197	270	332	213	324	278	410	
7	288	343	182	224	301	389	305	363	333	333	
8	215	354	150	246	315	399	318	380	347	413	
9	249	372	186	265	331	414	322	382	381	407	
10	337	393	256	266	391	428	382	385	402	404	
Median	247	316	185	191	263	331	209	282	277	315	255
Spannbreite (Minimum-Maximum)	186-337	193-393	150-276	136-266	176-391	178-428	168-382	178-385	186-402	204-413	136-428
Mittelwert \pm Standardabweichung	262	297	198	195	262	324	246	286	289	320	268
	55	74	41	53	73	84	78	88	74	85	81

Tab. XXXII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Kristall® (Charge 533026) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Memoreg C.D. [®] (Charge 080050) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	105	155	154	120	174	127	130	125	132	112	
2	118	110	114	130	194	132	147	145	167	114	
3	103	106	101	135	163	145	155	141	148	120	
4	119	139	113	136	156	151	162	140	169	124	
5	100	125	142	144	169	141	112	122	164	125	
6	118	139	108	144	181	124	129	100	161	126	
7	132	104	131	144	150	130	119	121	143	128	
8	139	129	118	144	160	132	164	109	168	139	
9	120	119	136	151	167	142	146	129	157	142	
10	090	92	148	159	167	113	161	112	160	146	
Median	118	122	125	144	167	132	146	124	161	125	135
Spannbreite (Minimum-Maximum)	90-139	92-155	101-154	120-159	150-194	113-151	112-164	100-145	132-169	112-146	90-194
Mittelwert	114	122	126	141	168	134	142	124	157	128	136
\pm Standardabweichung	15	19	18	11	13	11	19	15	12	11	21

Tab. XXXIII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Memoreg C.D.[®] (Charge 080050) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Memoreg C.D. [®] (Charge 080050) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellungsstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	58	77	124	74	67	56	91	61	124	78	
2	56	88	88	66	110	42	74	66	120	90	
3	95	65	84	106	108	53	89	74	102	127	
4	84	67	83	77	89	58	52	86	113	102	
5	100	74	86	96	89	54	61	108	89	94	
6	76	84	92	102	85	55	61	90	117	123	
7	63	89	112	77	98	81	44	59	80	121	
8	82	91	100	90	64	54	63	83	99	122	
9	68	112	82	72	104	62	61	70	82	90	
10	72	109	125	77	60	54	66	95	78	109	
Median	74	86	90	77	89	55	62	79	100	105	84
Spannbreite (Minimum-Maximum)	56-100	65-112	82-125	66-106	60-110	42-81	44-91	59-108	78-124	78-127	42-127
Mittelwert	75	86	97	84	87	57	66	79	101	106	84
\pm Standardabweichung	15	16	17	14	18	10	15	16	18	17	21

Tab. XXXIV: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Memoreg C.D.[®] (Charge 080050) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus 3M [®] Bißregistriermaterial (Charge 19970711) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	226	135	109	150	181	158	249	185	224	222	
2	206	115	124	159	194	195	259	132	201	191	
3	191	152	133	171	142	209	222	176	125	186	
4	244	140	145	196	132	197	256	192	143	210	
5	205	163	151	203	116	173	212	204	141	249	
6	224	144	153	208	163	130	204	130	171	218	
7	211	189	160	238	195	138	231	174	132	240	
8	250	192	167	246	117	146	208	139	217	196	
9	258	134	169	250	149	206	156	155	204	199	
10	161	208	173	259	164	135	160	181	212	164	
Median	218	148	152	206	156	165	217	175	186	205	183
Spannbreite (Minimum-Maximum)	161-258	115-208	109-173	150-259	116-195	130-209	156-259	130-204	125-224	164-249	109-259
Mittelwert \pm Standardabweichung	218 \pm 29	157 \pm 30	148 \pm 21	211 \pm 39	155 \pm 29	169 \pm 31	216 \pm 36	167 \pm 26	177 \pm 39	208 \pm 26	182 \pm 39

