

Dimensionsgenauigkeit von Abformmaterialien bei der offenen und geschlossenen Implantatabformung zweier unterschiedlicher Implantatsysteme

Inaugural - Dissertation

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

vorgelegt von Katharina Weskott
aus Hagen

Gießen 2011

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

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

der Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH

Standort Gießen

Direktor: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. U. Lotzmann

Tag der Disputation: 05.12.2011

In Liebe meinen Eltern und Stefan

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	I
1 EINLEITUNG	5
2 LITERATURÜBERSICHT	6
2.1 Implantatsysteme in der modernen Zahnheilkunde.....	6
2.2 Implantatabformung	10
2.2.1 Allgemeines zur Abformung.....	10
2.2.2 Problematik bei der Implantatabformung	10
2.2.3 Abformtechniken in der Implantologie.....	12
2.3 Abformmaterialien.....	17
2.3.1 A-Silikon.....	18
2.3.2 Polyether	19
2.4 Abformlöffel	22
2.4.1 Konfektionierte Abformlöffel.....	22
2.4.2 Individuelle Abformlöffel.....	23
3 ZIEL DER ARBEIT	25
4 MATERIAL UND METHODE	26
4.1 Implantat-Urmodell	26
4.1.1 Beschreibung.....	26
4.1.2 Herstellung.....	27
4.2 Verwendete Materialien.....	29
4.3 Versuchsdurchführung.....	32

4.3.1	Rahmenbedingungen.....	32
4.3.2	Durchführung der Abformung	32
4.3.3	Modellherstellung	33
4.4	Modellvermessung.....	35
4.4.1	Messmaschine	35
4.4.2	Grundlagen der Messtechnik der <i>3D-Koordinatenmessmaschine RAPID</i>	36
4.4.3	Individuell angefertigte Aufbauten zur Vermessung des Urmodells und der Gipsmodelle	39
4.4.4	Programmierung der Messmaschine.....	40
4.4.5	Vermessung des Urmodells zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit.....	43
4.4.6	Vermessung der Gipsmodelle	44
4.5	Auswertung der Messdaten.....	45
4.5.1	Statistische Testverfahren	45
4.5.2	Signifikanzniveau	46
4.5.3	Graphische Darstellung.....	46
5	ERGEBNISSE	48
5.1	Reproduzierbarkeit der Messung.....	48
5.1.1	Messgenauigkeit bezogen auf die Neigung	48
5.1.2	Messgenauigkeit bezogen auf die Rotation	49
5.1.3	Messgenauigkeit bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte	50
5.2	Neigungsänderung der Implantatachse bei der Übertragung auf das Gipsmodell	53
5.2.1	Vergleich der verschiedenen Abformmaterialien bezogen auf die Neigungsänderung	53
5.2.2	Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Neigungsänderung	54

5.2.3	Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Neigungsänderung	55
5.3	Rotation bei der Übertragung auf das Gipsmodell	56
5.3.1	Vergleich der verschiedenen Abformmaterialien bezogen auf die Rotation	56
5.3.2	Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Rotation.....	57
5.3.3	Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Rotation.....	58
5.4	Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der Übertragung auf das Gipsmodell entlang der x-Achse	59
5.4.1	Vergleich der verschiedenen Abformmaterialien bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse	59
5.4.2	Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse	60
5.4.3	Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse	61
5.5	Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der Übertragung auf das Gipsmodell entlang der y-Achse	62
5.5.1	Vergleich der verschiedenen Abformmaterialien bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse	62
5.5.2	Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse	63
5.5.3	Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse	64
5.6	Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der Übertragung auf das Gipsmodell entlang der z-Achse	65
5.6.1	Vergleich der verschiedenen Abformmaterialien bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse	65
5.6.2	Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse.....	66

5.6.3 Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse.....	67
5.7 Allgemeines Lineares Modell – univariat.....	68
6 DISKUSSION.....	69
6.1 Kritische Betrachtung der eigenen Methode	69
6.1.1 Versuchsaufbau und Durchführung.....	69
6.1.2 Vermessungsmethode	71
6.1.3 Statistische Auswertung.....	74
6.2 Vergleich der eigenen Ergebnisse mit anderen Studien	75
6.2.1 Neigungsänderung	75
6.2.2 Rotationsänderung	77
6.2.3 Räumliche Verschiebung entlang der x-, y- und z-Achse	79
6.3 Konklusion.....	83
7 ZUSAMMENFASSUNG	85
8 LITERATURVERZEICHNIS	88
9 ANHANG	96
10 ERKLÄRUNG.....	100
11 DANKSAGUNG.....	101
12 LEBENSLAUF	102

1 Einleitung

Die moderne orale Implantologie bereichert heute das Therapiespektrum der chirurgisch-prothetischen Zahnmedizin. Hierbei werden alloplastische Materialien im Bereich des Kiefers zur Befestigung von Zahnersatz verankert.

Besonders große Fortschritte in der Weiterentwicklung von enossalen Implantaten haben sich erst in den letzten Jahren vollzogen, so dass für viele Patienten ein Implantat eine alternative Behandlungsmethode zu der klassischen prothetischen Versorgung darstellt.⁸⁷ Als enossale Implantate werden Implantate bezeichnet, die im Kieferknochen fest verankert sind.⁸⁸ Der Indikationsbereich der Implantate reicht mittlerweile vom zahnlosen Kiefer über Freiendsituationen oder große Schalllücken bis zum Einzelzahnersatz.

Im Gegensatz zu den herkömmlichen prothetischen Behandlungsmitteln werden bei enossalen Implantaten nicht die Zahnkronen, also der sichtbare Bereich der Zähne, sondern die Wurzeln ersetzt.⁵⁹ Die Suprakonstruktionen für die Implantate entsprechen weitgehend der konventionellen Technikart des Zahnersatzes. Nur bei einer primär stabilen Implantatverankerung im Knochen und einer belastungsadäquaten Suprakonstruktion kann die gewünschte Osseointegration^a erzielt werden, die die Voraussetzung für den Langzeiterfolg darstellt.^{68, 88} Da osseointegrierte Implantate im Gegensatz zu natürlichen Zähnen, denen durch ihr Desmodont eine Beweglichkeit von bis zu 100 µm ermöglicht wird,⁸⁷ nicht die geringste Eigenbeweglichkeit aufweisen, ist bei der Darstellung mehrerer Implantate eine exakte dreidimensionale Übertragung der Implantatpositionen auf das Arbeitsmodell anzustreben.^{30, 85} Um jedoch eine passgenaue, d.h. spannungsfreie Suprakonstruktion zu erhalten, ist eine möglichst dimensions-treue Abformung erforderlich.⁵ Leider existiert immer noch kein Abformmaterial in Zusammenhang mit einer bestimmten Abformmethode, das die intraorale Situation des Patienten exakt reproduziert.^{44, 48, 52, 97} Auch in der Literatur gibt es einige Studien zur Dimensionsgenauigkeit von Implantatabformungen, die jedoch nur einzelne Einflussgrößen untersucht haben.^{1-3, 5, 8, 20, 40, 41, 63, 67, 83-85} Daher ist das Anliegen dieser Studie, die Bestimmungsvariablen der Abformung im dreidimensionalen Raum zu erfassen und zu vergleichen.

^a Als Osseointegration wird der unter dem Lichtmikroskop sichtbare Bereich bezeichnet, der einen direkten Verbund zwischen Knochengewebe und der Oberfläche eines belasteten Implantates zeigt.

2 Literaturübersicht

2.1 Implantatsysteme in der modernen Zahnheilkunde

Gegenwärtig haben sich die enossalen Implantatsysteme durchgesetzt.⁷⁹ Als gängiger Implantatwerkstoff kommt das Reintitan, ein außerordentlich unedles, also reaktionsfreudiges Element, zur Anwendung. Das Titan vermag mit Sauerstoff spontan auf der Oberfläche eine dichte Oxidschicht zu bilden, die für eine gute Biokompatibilität des Reintitans verantwortlich ist.⁶⁰ Die Oxidschicht ist eine sog. Passivschicht, die einen Ladungsaustausch mit dem periimplantären Gewebe und somit auch die Korrosion verhindert. Weitere Anforderungen, die das Titan erfüllt, sind zum einen ausreichende Festigkeitseigenschaften mit einer möglichst hohen Dehngrenze und zum anderen eine ausreichende plastische Verformbarkeit, um Ermüdungsfrakturen des Implantates zu vermeiden.⁸⁷ Nicht nur der Implantatwerkstoff, sondern auch die Beschaffenheit der Oberfläche spielen für den Langzeiterfolg eine große Rolle. So werden Implantate zur Vergrößerung der Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen mit Makro- oder Mikroretentionselementen versehen. Bei den Makroretentionen sind Schraubengewinde weit verbreitet. Mikroretentionen entstehen mit Hilfe zweier unterschiedlicher Techniken. Die *additive Technik* wird bei der Titanplasmabeschichtung und bei der Hydroxylapatitbeschichtung angewendet. Bei der *subtraktiven Technik* werden Sandstrahlung, Ätzung oder spezielle Laserbehandlungen vorgenommen.³⁵

Hinsichtlich ihrer Formgebung werden die Implantate im Wesentlichen in drei Gruppen eingeteilt:

- Schraubenimplantate (rotationssymmetrisch): bieten die Möglichkeit der exakten Aufbereitung der Knochenkavität und einer guten Entfernbarkeit bei Auftreten von Komplikationen
- Zylinderimplantate (rotationssymmetrisch): sind zylindrisch geformt und besitzen keine Schraubenwindungen; die Haftung erfolgt über die Implantatoberfläche und Perforationen
- Blattimplantate (Extensionsimplantate): wurden früher häufiger verwendet und haben ihre Indikation heute bei schmalen, atrophierten Alveolarfortsätzen

Im folgenden werden die beiden Implantatsysteme der Firmen *Straumann* und *BEGO* näher erläutert, da diese in der vorliegenden Studie zur Anwendung kamen:

Das *Straumann Dental Implantatsystem* bietet vier Implantatlinien mit verschiedenen Körper- und Halsformen, die vom klassischen Implantat auf Weichgewebeniveau bis zum Bone Level Implantat reichen. Alle Implantate werden aus Reintitan hergestellt und können mit nur einer Chirurgie-Kassette gesetzt werden. Als Bone Control Design wird die optimierte Form der *Straumann-Implantate* bezeichnet, die auf den fünf biologischen Schlüsselprinzipien in der dentalen Implantologie basiert: Osteokonduktivität^b der Implantatoberfläche, Minimierung des Mikrospalts, biomechanisches Implantatdesign, biologische Distanz und Lage des Übergangs der rauen zur glatten Oberfläche.