Tab. XXXV: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus 3M[®] Bißregistriermaterial (Charge 19970711) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus 3M [®] Bißregistriermaterial (Charge 19970711) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellungsstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	149	179	175	179	153	127	175	209	172	115	
2	151	187	134	184	125	195	209	193	161	143	
3	160	140	136	163	158	156	121	150	193	144	
4	145	220	131	168	132	132	196	167	181	147	
5	138	211	137	160	183	140	180	138	148	154	
6	204	223	141	184	191	136	197	124	218	166	
7	171	195	120	181	209	113	196	129	141	168	
8	202	212	126	162	197	128	203	141	161	187	
9	202	206	139	181	205	103	202	165	138	194	
10	142	177	119	203	207	144	186	204	149	200	
Median	155	201	135	180	187	134	196	157	161	160	165
Spannbreite (Minimum-Maximum)	138-204	140-223	119-175	160-203	125-209	103-195	121-209	124-209	138-218	115-200	103-223
Mittelwert	166	195	136	176	176	137	187	162	166	162	166
± Standardabweichung	27	25	16	13	31	25	25	31	25	27	30

Tab. XXXVI: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus 3M[®] Bißregistriermaterial (Charge 19970711) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Omicron Topas [®] (Charge 05017) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	140	127	108	109	209	122	137	164	137	117	
2	146	120	118	109	231	183	142	128	172	197	
3	141	118	109	110	211	113	223	112	119	158	
4	147	123	157	141	216	165	211	194	137	131	
5	144	137	179	101	219	116	170	129	129	164	
6	183	115	112	132	148	130	207	108	120	132	
7	128	189	126	140	196	123	204	127	172	157	
8	164	172	119	117	197	156	168	108	110	191	
9	157	166	162	112	148	131	185	107	182	147	
10	140	152	135	139	241	144	139	131	186	138	
Median	145	132	122	115	210	130	177	128	137	152	140
Spannbreite (Minimum-Maximum)	128-183	115-189	108-179	101-141	148-241	113-183	137-223	107-194	110-186	117-197	101-241
Mittelwert \pm Standardabweichung	149 \pm 15	142 \pm 26	132 \pm 25	121 \pm 15	201 \pm 31	138 \pm 23	178 \pm 32	131 \pm 28	146 \pm 29	153 \pm 26	149 \pm 34

Tab. XXXVII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Omicron Topas[®] (Charge 05017) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Omicron Topas® (Charge 05017) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	99	142	153	107	127	143	67	130	72	106	
2	100	102	140	119	103	129	108	137	68	94	
3	127	151	137	90	93	132	66	130	69	137	
4	114	147	117	73	143	180	107	146	82	135	
5	79	134	141	100	154	176	76	88	63	87	
6	117	119	107	138	132	179	116	101	71	136	
7	138	108	145	139	149	127	104	162	103	100	
8	145	149	89	106	147	106	71	83	126	135	
9	141	159	118	138	127	97	106	138	94	146	
10	147	172	157	101	148	147	70	148	113	126	
Median	122	145	139	106	138	137	90	133	77	130	126
Spannbreite (Minimum-Maximum)	79-147	102-172	89-157	73-139	93-154	97-180	66-116	83-162	63-126	87-146	63-180
Mittelwert	121	138	130	111	132	141	89	126	86	120	120
\pm Standardabweichung	23	22	22	22	21	29	21	27	22	21	29

Tab. XXXVIII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Omicron Topas® (Charge 05017) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Ramitec Penta [®] (Charge P003K008) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	121	65	133	95	124	137	140	128	88	140	
2	138	66	98	90	73	118	159	99	129	106	
3	117	67	90	85	133	117	119	91	119	82	
4	109	73	116	75	128	122	82	103	78	90	
5	128	75	99	123	88	134	101	118	130	84	
6	145	78	103	80	90	124	131	131	109	106	
7	141	81	92	125	93	87	80	94	79	146	
8	112	86	66	108	109	89	116	99	93	102	
9	106	95	74	84	71	77	123	122	96	119	
10	125	123	63	64	94	124	136	104	89	106	
Median	123	77	95	88	93	120	121	103	95	106	103
Spannbreite (Minimum-Maximum)	106-145	65-123	63-133	64-125	71-133	77-137	80-159	91-131	78-130	82-146	63-159
Mittelwert	124	81	93	93	100	113	119	109	101	108	104
\pm Standardabweichung	14	18	22	21	22	21	25	14	20	22	23