Die Abbildung 2.1 beschreibt den allgemeinen Aufbau eines *Straumann-Implantates*.⁷⁶

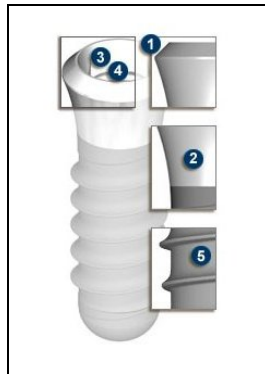


Abb. 2.1: Aufbau eines *Straumann-Implantates*

- 1) 45° Schulter: optimale Lastverteilung und minimaler Mikrospalt zwischen Implantat und Prothese
- 2) Glatte Halspartie: ermöglicht eine flexible Gewebebehandlung unter Berücksichtigung der biologischen Breite
- 3) Schraubkonusverbindung: für eine gleichmäßige Lastverteilung und zuverlässige und stabile Verbindungen zwischen Implantat und Sekundärteil mit Verhinderung der Rotation
- 4) Innenachtkant: bietet größtmögliche Flexibilität und gewährleistet ein exaktes Einsetzen der Aufbauteile
- 5) Oberflächen (SLA®, SLActive); SLA®-Oberfläche: makro- und mikrostrukturierte osseokonduktive Oberfläche für eine schnelle Osseointegration; SLActive-Oberfläche: molekulare Optimierung der SLA®-Oberfläche mit superhydrophilen und chemisch aktiven Eigenschaften für eine noch schnellere Osseointegration und mehr Behandlungssicherheit

^b Osteokonduktion bedeutet, dass das transplantierte Material als Leitschiene für den neu entstehenden Knochen wirkt.

Nachfolgend wird die Implantatlinie des *Straumann Standard Plus Implantates* näher erläutert, da es bislang in der Praxis am meisten zur Anwendung kam und deswegen auch in dieser Studie verwendet wurde:

- *Straumann Standard Plus Implantat* (für vielseitige Insertionslösungen): besitzt eine kürzere Halspartie von 1,8 mm, die eine trans- oder subgingivale Einheilung ermöglicht. Es kommt vor allem im Frontzahnbereich des Oberkiefers aufgrund einer hohen ästhetischen Anforderung zur Anwendung. Die Gewindesteigung an den Standard-Plus-Implantaten beträgt 1 mm für Implantate mit 3,3 mm Durchmesser und 1,25 mm für alle anderen Durchmesser.⁴³

Die Firma *BEGO* hat zwei verschiedene Implantatsysteme, das *BEGO Semados S-Implant* und das *BEGO Semados RI-Implantat*, entwickelt. Die Grundlagen der *BEGO*-Implantatsysteme sind die seit Jahren bewährten Biomaterialien und Implantatformen. Beide Systeme weisen durch ein Innengewinde eine bedingt abnehmbare Prothetik auf. Außerdem sind die Aufbauelemente durch einen Innensechskant verdrehgeschützt. Der Innenkonus ermöglicht einen spaltfreien Sitz der Aufbauelemente. Die mikrostrukturierte unbeschichtete Oberfläche der Implantate wirkt osteokonduktiv.

Die Abbildung 2.2 beschreibt den allgemeinen Aufbau eines *BEGO-Implantates*.¹³

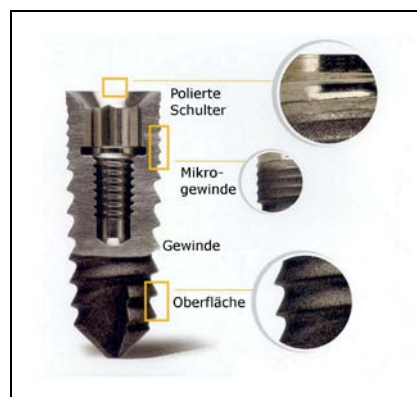


Abb. 2.2: Aufbau eines *BEGO-Implantates*

- 1) Polierte Schulter: Minimierung der marginalen Knochenresorption und reizlose Anlagerung der Schleimhaut
- 2) Mikrogewinde: im Halsbereich des Implantates zur besseren Lastenteilung im crestalen Knochen (nur bei den *BEGO Semados RI-Implantaten* vorhanden)
- 3) Gewinde: laterale Knochenverdichtung zur Erhöhung der Primärstabilität
- 4) Oberfläche: besteht aus Reintitan und weist eine homogene Mikrostrukturierung auf

Im folgenden Abschnitt wird das *BEGO Semados RI-Implantat* beschrieben, da es in den letzten Jahren das *BEGO Semados S-Implantat* von der Verwendungshäufigkeit abgelöst hat und auch in der vorliegenden Studie benutzt wurde:

- *BEGO Semados RI-Implantat* (seit 2007): ist ein wurzelförmiges Implantat, das über ein kondensierendes Gewinde verfügt und somit in weicheren Knochenstrukturen zur Knochenverdichtung beiträgt. Die Mikrostrukturierung im Halsbereich des Implantates führt zu einer besseren Lasteinleitung im crestalen Knochen.

Alle Implantate der Firmen *Straumann* und *BEGO* sind in verschiedenen Implantatlängen und verschiedenen Implantatdurchmessern erhältlich, um das entsprechende Implantat optimal an die Patientensituation anpassen zu können.^{13, 76}

2.2 Implantatabformung

2.2.1 Allgemeines zur Abformung

Die Abformung ist ein im höchsten Maß erfolgsrelevantes Glied im Herstellungsprozess prothetischer Versorgungen. Ihre Aufgabe besteht in einer möglichst detail- und dimensions-treuen Negativform der dento-alveolären Hart- und Weichgewebsstrukturen.^{10, 64, 96, 97} Leider ist jedoch eine völlig exakte Abformung aufgrund von materialimmanenten und verfahrenstechnischen Einflussfaktoren nicht möglich.¹⁰

Um Dimensionsungenauigkeiten bei der Abformung und der Modellherstellung zu vermeiden, ist es nach der Meinung von REHMANN und WÖSTMANN⁶⁹ erforderlich, den „Prozess der Abformung“ durch strukturierte Arbeitsabläufe zu standardisieren. Hierzu zählen unter anderem die richtige Vorbereitung des Patienten, die korrekte Auswahl des Abformmaterials und des Abformlöffels sowie die vorschriftsmäßige Verarbeitung der Materialien und die sachgerechte Modellherstellung. Um ein korrektes Mischungsverhältnis des Abformmaterials zu erzielen, ist es sinnvoll, mit maschinengemischten Abformmassen zu arbeiten.⁹⁹

2.2.2 Problematik bei der Implantatabformung

Bei der Abformung von Implantaten geht es im Gegensatz zur Abformung von präparierten Zähnen nicht um die Detailwiedergabe, sondern vielmehr um die Dimensionstreue. Da zur Abformung der Implantatposition überwiegend vorgefertigte Präzisionsteile benutzt werden, ist eine exakte Darstellung der Implantatoberfläche und Begrenzung in der Regel nicht erforderlich.⁴⁹ Dagegen ist eine möglichst dimensionsgenaue Implantatabformung aufgrund der geringeren Eigenbeweglichkeit eines Implantates im Vergleich zum natürlichen Zahn für den Langzeiterfolg implantatgetragenen Zahnersatzes unumgänglich.⁹