Tab. XXXIX: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Ramitec Penta[®] (Charge P003K008) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Ramitec Penta [®] (Charge P003K008) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	203	141	149	130	148	123	163	191	126	174	
2	153	145	105	130	160	132	123	143	137	168	
3	128	150	119	177	115	135	105	164	139	147	
4	140	107	130	165	112	133	109	115	130	135	
5	131	101	151	152	115	128	114	136	202	119	
6	140	101	168	134	117	185	109	146	166	110	
7	169	171	141	104	122	152	131	163	132	160	
8	150	100	107	143	118	93	155	115	186	095	
9	131	134	141	180	133	104	168	172	153	171	
10	146	111	171	141	110	115	138	137	128	148	
Median	143	122	141	142	118	130	127	144	138	148	137
Spannbreite (Minimum-Maximum)	128-203	100-171	105-171	104-180	110-160	93-185	105-168	115-191	126-202	95-174	93-203
Mittelwert	149	126	138	146	125	130	132	148	150	143	139
\pm Standardabweichung	23	25	23	23	17	26	23	24	27	27	25

Tab. XL: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Ramitec Penta[®] (Charge P003K008) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Silagum [®] (Charge 70334) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	137	218	145	221	190	217	162	156	164	144	
2	172	186	204	214	206	152	130	132	140	152	
3	200	214	151	181	203	174	147	139	196	119	
4	153	141	189	167	201	213	134	134	163	140	
5	144	153	174	177	154	198	112	169	194	150	
6	193	205	161	226	208	156	133	130	121	138	
7	149	169	212	155	186	170	185	137	128	124	
8	140	176	156	186	141	148	121	196	182	136	
9	120	197	216	193	152	167	146	185	139	115	
10	202	192	208	203	160	137	125	137	190	177	
Median	151	189	181	189	188	168	133	138	164	139	162
Spannbreite (Minimum-Maximum)	120-202	141-218	145-216	155-226	141-208	137-217	112-185	130-196	121-196	115-177	112-226
Mittelwert	161	185	181	192	180	173	139	151	162	139	167
\pm Standardabweichung	29	25	27	23	26	28	22	24	28	18	30

Tab. XL1: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Silagum[®] (Charge 70334) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Silagum [®] (Charge 703334) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	121	167	141	185	139	176	144	191	190	198	
2	125	146	157	158	121	127	149	188	201	157	
3	138	190	163	132	132	101	132	216	182	196	
4	193	187	125	166	148	118	137	169	158	183	
5	140	179	172	169	127	155	162	149	151	167	
6	177	153	173	140	141	147	182	196	192	148	
7	186	128	196	156	192	141	171	212	132	129	
8	124	141	207	191	174	138	146	167	128	142	
9	129	158	200	195	198	158	119	148	185	207	
10	158	117	143	202	155	126	192	143	131	185	
Median	139	156	167	168	145	140	147	179	170	175	157
Spannbreite (Minimum-Maximum)	121-193	117-190	125-207	132-202	121-198	101-176	119-192	143-216	128-201	129-207	101-216
Mittelwert \pm Standardabweichung	149 \pm 27	157 \pm 25	168 \pm 27	169 \pm 23	153 \pm 27	139 \pm 22	153 \pm 23	178 \pm 27	165 \pm 28	171 \pm 27	160 \pm 27

Tab. XLII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Silagum[®] (Charge 70334) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Stat BR KERR® (Charge 6-3193) angefertigten Registraten (1 Stunde nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm (1 Stunde nach Herstellung)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	150	244	299	184	197	231	293	294	358	194	
2	268	292	193	286	206	197	259	374	269	135	
3	224	182	200	211	244	286	289	382	283	220	
4	233	263	314	159	215	335	256	359	321	165	
5	205	286	251	160	272	212	279	360	317	205	
6	216	208	307	214	245	269	209	305	314	214	
7	200	183	218	260	311	289	221	385	398	229	
8	220	189	197	177	333	278	157	337	348	187	
9	149	251	215	176	245	302	183	275	258	179	
10	157	194	253	238	270	260	231	300	331	252	
Median	210	226	234	198	245	273	244	348	319	200	187
Spannbreite											
(Minimum- Maximum)	149- 268	182- 292	193- 314	159- 286	197- 333	197- 335	157- 293	275- 385	258- 398	135- 252	135- 398
Mittelwert	202	229	245	206	254	266	238	337	320	198	203
± Standard- abweichung	39	43	47	43	44	42	46	41	42	34	61

Tab. XLIII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Stat BR KERR® (Charge 6-3193) 1 Stunde nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Stat BR KERR [®] (Charge 6-3193) angefertigten Registraten (24 Stunden nach Herstellung)										Abweichung gesamt in μm nach Herstellung
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	239	205	323	141	248	131	202	179	147	304	
2	279	269	269	196	239	171	143	200	146	306	
3	229	158	271	174	154	236	140	299	110	296	
4	193	141	304	190	144	193	163	249	154	216	
5	246	148	223	151	161	240	229	253	220	203	
6	313	150	170	120	142	210	140	185	189	222	
7	335	234	185	149	207	184	131	238	115	318	
8	342	135	160	181	163	145	154	142	145	299	
9	311	150	256	118	145	257	132	164	173	309	
10	328	165	214	138	153	242	164	180	184	264	
Median	295	154	239	150	157	201	148	192	151	297	187
Spannbreite (Minimum-Maximum)	193-342	135-269	160-323	118-196	142-248	131-257	131-229	142-299	110-220	203-318	110-342
Mittelwert	281	176	237	156	175	201	160	209	158	274	203
\pm Standardabweichung	52	45	56	28	40	43	32	49	34	44	61

Tab. XLIV: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Stat BR KERR[®] (Charge 6-3193) 24 Stunden nach Herstellung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Kristall [®] (Charge 533026) angefertigten Registraten bei Kiefermodellen der Korrekturabformung										Abweichung gesamt in μm
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	794	276	300	266	742	454	556	502	804	208	
2	699	183	286	279	772	341	543	494	768	173	
3	822	269	450	337	720	297	420	506	781	190	
4	812	284	314	446	780	439	388	496	803	368	
5	759	185	306	445	778	407	443	441	818	372	
6	821	194	496	448	720	298	417	435	698	172	
7	665	245	507	327	570	362	307	487	514	259	
8	595	369	516	217	785	482	319	223	598	240	
9	731	387	518	266	809	559	292	289	616	238	
10	805	370	429	292	758	544	301	317	751	325	
Median	776	273	439	309	765	423	402	464	759	239	442
Spannbreite (Minimum-Maximum)	595-822	183-387	286-518	217-448	570-809	297-559	292-556	223-506	514-818	172-372	172-822
Mittelwert \pm Standardabweichung	750 \pm 77	276 \pm 78	412 \pm 99	332 \pm 85	743 \pm 67	418 \pm 94	398 \pm 97	419 \pm 104	715 \pm 105	254 \pm 76	472 \pm 201

Tab. XLV: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Kristall[®] (Charge 533026) bei Kiefermodellen der Korrekturabformung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Meßuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Kristall® (Charge 533026) angefertigten Registraten bei Kiefermodellen der Doppelmischabformung										Abweichung gesamt in μm)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	681	703	666	724	392	425	568	787	268	419	
2	627	777	543	845	501	365	470	877	323	346	
3	907	587	586	914	362	594	643	808	473	360	
4	527	562	467	977	728	520	768	1004	397	327	
5	692	624	521	1041	532	362	491	1040	473	261	
6	600	721	392	992	434	463	730	950	277	361	
7	670	910	367	1111	377	579	722	1028	438	420	
8	826	716	326	882	386	376	500	816	389	509	
9	711	733	308	973	462	530	695	1115	498	601	
10	746	767	464	1044	488	619	618	881	360	400	
Median	686	719	465	975	448	492	630	915	393	380	583
Spannbreite (Minimum-Maximum)	527-907	562-910	308-666	724-1111	362-728	362-619	470-768	787-1115	268-498	261-601	261-1115
Mittelwert \pm Standardabweichung	699	710	464	950	466	483	621	931	389	400	611
	109	101	117	113	108	99	109	113	82	96	222