Sowohl bei einem Implantat als auch bei einem natürlichen Zahn wird die vertikal gerichtete Kaukraft ohne Dämpfung auf den umgebenden Lagerknochen übertragen, jedoch kann der Zahn im Gegensatz zum Implantat einen gewissen Intrusionsweg zurücklegen.⁷¹ Der Grund hierfür liegt in der unterschiedlichen Biomechanik vom natürlichen Zahn und Implantat.⁹ Das

osseointegrierte Implantat ist ankylotisch, also starr im Knochen verankert und besitzt kein parodontales Ligament (=Desmodont). Da ein parodontales Ligament fehlt, erfolgt die Blutversorgung ausschließlich über die großen suprapariostalen Gefäße. Der Zahn dagegen wird über das Desmodont, ein zell- und faserreiches derbes Bindegewebe, im Alveolarfach des Kieferknochens verankert.⁶² Der Desmodontalspalt ist bei Erwachsenen ca. 0,15-0,2 mm breit.⁸⁷ Zusätzlich weist das Desmodont eines natürlichen, parodontal gesunden Zahnes Blutgefäße sowie sensorische und autonome Nervenfasern auf, durch die eine Druckempfindung ermöglicht wird. Mit Hilfe der Nervenfasern kann eine mechanische Überbelastung des Zahnes verhindert werden. Ein Implantat weist aufgrund seiner ankylotischen Verbindung und des fehlenden parodontalen Ligaments eine etwa zehnfach geringere Eigenbeweglichkeit auf als ein natürlicher Zahn, da diese nur auf der elastischen Deformierung des Implantatkörpers sowie der elastischen Deformation des mit dem Implantat verbundenen Knochengewebes basiert.^{14, 58} Der natürliche Zahn dagegen weist während der initialen desmodontalen Phase eine hohe Nachgiebigkeit auf, die auch als primäre Zahnbeweglichkeit bezeichnet wird und das Ergebnis der Streckung der Faserbündel ist. Der horizontale Totalausschlag der Krone beträgt dabei 0,05-0,10 mm. Zu einer sekundären Zahnbeweglichkeit kommt es bei höherer Belastung über 1N, die mit einer elastischen Verformung des Alveolarknochens verbunden ist und einen horizontalen Kronenausschlag von bis zu 0,15 mm zur Folge haben kann.³³ Diese Phase der Zahnbeweglichkeit wird auch als parodontale Phase bezeichnet.⁸⁷ Die Eigenbeweglichkeit eines parodontal gesunden, natürlichen Zahnes kann in horizontaler, vertikaler und rotatorischer Richtung erfolgen und liegt durchschnittlich bei 20 µm, die des Implantates bei 2 µm.⁹

Aufgrund der verringerten Eigenbeweglichkeit von Implantaten können schon minimale Dimensionsungenauigkeiten bei der Implantatabformung eine unpassende Suprakonstruktion zur Folge haben. Eine unpassende Suprakonstruktion kann zu mechanischen und/oder biologischen Komplikationen führen.⁴⁸ Zu den mechanischen Folgen zählen die Lockerung der Implantatschraube, ihr vollständiger Verlust sowie okklusale Ungenauigkeiten.^{27, 74, 90} Unter biologischen Komplikationen werden harte und weiche Beläge verstanden, die sich aufgrund der mangelhaften Passung der Suprakonstruktion am Implantat ablagern.⁵⁴ Diese mikrobiellen Ablagerungen können eine Periimplantitis zur Folge haben, die zu einem Implantatverlust führen kann.

Eine zusätzliche Problematik entsteht bei einer kombiniert zahn-implantatgestützten Suprakonstruktion, da hier aufgrund der oben genannten unterschiedlichen Eigenbeweglichkeiten

von Zahn und Implantat Mobilitätsadaptationen auftreten können. Hierzu tragen nach der Stellungnahme der DGZMK⁹ vor allem höhere, langsam einwirkende Belastungen auf die zahn-implantatgestützte Suprakonstruktion bei. Dagegen sind kurzzeitig hohe oder länger andauernde geringe Kräfte trotz unterschiedlicher Eigenbeweglichkeiten klinisch nicht relevant, weil bei diesen Belastungen das Blut und die Interzellularflüssigkeit nicht schnell genug aus dem Desmodont des natürlichen Zahnes verdrängt werden können.⁷¹ Untersuchungen von Richter⁷⁰ haben ergeben, dass ein Zahn unter normalen kauphysiologischen Belastungen ähnlich starr im Knochen wie ein Implantat verankert ist. Um bei kombiniert zahn-implantatgestützten Suprakonstruktionen die gleiche Überlebensrate wie bei einer rein implantatgetragenen Brücke zu gewährleisten, ist eine dimensionsgenaue Abformung und eine spannungsfreie Suprakonstruktion erforderlich, um eine Mobilitätsadaptation zwischen Zahn und Implantat zu vermeiden. Die 5-Jahres-Überlebensrate liegt bei 94,1%.^{15, 80}

Folglich kommt der Dimensionsgenauigkeit bei Anfertigung implantatgetragenen Zahnersatzes eine besondere Bedeutung zu.³

2.2.3 Abformtechniken in der Implantologie

In der Literatur werden die verschiedensten Abformtechniken von Implantaten beschrieben. Diese werden durch in vitro Studien bezüglich ihrer Dimensionstreu untersucht und untereinander verglichen.^{2, 3, 6, 21, 22, 37, 83, 84, 92}

Prinzipiell können die Implantatabformtechniken in drei große Gruppen eingeteilt werden: geschlossene Abformung, offene Abformung und konventionelle Abformung wie bei einem natürlichen Zahn.⁴⁹

Geschlossene Abformung

Bei der geschlossenen Abformung können konfektionierte, perforierte Löffel verwendet werden. Innerhalb der geschlossenen Abformtechnik existieren verschiedene Modifikationen, die sich teilweise in Abhängigkeit von den Implantatherstellern unterscheiden.

Die grundsätzliche Technik basiert auf der Reposition der Abformpfosten im Abformlöffel und wird deswegen auch als Repositionstechnik bezeichnet. Zuerst werden die Abformpfosten auf den Implantaten verschraubt. Dann wird ein geschlossener Abformlöffel mit Ab-

formmaterial befüllt und in der gewünschten Position in den Patientenmund eingebracht. Nach der Aushärtung des Materials wird der Löffel wieder aus dem Patientenmund entfernt. Die Abformpfosten verbleiben hierbei auf den Implantaten. Nachdem die Abformpfosten von den Implantaten entfernt wurden, werden diese mit Laboranaloga verschraubt und danach in den alten Negativabdruck des Pfostens reponiert. Bei dieser Technik kann mit verschiedenen Formen von Abformpfosten gearbeitet werden.^{6, 12, 18, 21, 22, 25, 26, 37, 55, 67, 92} So gibt es unterschnittene oder nicht unterschnittene Abformpfosten. Die nicht unterschnittenen Abformpfosten sind entweder konisch oder zylindrisch.⁴⁹ Gegenwärtig kommen vorzugsweise die nicht unterschnittenen Abformpfosten zur Anwendung, weil die unterschnittenen Abformpfosten zu einem plastischen Verhalten der Abformmasse führen können und dann keine vollständige Rückstellung des Abformmaterials in die ursprüngliche Lage gegeben wäre.

Bei der Repositionstechnik kann auch mit Transfer-Caps gearbeitet werden. Die Transfer-Caps werden den Abformpfosten vor der Abformung aufgesteckt und verbleiben anschließend im Abformmaterial. Mit Hilfe dieser Caps soll eine genauere Reposition der Abformpfosten im Abformmaterial ermöglicht werden, da die Transfer-Caps eine antirotatorische Zentrierung besitzen.¹⁶ Diese Abformtechnik unter der Verwendung von Transfer-Caps wurde auch in der vorliegenden Studie in Zusammenhang mit dem Implantatsystem *BEGO* untersucht.

Eine weitere Modifikation der geschlossenen Abformung wurde von der Firma *Straumann* entwickelt. Hierbei werden die Abformpfosten nicht auf den Implantaten verschraubt, sondern es wird mit einem zweiteiligen Abformpfosten, bestehend aus Abformkappe und Positionierzylinder, gearbeitet, der mit Hilfe eines Snap-on-Mechanismus einrastet.

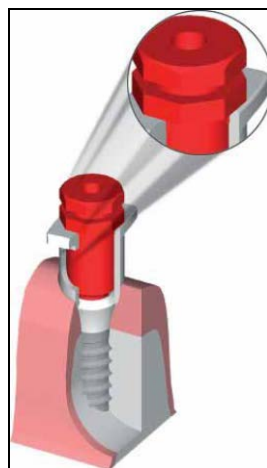


Abb. 2.3: Darstellung eines zweiteiligen Abformpfostens aus Abformkappe und Positionierzylinder mit einem Snap-on-Mechanismus

Aufgrund des Snap-on-Mechanismus verbleiben die Abformpfosten nach Entfernung des Abformlöffels im Abformmaterial.^{1, 19, 77} Da diese nicht wieder in die Abformung reponiert werden müssen, handelt es sich hierbei um unterschrittene Abformpfosten. Diese Abformtechnik untersuchten DAOUDI *et al.*²⁴ bezogen auf die Firma *Nobel Biocare* und kamen zu dem Ergebnis, dass die Technik mit dem Snap-on-Mechanismus genauer ist als die mit der Reposition der Abformpfosten im Abdruck. Auch in der vorliegenden Studie wurde die geschlossene Abformung mit dem Snap-on-Mechanismus in Zusammenhang mit dem Implantatsystem *Straumann* untersucht.

Die geschlossene Abformung ist vor allem dann indiziert, wenn der interokklusale Abstand bei dem Patienten so klein ist, dass sich die langen Abformpfosten der offenen Abformung nicht verschrauben lassen. Auch bei Patienten mit einem sehr ausgeprägten Brechreiz ist diese Abformtechnik indiziert.⁵⁵

Die geschlossene Abformung kann als Einphasenabformung oder als Doppelmischabformung durchgeführt werden. Sowohl bei der Einphasenabformung als auch bei der Doppelmischabformung handelt es sich um eine einzeitige Abformmethode, die im Gegensatz zu zweizeitigen Verfahren sehr dimensionsgenau abformt.⁴⁴ Im Gegensatz zur Einphasenabformung werden bei der Doppelmischabformung zwei verschiedene Materialkomponenten verwendet. Beiden Verfahren gemeinsam ist die Vermeidung von Verdrängungseffekten, also die Ausschaltung von verfahrensimmanenten Fehlerquellen.^{60, 78} Des Weiteren ist bei beiden Verfahren mit einer vergrößerten Darstellung des präparierten Zahnes zu rechnen, da das Abformmaterial während der Abbindephase kontrahiert.^{29, 93} Nach den Ergebnissen von Hassfurth³⁶ sind zwischen der Einphasen- und der Doppelmischabformung keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Abformgenauigkeit von Implantaten zu erkennen. Dagegen zeigte die Studie von HIRSCHFELDER⁴⁰ eine höhere Dimensionsgenauigkeit der Implantatabformung bei der Einphasenabformung. Aus diesem Grund wurden hier lediglich Implantatabformungen mit der Einphasenabformung durchgeführt.

Offene Abformung

Die offene Abformung wird auch als PickUp-Technik bezeichnet. Hierbei erfolgt die Übertragung der Implantatposition mit Hilfe von unterschrittenen Abformpfosten, die in der Abformung verbleiben. Der Abformpfosten wird auf das Implantat gesetzt oder gesteckt und danach über eine Halteschraube im Implantat fixiert. Für diese Abformtechnik werden indivi-

duelle Löffel verwendet, die im Bereich der Abformpfosten Perforationen für die Halteschrauben aufweisen. Vor der Entnahme der Abformung aus dem Mund müssen die Halteschrauben wieder gelöst werden, damit die Abformpfosten in der Abformung verbleiben.⁴⁹ In den Untersuchungen von WÖSTMANN *et al.*⁹⁸ zeigte die PickUp-Technik die höchste Abformgenauigkeit bei der dreidimensionalen Übertragung der Implantatposition. Dieses konnte auch durch andere Studien belegt werden.^{6, 12, 26, 56, 67}

Innerhalb der PickUp-Technik gibt es verschiedene Modifikationen. Zum einen kann die PickUp-Technik ohne Verblockung der Abformpfosten durchgeführt werden, zum anderen können aber auch vor der eigentlichen Abdrucknahme die Übertragungsaufbauten untereinander verbunden werden. In der vorliegenden Studie wurde die PickUp-Technik ohne Verblockung der Abformpfosten untersucht.

ASSIF *et al.*² beschrieben eine Schienung der Abformpfosten mit Hilfe von autopolymerisierbarem Akrylatkunststoff. Dazu wurden die einzelnen Abformpfosten zuvor mit Kunststoffscheiben versehen, die dann untereinander mit Akrylatkunststoff fixiert wurden. Die Kunststoffscheiben reduzierten die Menge an Akrylatkunststoff und verringerten somit auch die Polymerisationsschrumpfung. VIGOLO *et al.*⁸⁴ beschrieben eine Akrylatkunststoffschiemung, die im Labor hergestellt wurde und nach der Herstellung zwischen den Abformpfosten getrennt wurde. Vor der Abformung wurden dann die einzelnen Stücke der Kunststoffschienung wieder mit Akrylatkunststoff im Mund des Patienten verbunden. Diese Vorgehensweise wurde unter anderem auch von CABRAL und GUEDES¹⁸ beschrieben und untersucht. In einer anderen Studie untersuchten ASSIF *et al.*³ eine Acrylatkunststoffschiemung, bei der die Abformpfosten direkt mit dem aus Acrylatkunststoff angefertigten individuellen Löffel verbunden wurden. In der Literatur wird von vielen Autoren eine weitere Modifikation der Akrylatkunststoffschiemung beschrieben. Bei dieser werden zuerst die Abformpfosten mit Zahnseide untereinander verbunden, bevor die Zahnseide dann mit Akrylatkunststoff versehen wird.^{7, 12, 37, 67} NACONECY *et al.*⁶³ hatten eine Akrylatkunststoffschiemung beschrieben, bei der die Abformpfosten zuvor mit Stahlstegen untereinander verbunden wurden, bevor Akrylatkunststoff um die Abformpfosten herum für eine bessere Stabilität aufgetragen wurde. Die Verwendung von dualhärtendem Akrylatkunststoff anstelle von autopolymerisierbarem Kunststoff führte zu größeren Ungenauigkeiten und sollte deswegen nicht mehr vorgenommen werden.⁴

Von vielen Autoren wurde eine Schienung der Abformpfosten mit Abdruckgips beschrieben, die ebenfalls zu akzeptablen Ergebnissen geführt hat.^{4, 45} Diese Abformmethode wurde auch

von Eid²⁸ in ihrer Durchführung erläutert. Allerdings wurden hierbei keinerlei Angaben zur Abformgenauigkeit der Gipsschienung gemacht.

HERBST *et al.*³⁷ hatten zusätzlich noch eine direkte Abformtechnik untersucht, bei der die Abformpfosten laterale Anbauten nur zu einer Seite aufwiesen. Zwischen den Aufbauten bestand keine Verblockung. Diese Modifikation der direkten Abformtechnik führte zu einer akzeptablen Abformgenauigkeit und kann deswegen auch in der Praxis angewendet werden.

Die offene Abformung kann genauso wie die geschlossene Abformung als Einphasenabformung oder Doppelmischabformung durchgeführt werden. Aus den gleichen Gründen, die bereits zur geschlossenen Abformung beschrieben wurden, kam hierbei lediglich die Einphasenabformung zur Anwendung.

Konventionelle Abformung wie bei einem natürlichen Zahn

Die konventionelle Abformtechnik ist mit der eines präparierten, natürlichen Zahnes zu vergleichen. Hierbei werden Aufbaupfosten durch Beschleifen individualisiert, die detailgetreu abgeformt werden müssen. Die damit verbundene Notwendigkeit der detailgetreuen Darstellung erschwert das Abformprocedere erheblich, da hierfür je nach Lage der Präparationsgrenze Korrekturabformungen oder Doppelmischabformungen verwendet werden müssen.⁴⁹

Die Korrekturabformung ist ein zweizeitiges Abformverfahren, bei dem Verdrängungseffekte auftreten, da die Erstabformung wie ein Stempel wirkt. Das abgebundene Erstmaterial wird durch den ausgeübten Druck elastisch deformiert. Die Rückstellung kann nur solange erfolgen, bis das Zweitmaterial noch durch Fließen der Rückstellung ausweichen kann. Dies ist aber oft nicht vollständig möglich, so dass die Negative zu klein dargestellt werden.^{59, 65}

Die Doppelmischabformung wurde bereits im oberen Abschnitt näher erläutert.

Diese Implantatabformungstechnik kommt heute kaum noch zur Anwendung, da aufgrund der konfektionierten Abformhilfen für Implantate eine Individualisierung durch Beschleifen der prothetischen Aufbaupfosten selten indiziert ist. Außerdem zeigt diese Abformtechnik bezüglich der Dimensionsgenauigkeit gegenüber den beiden anderen Implantatabformtechniken Defizite. Aus diesem Grund wurde die konventionelle Abformung wie bei einem natürlichen Zahn in Zusammenhang mit der Implantatabformung in der vorliegenden Studie nicht untersucht.

2.3 Abformmaterialien

Gegenwärtig kommen in der Zahnmedizin zahlreiche Abformmaterialien zur Anwendung. Die richtige Auswahl eines geeigneten Abformmaterials spielt bei der Abformqualität eine entscheidende Rolle.⁶⁹ Mit Hilfe eines Abformmaterials kann ein negativer Abdruck von den oralen Strukturen angefertigt werden, der dann wiederum zur Anfertigung einer positiven Nachbildung benutzt wird.⁴⁸

In der Implantatprothetik werden heute nahezu ausschließlich Polyether und A-Silikone verwendet, da andere Abformmaterialien, wie C-Silikone, Polysulfide, reversible Hydrokolloide, irreversible Hydrokolloide und Abdruckgipse weniger genau abformen. Diese Erkenntnis basiert auf den Ergebnissen zahlreicher Studien.^{4, 6, 12, 56, 89} Des Weiteren ergaben Untersuchungen von PEROZ und BÖRSCH⁶⁶, dass Implantat-Abformungen nicht nur mit sehr dimensionsgenauen Abformmaterialien vorgenommen werden sollten, sondern auch mit Materialien, die bei Verwackelungen dimensionsstabiler sind. Polyether und A-Silikone sind elastomere Abformmassen, die der Obergruppe der irreversibel-elastischen Abformmassen zuzuordnen sind. Als Elastomere werden nach ISO 4823 gummiähnliche Abformmassen auf der Basis von Polysiloxanen, Polysulfiden, Polyethern oder anderen synthetischen Stoffen bezeichnet.⁵⁰ Nach dem Vermischen der beiden Komponenten eines elastischen Abformmaterials zeigt es ein charakteristisches Fließverhalten, welches vom Gehalt an anorganischen Füllstoffen feinsten Körnung (z.B. CaCO_3 , CaSO_4 , SiO_2) beeinflusst wird. Die anorganischen Füllstoffe sind den in reiner Form ölartigen makromolekularen Substanzen zugesetzt und sind für eine dünn-, mittel- oder schwerfließende Konsistenz der Abformmassen verantwortlich.⁶⁰ Elastomere Abformmassen lassen sich bis zu einem bestimmten Grad, der von den Materialeigenschaften sowie von der Höhe und Dauer der Belastung festgelegt wird, elastisch verformen, bevor es zu einer bleibenden Deformation kommt.⁵⁰ Schon während des Anmischens beginnt die Abbindereaktion, so dass bei Einbringen des Abformmaterials in den Patientenmund ein bestimmter Vernetzungsgrad erreicht ist. Dieser Vernetzungsgrad beinhaltet Molekülgeflechte, die bei Positionierung des Abformlöffels mit dem Material einen höheren Reibungswiderstand als die unvernetzten Bereiche aufweisen. Folglich kommt es zu verspannten Molekülgeflechten. Dieser Vorgang wird auch als Anpassung an die entstandene endogene Spannung bezeichnet. Aus diesem Grund muss die angegebene Verarbeitungszeit (Mischbeginn bis endgültige Positionierung des Löffels) eingehalten werden, um Fehlerquellen für die Dimensionengenauigkeit einer Abformung zu vermeiden.⁶⁰ Zusätzlich ist es nach den Untersuchun-

gen von WÖSTMANN *et al.*⁹⁹ für die Abformgenauigkeit sinnvoll, die Abformmaterialien mit automatischen Mischgeräten anzumischen. Diese Vorgehensweise garantiert eine homogene Durchmischung und führt zu äußerst reproduzierbaren Ergebnissen.⁹⁶

In der vorliegenden Studie kamen A-Silikone und Polyether zur Anwendung, da diese im Gegensatz zu anderen Abformmaterialien eine höhere Abformgenauigkeit zeigten.