Tab. XLVI: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Kristall® (Charge 533026) bei Kiefermodellen der Doppelmischabformung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Memosil C.D.® „neu“ (Charge: 080257) angefertigten Registraten bei Kiefermodellen der Korrekturabformung										Abweichung gesamt in μm
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	343	177	171	393	681	431	562	381	417	301	
2	254	224	162	354	645	394	552	335	510	328	
3	159	196	244	380	646	309	622	294	503	423	
4	197	341	170	490	665	401	555	407	551	495	
5	244	225	288	455	568	356	406	450	512	462	
6	277	105	156	437	665	264	422	298	500	376	
7	262	171	305	324	609	437	524	315	609	306	
8	375	177	225	372	557	297	522	290	618	439	
9	328	172	285	444	456	324	496	262	484	443	
10	318	236	187	455	576	321	526	257	611	377	
Median	270	186	206	415	627	340	525	307	511	400	377
Spannbreite (Minimum-Maximum)	159-375	105-341	156-305	324-490	456-681	264-437	406-622	257-450	417-618	301-495	105-681
Mittelwert	275	202	219	410	607	353	519	329	532	395	384
\pm Standardabweichung	67	62	58	53	69	60	65	64	65	68	143

Tab. XLVII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Memosil C.D.® „neu“ (Charge 080257) bei Kiefermodellen der Korrekturabformung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Memosil C.D. [®] „neu“ (Charge: 080257) angefertigten Registraten bei Kiefermodellen der Doppelmischabformung										Abweichung gesamt in μm
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	263	207	174	491	458	226	411	248	266	299	
2	388	271	119	422	437	326	345	328	271	319	
3	302	330	142	381	372	327	503	200	224	304	
4	345	343	290	447	302	275	498	186	169	352	
5	297	392	164	495	374	265	532	281	183	345	
6	260	362	172	301	500	205	461	348	161	197	
7	206	357	197	448	458	271	501	158	207	272	
8	340	397	194	473	395	247	535	343	314	255	
9	253	249	157	459	373	392	446	330	199	234	
10	368	209	202	525	344	184	387	217	200	191	
Median	299	336	173	453	384	268	479	265	203	285	303
Spannbreite (Minimum-Maximum)	206-388	207-397	119-290	301-525	302-500	226-392	411-535	248-348	161-314	191-352	119-535
Mittelwert	302	312	181	444	401	272	462	264	219	277	313
\pm Standardabweichung	58	72	46	64	61	63	64	72	49	57	107

Tab. XLVIII: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Memosil C.D.[®] „neu“ (Charge 080257) bei Kiefermodellen der Doppelmischabformung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Futar D [®] (Charge: 1397) angefertigten Registraten bei Kiefermodellen der Korrekturabformung										Abweichung gesamt in μm
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	241	320	303	198	158	148	240	119	207	210	
2	228	265	251	142	184	205	180	160	198	219	
3	229	332	291	214	239	187	247	110	184	264	
4	208	211	276	120	222	122	290	118	194	156	
5	225	269	309	234	174	155	244	184	200	188	
6	212	264	236	241	151	179	277	110	235	251	
7	219	254	169	138	129	212	297	154	178	172	
8	248	185	268	184	163	217	329	224	168	270	
9	283	247	229	127	119	208	302	172	269	149	
10	254	214	235	198	145	169	279	140	177	151	
Median	228	259	260	191	161	183	278	147	196	199	210
Spannbreite (Minimum-Maximum)	208-283	185-332	169-309	120-241	119-239	122-217	180-329	110-224	168-269	149-270	110-332
Mittelwert \pm Standardabweichung	235 \pm 23	256 \pm 46	257 \pm 42	180 \pm 45	168 \pm 38	180 \pm 32	268 \pm 42	149 \pm 37	201 \pm 30	203 \pm 47	210 \pm 54

Tab. II.: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Futar D[®] (Charge 1397) bei Kiefermodellen der Korrekturabformung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Futar D (Charge: 1397) angefertigten Registraten bei Kiefermodellen der Doppelmischabformung										Abweichung gesamt in μm
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	179	434	318	470	511	326	360	554	305	300	
2	258	466	157	578	537	345	462	514	206	320	
3	207	581	180	625	562	384	497	358	326	328	
4	271	609	168	680	724	394	442	403	363	197	
5	223	656	298	642	684	407	528	626	395	157	
6	241	604	248	646	738	433	593	496	288	163	
7	203	618	237	507	707	433	527	477	241	165	
8	169	582	249	679	484	433	397	439	328	207	
9	305	575	233	563	662	550	418	611	216	289	
10	214	560	195	539	664	581	462	433	193	294	
Median	219	581	235	601	663	420	462	486	297	248	425
Spannbreite (Minimum-Maximum)	169-305	434-656	157-318	470-680	484-738	326-581	360-593	358-626	193-395	157-328	157-738
Mittelwert \pm Standardabweichung	227 \pm 42	568 \pm 68	228 \pm 54	593 \pm 73	627 \pm 94	429 \pm 81	468 \pm 69	491 \pm 87	286 \pm 70	242 \pm 70	416 \pm 166