2.3.1 A-Silikon

Silikone sind sehr vielfältig einsetzbar, da sie sowohl zur Darstellung von Schleimhautarealen und Implantatpositionen als auch zur Abformung von präparierten Zähnen geeignet sind.⁹⁶

A-Silikone sind additionsvernetzend, also kondensatfrei, d.h. dass sie im Gegensatz zu den kondensationsvernetzenden (C-) Silikonen während ihrer Abbindereaktion keinen Alkohol freisetzen. Folglich bleibt eine durch die Verdunstung des Alkohols bedingte Kontraktion des Abformmaterials aus, so dass A-Silikone auch noch nach längerer Lagerung der Abformung eine hohe Dimensionsstabilität aufweisen und keiner weiteren Schrumpfung unterliegen.⁷⁸

Die reaktions- und lagerungsbedingte Schrumpfung der meisten A-Silikone liegt unterhalb von 0,05 % lin^c. Das vollständige Fehlen polarer Anteile im Silikonmolekül wirkt sich jedoch negativ auf die Hydrophilie der A-Silikone aus. Die stark hydrophoben A-Silikone lassen sich aus diesem Grund schwer applizieren bzw. erfordern eine relative Mundtrockenheit zum Zeitpunkt der Abformung, um die oralen Strukturen möglichst genau darstellen zu können. Durch die Zumischung anionischer Tenside wird die Hydrophobie der A-Silikone gemildert.⁹⁷ Jedoch wird die maximale Hydrophilie erst nach Verfestigung des Abformmaterials erreicht, da sich die polaren Strukturen im Laufe des Verfestigungsprozesses an der Oberfläche ansammeln.⁵⁷

A-Silikone setzen sich aus zwei Komponenten zusammen. Die Komponente Polysiloxan hat Kettenmoleküle mit einer endständigen Vinylgruppe, die Komponente Organohydrogensiloxan dagegen besitzt eine seitliche H-Gruppe. Unter Hinzugabe einer organischen Platinverbindung als Katalysator bilden sich Ethylbrücken zwischen den beiden Komponenten aus.⁶⁰

^c % lin beschreibt die lineare Ausdehnung in Prozent und ist eine charakteristische Beschreibung des Volumeneffektes.

Je nach gewünschtem Fließverhalten wird ein bestimmter Anteil an Füllstoffen zu den beiden Komponenten hinzugegeben. Ein mittelfließendes Material enthält ca. 60 m% Füllstoff. Insgesamt gibt es 4 Typen von A-Silikon: Typ 0 = knetbar, Typ 1 = hohe Konsistenz, Typ 2 = mittlere Konsistenz, Typ 3 = niedrige Konsistenz.

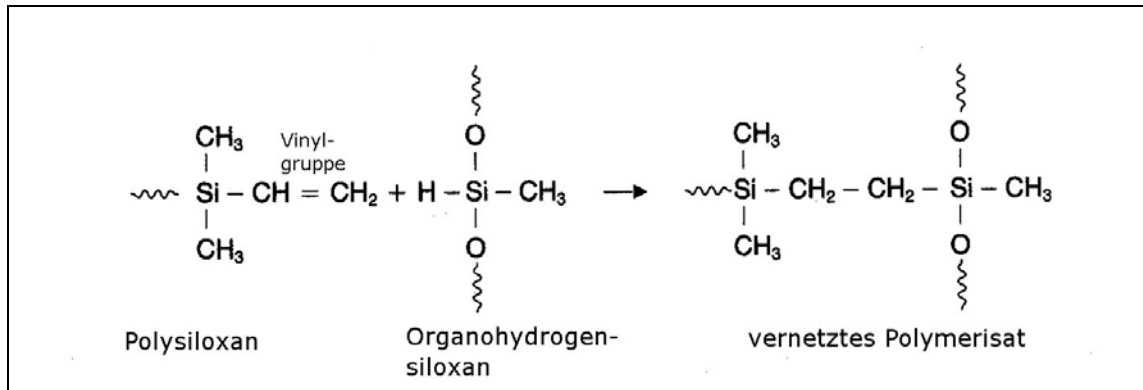


Abb. 2.4: chemische Reaktionsgleichung des additionsvernetzenden Silikons⁶⁰

2.3.2 Polyether

Polyether sind zur Überabformung über Primärteile oder Übertragungskapen und zur Implantatabformung aufgrund ihrer hohen Adhäsivität prädestiniert.⁹⁶

Polyether ist als Paste-Paste System erhältlich, bei dem die Basispaste aus Etherpolymer mit endständigen Ethylenimgruppen, Füllstoffen und Weichmacher besteht. Die Reaktorpaste besteht aus Sulfonsäureester als Katalysator der Vernetzungsreaktion sowie aus Weichmachern und Füllstoffen. Bei der Abbindereaktion handelt es sich um eine kationische Polyadditionsreaktion.⁵⁷

Ausgangsstoffe für diese Reaktion sind die Copolymerisate aus Ethylenoxid und Tetrahydrofuran, die sich unter Ringöffnung zu einem linearen Makromolekül addieren.

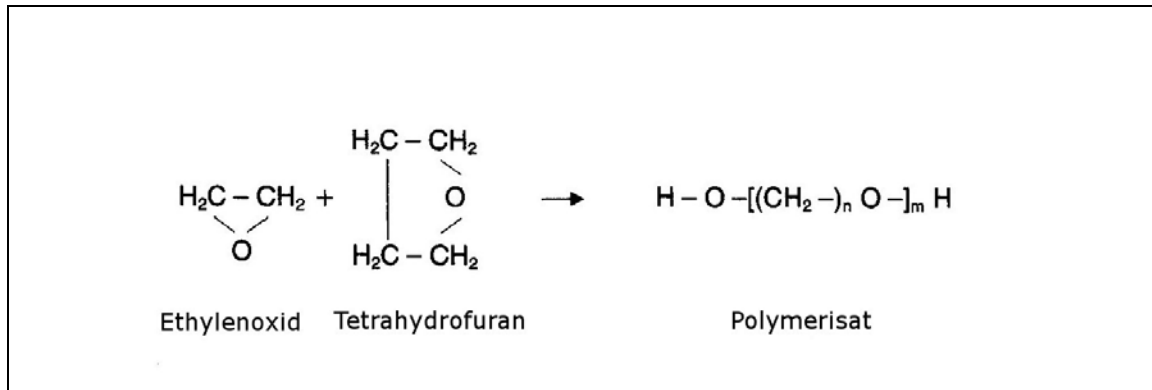


Abb. 2.5: chemische Reaktionsgleichung der Ausgangscopolymerisate zur Entstehung eines Polyethers⁶⁰

Die endständigen OH-Gruppen des Polymerisats werden mit einer ungesättigten Crotonsäure verestert. Der Crotonsäureester reagiert dann mit Ethylenimin zu einem Polyetherpolymer mit endständiger Aziridin-Gruppe.

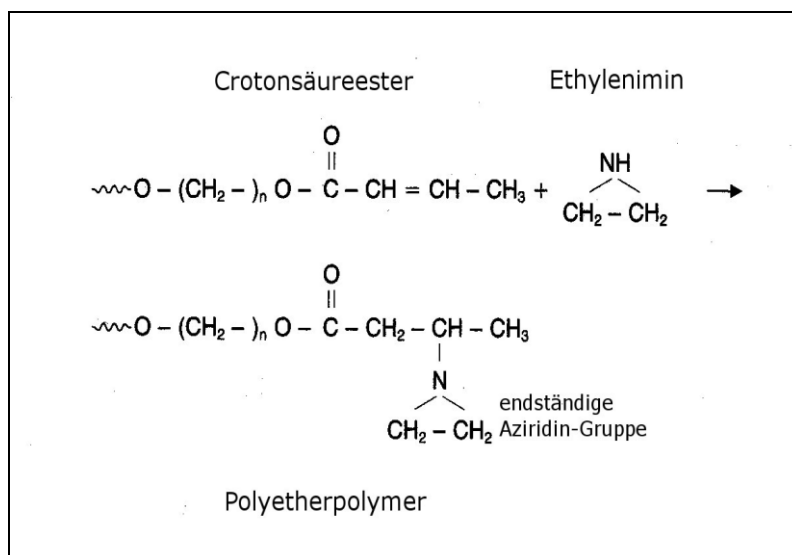


Abb. 2.6: chemische Reaktionsgleichung der Addition von Crotonsäureester und Ethylenimin⁶⁰

Die Aziridin-Gruppe ist sehr reaktionsfähig und wird in Gegenwart eines Benzolsulfonsäureesters aufgespalten und unter Polyaddition zur Vernetzung veranlasst.