Tab. L: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 Registraten aus Futar D[®] (Charge 1397) bei Kiefermodellen der Doppelmischabformung

Messungen (n = jeweils 10) anhand 6 elektronischer (digitaler) Messuhren	Abweichungen in μm bei den jeweils aus Futar D [®] (Charge 1397) angefertigten und beschnittenen Registraten										Abweichung gesamt in μm
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	332	251	142	272	197	267	397	260	219	274	
2	335	263	246	320	301	308	522	282	205	326	
3	286	233	286	330	252	385	455	257	274	430	
4	341	338	236	427	292	333	567	316	387	467	
5	308	278	313	419	238	307	444	239	308	439	
6	367	363	198	429	333	251	519	233	349	439	
7	348	362	191	411	313	398	476	356	293	463	
8	229	337	234	435	380	345	482	278	318	434	
9	396	354	285	464	361	372	470	361	374	423	
10	332	417	248	422	234	218	436	401	366	427	
Median	333	338	241	420	296	320	473	280	313	432	333
Spannbreite (Minimum-Maximum)	229-396	233-417	142-313	272-464	197-380	218-398	397-567	233-401	219-387	274-467	142-567
Mittelwert \pm Standardabweichung	327	320	238	393	290	318	477	298	309	412	338
	46	60	51	62	59	60	49	58	63	62	86

Tab. Li: Gesamtfehler für das rechte und linke Kiefergelenk bei 10 beschnittenen Registraten aus Futar D[®] (Charge 1397) bei Kiefermodellen der Korrekturabformung

10 Danksagung

Mein besonders herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. Wöstmann für die freundliche Überlassung des Themas sowie für die zu jeder Zeit hilfsbereite Betreuung und Unterstützung meiner Arbeit ohne die mir die Fertigstellung der Dissertation sicherlich nicht möglich gewesen wäre. Mit seiner freundlichen und aufbauenden Art fand er mir immer wieder Mittel und Wege, um auftretende Probleme und neue Fragestellungen lösen zu können.

Für die Hilfe bei der Bearbeitung der umfangreichen statistisch relevanten Datensätze danke ich weiterhin Herrn Dr. Hollenhorst sowie anschließend Herrn Dipl.- Psych. Christoph Droß.

11 Lebenslauf

Name	Stephan Jansen
Geboren am	27.07.1970
in	Bautzen
Eltern	Karlheinz Jansen, wiss. Mitarbeiter im Zentrum für Kernforschung in Rossendorf bei Dresden Heiderun Friedel, Lehrerin
Schulbildung	1977 – 1987 Otto- Grotewohl- Gesamtschule in Bautzen 1987 – 1989 Friedrich- Schiller- Gymnasium in Bautzen 30.06.1989 Erlangung der allgemeinen Hochschulreife
Wehrdienst	05.09.1989 – 31.08.1991
Studium	1992 – 1995 Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Justus- Liebig- Universität in Gießen 1996 – 2000 Studium der Zahnheilkunde an der Justus- Liebig- Universität in Gießen
Zahnärztliche Vorprüfung	25.02.1998 in Gießen
Examen	18.12.2000 in Gießen
Approbation	22.12.2000, erteilt vom Hessischen Landesprüfungsamt für Heilberufe Frankfurt
Tätigkeit	01.02.2001 – 31.01.2003 Ausbildungsassistent bei Frau Dr. Bracker in Niddatal/ Ilbenstadt und Herrn Dr. Bittner in Laubach seit 03.01.2004 niedergelassen in eigener zahnärztlicher Praxis in Gelnhausen, Berliner Strasse 35

édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
ST AU FENB ER GRING 15
D - 3 5 3 9 6 G I E S S E N

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN 3-8359-5226-9



9 7 8 3 3 3 5 1 9 5 2 2 6 3