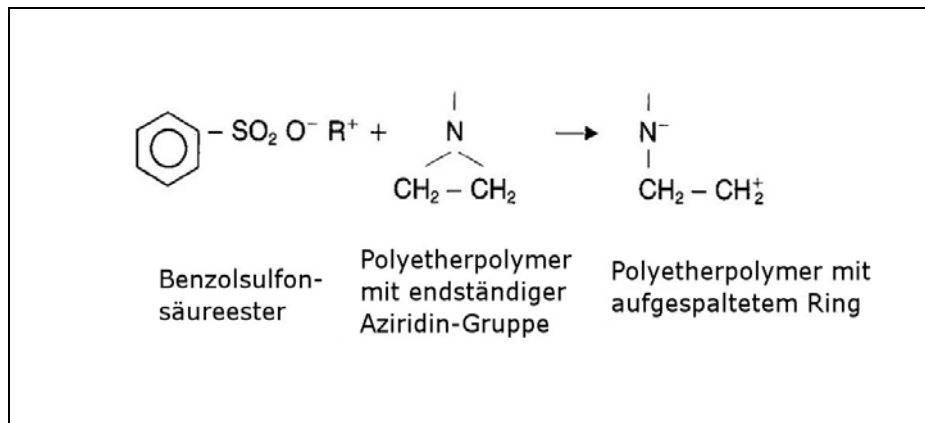


Abb. 2.7: chemische Reaktionsgleichung des Benzolsulfonsäureesters mit dem Polyetherpolymer unter Aufspaltung des dreigliedrigen heterozyklischen Rings⁶⁰

Die R^+ -Ionen des Benzolsulfonsäureesters übernehmen nicht nur die katalytische Funktion zur Ringspaltung, sondern ermöglichen auch die Polyaddition der bifunktionellen Molekülen untereinander.⁶⁰

Da es sich bei den Polyethern genauso wie bei den A-Silikonen um eine Polyaddition handelt, also eine Vernetzungsreaktion, bei der keine flüchtigen Nebenprodukte abgespalten werden, ist die Dimensionsänderung der Masse bei der Lagerung mit der der A-Silikone zu vergleichen. Die Aushärtungszeit der Polyether ist relativ lange und ermöglicht durch Fließvorgänge mehr Spannung abzubauen.⁵⁷

2.4 Abformlöffel

Der Abformlöffel ist eine notwendige Voraussetzung für eine Abformung. Um aber eine möglichst dimensionsgenaue Abformung zu erhalten, muss der Abformlöffel bestimmte Anforderungen erfüllen.⁷⁸ Hierzu hat Lehmann⁵³ die folgenden vier Kriterien für einen Abformlöffel benannt:

- Der Löffel muss alle abzuformenden Strukturen überdecken.
- Der Löffel muss verwindungssteif sein und darf keine Formveränderungen zeigen.
- Der Löffel muss der verwendeten Abformmasse genügend Raum für deren elastische Rückstellung bieten.
- Der Löffel muss die Abformmasse fest verankern. Hierzu kann bei Elastomeren die Verwendung eines Haftlacks notwendig werden.

Die Entnahme der Abformung aus dem Patientenmund sollte parallel zur Zahnachse erfolgen, um eine übermäßige Stauchung des Materials zu verhindern.

2.4.1 Konfektionierte Abformlöffel

Heute gibt es eine Vielzahl von konfektionierten Löffelarten, die je nach Indikationsstellung unterschiedlich beschaffen sind. So gibt es Löffel zur Abformung von zahnlosen sowie bezahnten Kiefern. Dann gibt es auch noch Sonderformen für teilbezahnte Kiefer, bei denen im frontalen Bereich noch Zähne angenommen werden. Auch in der Beschaffenheit unterscheiden sich die verschiedenen Löffel. So gibt es neben den ganz glatten Löffeln auch Löffel mit Perforationen oder mit Randwülsten, um eine bessere Haftung des Abformmaterials zu ermöglichen. Die konfektionierten Löffel werden aus verchromten Messing, nichtrostendem Stahl oder aus verschiedenen Kunststoffen hergestellt.⁹⁴

Je nach Abformaufgabe sollte ein Löffel ausgewählt werden, der sich den anatomischen Gegebenheiten anpassen lässt. Gegenwärtig sind sogar spezielle Implantatabformlöffel *Miratray Implant* von *Hager und Werken* (Duisburg) erhältlich, die für die offene Abformung geeignet sind. Bei diesen Löffeln handelt es sich um konfektionierte Löffel, die im Bereich der Abformpfosten mit einer Folie ausgestattet sind.⁴² Eine weitere Alternative stellen die transparenten konfektionierten Löffel von *Schreinemarkers Clan BV* dar, die im Bereich des Implan-

tats mit einer Fräse durchbohrt werden müssen, nachdem die Implantatposition mit einem Stift markiert wurde.⁴⁹

Bei der Größenauswahl des Löffels muss eine maximale Stauchungsrate des Abformmaterials bei Entfernung des Löffels von maximal 33,3% beachtet werden. Das bedeutet, dass der Abstand zwischen dem Äquator nicht beschliffener Zähne und der Löffelwand wenigstens doppelt so groß wie das Maß des Unterschnittes an den Zähnen sein muss.⁵⁹

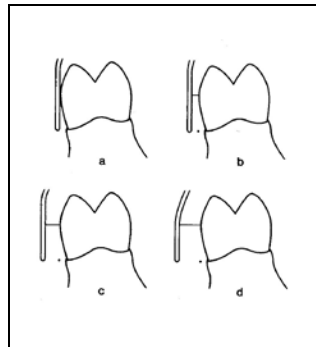


Abb. 2.8: Verformung des Abformmaterials bei Abformung von Unterschnitten in Abhängigkeit von der Schichtdicke⁵⁹

- a) totale Deformation
- b) Stauchung auf 50%, bleibender Verformungsrest zu erwarten
- c) Stauchung um 33%, zu erwartender Verformungsrest nur gering
- d) Stauchung um 25%, keine bleibende Deformation

2.4.2 Individuelle Abformlöffel

Der individuelle Abformlöffel, der im Bereich der Abformpfosten Perforationen aufweisen muss, ist für die offene Abformung von Implantaten ein wichtiges Hilfsmittel. Durch die Perforationen des individuellen Löffels bleiben die Abformpfosten auch noch nach Aushärtung des Abformmaterials zugänglich. Idealerweise sollte der Löffel im Bereich der Perforationen verstärkt sein und „kleine Schornsteine“ aufweisen, um zu einer besseren Stabilität der Abformpfosten beizutragen.⁴⁹

Als Löffelmaterial eignen sich weder Schellackplatten noch die im Tiefziehverfahren verarbeiteten thermoplastisch verformbaren Kunststoffe, da beide Materialien eine zu geringe Formstabilität aufweisen. Als Werkstoff hierfür eignen sich Polymethylmethacrylate (=PMMA) und lichthärtende Komposite. Um eine ausreichende Formstabilität des individuellen Löffels zu erreichen, müssen Löffel aus PMMA eine Schichtstärke von min. 3-4 mm aufweisen und Löffel aus lichthärtendem Komposit mit zwei Compositplatten übereinander her-

gestellt werden. Heutzutage sind die aus Komposit angefertigten Löffel denen aus PMMA Hergestellten qualitativ überlegen, da sie neben der höheren Formstabilität sofort einsetzbar sind. Dagegen müssen Löffel aus PMMA vor der Abdrucknahme min. 24 h gelagert werden, um die Rückstellung von endogenen Spannungen zu gewährleisten.^{60, 95} Die Schichtstärke des Abformmaterials soll gleichmäßig sein und ungefähr 2-4 mm betragen, was durch einen geeigneten Platzhalter erreicht wird.^{61, 94}

Untersuchungen von BURNS *et al.*¹⁷ haben gezeigt, dass mit Hilfe von individuellen Löffeln eine höhere Abformgenauigkeit als mit konfektionierten Löffeln erzielt werden kann. Zu den gleichen Ergebnissen haben Studien von MILLSTEIN *et al.*⁶¹ und RUEDA *et al.*^{61, 72} an natürlichen Zähnen geführt. Jedoch sind Abformungen von natürlichen Zähnen und von Implantaten mit Hilfe eines individuellen Löffels nur eingeschränkt miteinander zu vergleichen, da die natürlichen Zähne mit einem geschlossenen Löffel abgeformt werden. Der individuelle Löffel hingegen weist bei einer Implantatabformung im Bereich der Implantate Perforationen auf, die zu einem leichteren Entweichen der Abformmasse bei Positionierung des Löffels auf den abzuformenden Strukturen führen. Folglich wird ein geringerer hydrostatischer Druck durch die offene Abformung bei Implantaten aufgebaut und somit besteht auch eine verringerte Anfälligkeit gegen Verformung des Abformmaterials und des -löffels.¹⁷

3 Ziel der Arbeit

Ziel dieser in vitro Untersuchung ist es, zwei verschiedene Implantatabformungstechniken unter Verwendung fünf verschiedener Abformmaterialien miteinander zu vergleichen. Hierbei wird die PickUp-Technik mit individuellem Löffel der Repositionstechnik mit konfektioniertem Serienlöffel gegenübergestellt. Zudem werden die beiden unterschiedlichen Implantatsysteme der Firmen *BEGO* und *Straumann* miteinander verglichen.

Bezüglich der exakten dreidimensionalen Übertragung der Implantatpositionen vom Urmodell auf das Gipsmodell sollen folgende Fragen untersucht werden:

- A) Inwieweit ändert sich die Neigung der Implantatachse bei der Übertragung der Implantatposition auf das Gipsmodell?
- B) Tritt bei der Übertragung der Implantatposition eine Rotation auf und wie groß ist diese?
- C) Wie ist die räumliche Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der Übertragung auf das Gipsmodell? Werden die Implantatmittelpunkte translatorisch verschoben oder sind die Abweichungen bezogen auf die x-, y- und z-Achse unterschiedlich?

4 Material und Methode

4.1 Implantat-Urmodell

4.1.1 Beschreibung

Das Implantat-Urmodell sollte so gut wie möglich die Situation im Mund des Patienten widerspiegeln, damit die in vitro erzielten Ergebnisse Rückschlüsse auf die klinische Situation zuließen. Bei der vorliegenden Studie wurde die Übertragungsgenauigkeit der Implantatpositionen auf ein Gipsmodell untersucht. Beim Urmodell handelte es sich um ein Stahlskelett, welches mit Hilfe von Prothesenkunststoff *Acryl-Ortho* (von *Henry Schein Dental*, Langen) zu einem vollständigen Oberkiefer, der lediglich im Frontzahnbereich von 13 bis 23 bezahnt war, ergänzt wurde.

Bei den Prothesenkunststoffen treten vor allem während der Verarbeitung Polymerisationschumpfung und thermische Kontraktion auf. Diesen Kontraktionskräften im Kunststoff wirken äußere Kräfte entgegen, was zu inneren Spannungen im Kunststoff auch noch nach seiner Verarbeitung führt.⁶⁰ Aus diesem Grund war es unerlässlich, die zu untersuchenden Implantate und Fixpunkte fest auf einer Edelstahlplatte zu montieren, so dass Ungenauigkeiten bezüglich der inneren Spannungen des Kunststoffes ausgeschlossen werden konnten.

Die drei Implantate der Firma *Straumann* befanden sich in regio 14, 18 und 26, die drei anderen Implantate der Firma *BEGO* in regio 16, 24 und 28. Alle sechs Implantate waren in runden Edelstahlröhrchen mit einer eigens für diese Implantate vorgesehenen Bohrung fixiert. Zusätzlich befanden sich drei runde Edelstahlröhrchen ohne Innenbohrung palatinal des 13 sowie palatinal des 23 und in der Mediansagittalebene zwischen regio 18 und 28. Mittig im Gaumen befand sich ein Edelstahlquader, der der Maschine als Bezugspunkt für das zugrunde liegende Koordinatensystem diente. Sowohl die Edelstahlröhrchen als auch der Edelstahlquader waren auf einer Edelstahlplatte aufgrund der oben erwähnten Ungenauigkeiten bezüglich des Kunststoffes fest verschraubt.



Abb. 4.1: Urmodell mit *Straumann*-Implantaten regio 14, 18, 26 und mit *BEGO*-Implantaten regio 16, 24, 28

4.1.2 Herstellung

Für die Herstellung des Implantat-Urmodells wurde eine Edelstahlplatte mit einer Länge und Breite von jeweils 10 cm sowie mit einer Schichtstärke von 1 cm benötigt, auf der die neun Edelstahlröhrchen fest verschraubt wurden. Sechs dieser Edelstahlröhrchen hatten einen Außendurchmesser von 6,5 mm und eine Höhe von 25 mm. Drei dieser Röhrchen wiesen eine Innenbohrung mit einem Durchmesser von 4,5 mm auf. Die anderen drei Röhrchen hatten eine Innenbohrung mit einem Durchmesser von 4,8 mm. Die Innenbohrung war genau dem Durchmesser der einzubringenden Implantate in diese Röhrchen angepasst worden. Dann gab es noch drei Edelstahlröhrchen ohne Innenbohrung mit einem Durchmesser von 6 mm, die letztendlich keine Relevanz bei der Vermessung hatten und deswegen hier auch nicht näher erläutert werden. Auch der Edelstahlquader, der in der Länge sowie in der Breite jeweils 1 cm betrug und in der Höhe 10 cm ausmachte, wurde auf dieser Platte fest verschraubt. Sowohl die Edelstahlröhrchen als auch der Edelstahlquader standen parallel zueinander und senkrecht zur Platte.

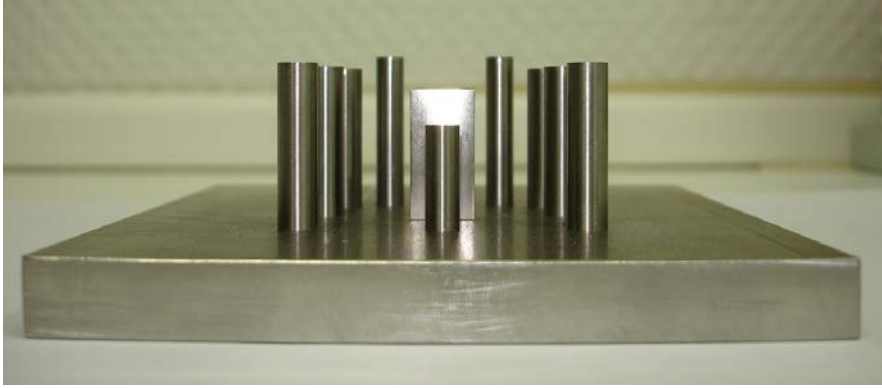


Abb. 4.2: Edelstahlplatte mit den 9 Edelstahlröhrchen und dem Edelstahlquader

Das Oberkiefermodell wurde mit Hilfe einer Silikonabformung, die von einem teilbezahnten Patientenmodell genommen wurde, hergestellt. Zuerst wurde diese Abformung mit flüssigem Wachs ausgegossen und nach Erhärtung des Wachses das Wachsmodell auf das Edelstahlgerüst gesetzt. Die hierbei entstandenen Hohlräume zwischen dem Wachs und dem Edelstahlquader bzw. den Edelstahlröhrchen wurden mit flüssigem Wachs verschlossen. Danach wurde nochmals eine Silikonabformung von dem Wachsmodell mit der Edelstahlplatte angefertigt. Nach der Aushärtung des Abformmaterials wurde das Wachs vollständig entfernt und anschließend das Edelstahlgerüst erneut in der bereits vorhandenen Silikonabformung reponiert. Mit Hilfe eines Einlauftrichters, der in die Abformmasse geschnitten wurde, konnte die Silikonabformung mit dem durchsichtigen Prothesenkunststoff *Arcyl-Ortho* ausgegossen werden. Danach kam die mit *Arcyl-Ortho* befüllte Silikonabformung zur Auspolymerisation des Kunststoffs 30 min bei einer Wassertemperatur von 45 °C in einen Drucktopf. Anschließend wurden die überstehenden Kunststoffreste entfernt und die sechs Implantate mit Hilfe des Parallelometers in vorgeschriebener Position in den sechs Edelstahlröhrchen, die eine auf den Implantataußendurchmesser abgestimmte Innenbohrung aufwiesen, mit Galvanokleber fixiert. Um eine bessere Retention zwischen Kleber und Metall zu erzielen, wurden die betroffenen Röhrchen zuvor durch einen Sandstrahl angeraut. Durch die Verwendung des Parallelometers konnten die Implantate sowohl zueinander als auch zu den Edelstahlröhrchen parallel angeordnet werden. Folglich standen die Implantate dann senkrecht zur Edelstahlplatte sowie senkrecht zur Tischplatte.

4.2 Verwendete Materialien

Zur vergleichenden Untersuchung wurden insgesamt fünf Abformmaterialien herangezogen, die sich aufgrund ihrer chemischen Eigenschaften in zwei Stoffgruppen, additionsvernetzende Silikone (A-Silikone) und Polyether, einteilen ließen. Das verwendete Abformmaterial *Fusion* von *GC Dental* war ein Hybridmaterial und bestand aus einem A-Silikon-Backbone mit nicht reagierenden Polyetherseitenketten. Werkstoffkundlich gehören sowohl die A-Silikone als auch die Polyether der Obergruppe der Elastomere an, die sich den irreversibel-elastischen Abformmassen zuordnen lassen.⁷⁸

In der nachfolgenden Tab. 4.1 wurden die verschiedenen Abformmaterialien mit ihren Herstellerangaben aufgelistet. Gleichzeitig stellte diese Tabelle die verschiedenen Versuchsserien dar. Eine Versuchsserie beinhaltete insgesamt 10 Abformungen mit dem gleichen Abformmaterial und der gleichen Abformmethode, um reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen. Eine Ausnahme stellte in diesem Fall das Abformmaterial *Fusion* dar, weil dieses nach acht durchgeführten Abformungen auf dem europäischen Markt nicht mehr erhältlich war.

Grundsätzlich wurde die offene Abformung mit einem individuellen Löffel und die geschlossene Abformung mit einem konfektionierten Löffel durchgeführt. Der individuelle Löffel wurde aus lichthärtendem Kunststoff mit dem Namen *Impression Tray Resin LC* von *Henry Schein Dental* (Langen) angefertigt. Bei der Anfertigung des individuellen Löffels wurde die unter 2.4.2 genannten Anforderungen eines individuellen Löffels berücksichtigt. Dieser Löffel wurde genau auf das Urmodell angepasst, so dass im Bereich der sechs Implantate jeweils sechs Perforationen im Löffel mit einem Durchmesser von ca. 0,5 mm vorhanden waren. Durch diese Perforationen konnten die Abformpfosten bei der offenen Abformung aus dem individuellen Löffel herausragen, um auch noch nach Aushärtung des Abformmaterials zugänglich zu sein. Auch der konfektionierte Löffel wurde unter Berücksichtigung der bei 2.4.1 aufgelisteten Kriterien ausgesucht. Hierbei kam der perforierte Serienlöffel nach *Ehricke* aus rostfreiem Metall für einen bezahnten Oberkiefer mit der Größe 3 von *Henry Schein Dental* zur Anwendung.

Tab. 4.1: Aufstellung der verwendeten Abformmaterialien mit den Versuchsserien unter Berücksichtigung der Herstellerangaben

Serie	Abformmaterial	Hersteller	Chargennummer	Haltbarkeit	Stoffgruppe	Abformmethode	Löffelart	Anzahl durchgeführter Abformungen	Verarbeitungszeit ^d	Aushärungszeit ^e
1	<i>Flexitime Monophase</i>	<i>Heraeus-Kulzer (Hanau)</i>	Lot 290092	02/2011	A-Silikon	Offene Abformung (PickUp-Technik)	Individueller Löffel	10	2.30 min	5.00 min
2	<i>Flexitime Monophase</i>	<i>Heraeus-Kulzer (Hanau)</i>	Lot 280004	08/2010	A-Silikon	Geschlossene Abformung (Repositionstechnik)	Konfektionierter Löffel	10	2.30 min	5.00 min
3	<i>Aquasil Ultra Monophase</i>	<i>Dentsply (Konstanz)</i>	Lot 0808081	08/2011	A-Silikon	Offene Abformung (PickUp-Technik)	Individueller Löffel	10	2.15 - 2.45 min	5.00 min
4	<i>Aquasil Ultra Monophase</i>	<i>Dentsply (Konstanz)</i>	Lot 0808081	08/2011	A-Silikon	Geschlossene Abformung (Repositionstechnik)	Konfektionierter Löffel	10	2.15 - 2.45 min	5.00 min
5	<i>P2 Polyether Magnum 360 Monophase</i>	<i>Heraeus-Kulzer (Hanau)</i>	Lot 290230	03/2010	Polyether	Offene Abformung (PickUp-Technik)	Individueller Löffel	10	2.00 min	5.15 min
6	<i>P2 Polyether Magnum 360 Monophase</i>	<i>Heraeus-Kulzer (Hanau)</i>	Lot 29230	03/2010	Polyether	Geschlossene Abformung (Repositionstechnik)	Konfektionierter Löffel	10	2.00 min	5.15 min
7	<i>Impregum Penta</i>	<i>3M ESPE (Seefeld)</i>	Lot 342048	03/2011	Polyether	Offene Abformung (PickUp-Technik)	Individueller Löffel	10	2.45 min	6.00 min
8	<i>Impregum Penta</i>	<i>3M ESPE (Seefeld)</i>	Lot 320534	08/2010	Polyether	Geschlossene Abformung (Repositionstechnik)	Konfektionierter Löffel	10	2.45 min	6.00 min
9	<i>Fusion Monophase</i>	<i>GC Dental (Leuven, Belgien)</i>	Lot 0805211	06/2010	Hybridmaterial	Offene Abformung (PickUp-Technik)	Individueller Löffel	8	2.30 min	5.00 min

^d Verarbeitungszeit ist die Zeit vom Mischbeginn des Abformmaterials bis zum Einbringen der Abformung in den Mund des Patienten.

^e Aushärungszeit ist die Zeit von Mischbeginn des Abformmaterials bis zur Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten.

Der Adhäsivlack in Tab. 4.2 ist ein Haftvermittler, der zwischen der Löffelwand und dem Abformmaterial einen chemischen Verbund herstellt. Dieser erhöht die Haftung der Abformmasse im Löffel und unterstützt somit die Dimensionsgenauigkeit einer Abformung.⁹⁵ Hierbei ist es sehr wichtig zu beachten, dass der Adhäsivlack auf das jeweilige Abformmaterial nach Herstellerangaben abgestimmt ist.

Tab. 4.2: Verwendete Adhäsive

Adhäsivlack	Hersteller	Chargennummer	Haltbarkeit	Abformmaterial
<i>Universal Adhäsive</i>	<i>Haerus Kulzer (Hanau)</i>	Lot 270351	04/2010	Flexitime Monophase und Fusion Monophase
<i>Silfix</i>	<i>Dentsply (Konstanz)</i>	Lot 0810001767	08/2012	Aquasil Ultra Monophase
<i>P2 Polyether Adhäsive</i>	<i>Haerus Kulzer (Hanau)</i>	Lot 260222	11/2009	P2 Polyether Magnum 360 Monophase
<i>Polyether Adhäsive</i>	<i>3M ESPE (Seefeld)</i>	Lot 228920	05/2008	Impregum Penta

In der nachfolgenden Tab. 4.3 sind die verwendeten Implantatsysteme, die in den Edelstahlröhrchen des Urmodells fixiert wurden, dargestellt.

Tab. 4.3: Verwendete Implantatsysteme

Anzahl	Implantatsystem	Hersteller	Chargennummer	Haltbarkeit	Länge	Durchmesser
3	<i>Standard Plus Implantat</i>	<i>Straumann (Freiburg)</i>	Lot F8833	06/2012	SLA 12 mm	4,1 mm RN
3	<i>BEGO Semados Implantat</i>	<i>BEGO (Bremen)</i>	Lot 903242	07/2012	15 mm	RI 4,5 mm

SLA=SLActive: die chemische aktive, hydrophile SLActive-Oberfläche des Implantates fördert die frühe Heilungsreaktion und führt zu einer schnelleren Knochenneubildung mit einer früheren Sekundärstabilität des Implantates

RN=Regular Neck: größter Außendurchmesser des Implantates beträgt 4,8 mm

RI=RI-Implantatlinie: wurzelförmiges Implantatsystem mit einer Mikrostrukturierung im Bereich des Implantatals zur besseren Kräfteinleitung in den crestalen Knochen und mit einem kondensierenden Gewinde

Zur Modellherstellung wird der Superhartgips *Fuji Rock EP Klasse 4* von *GC Dental* (Leuven, Belgien) verwendet.

4.3 Versuchsdurchführung

4.3.1 Rahmenbedingungen

Alle Versuche wurden in einem Laborraum bei konstanter Luftfeuchtigkeit von 50 % und einer Raumtemperatur von $23\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ durchgeführt, wobei alle verwendeten Materialien nach Herstellerangaben verarbeitet wurden (siehe Tab. 4.1)

Der zu dem jeweiligen Abformmaterial gehörige Adhäsivlack wurde dünn und gleichmäßig auf dem Abformlöffel aufgetragen. Vor Befüllung des Löffels mit Abformmaterial wurde der Adhäsivlack fünf Minuten trocknen gelassen. Die Abformmaterialien wurden mithilfe des *Pentamix 2-Mischgerätes* (3M ESPE, Seefeld) automatisch angemischt.

Nach Entnahme der Abformung vom Urmodell wurde diese für mindestens 60 Minuten und höchstens 90 Minuten liegen gelassen, bevor mit der Modellherstellung fortgefahren werden konnte, um eine möglichst vollständige Rückstellung der deformierten Bereiche zu gewährleisten.⁶⁰ Auch bei der Modellherstellung wurde die Lagerzeit des Modells genau eingehalten, bevor dieses vermessen werden konnte. So musste das Modell insgesamt acht Tage lang gelagert werden, da die maximale Expansion des Gipses nach den ersten 24 Stunden eintrat und die folgenden sieben Tage die Schrumpfungsphase andauerte.^{32, 60}

4.3.2 Durchführung der Abformung

Um reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten, wurden mehrere Gipsmodelle mit Hilfe des gleichen Abformmaterials und der gleichen Abformmethode hergestellt. Dazu wurden die Abformungen in verschiedene Serien eingeteilt (siehe Tab. 4.1).

Wie bereits unter 4.3.1 beschrieben, wurden die Rahmenbedingungen eingehalten.

Je nach Abformmethode gab es Unterschiede in der Durchführung der Abformung. Bei der offenen Abformung wurden die Abformpfosten unter korrekter Positionierung handfest auf den Implantaten verschraubt. Danach erfolgte das Befüllen des individuellen Löffels, der zuvor mit dem dazugehörigen Adhäsivlack bestrichen worden war, mit einem Abformmaterial. Nach Aushärtung des Abformmaterials wurden die Schrauben der Abformpfosten gelöst und

die Abformung mit dem im Abformmaterial verbliebenen Abformpfosten vorsichtig vom Urmodell entfernt. Anders als bei der offenen Abformung kam bei der geschlossenen Abformung der konfektionierte Löffel zur Anwendung, der ebenfalls mit Adhäsivlack bestrichen wurde. Die Abformpfosten der Firma *BEGO* wurden auf den Implantaten handfest verschraubt und anschließend mit Transfer-Caps versehen, die oben auf die Abformpfosten aufgesteckt wurden. Die Abformpfosten der Firma *Straumann* hingegen bestanden aus einem Positionierzylinder und einer Abformkappe. Zuerst wurde der Positionierzylinder auf die Implantate gesteckt und dann die Abformkappe über diesen gestülpt, so dass beide zusammen auf dem Implantat einrasteten. Danach wurde der Abformlöffel mit Abformmaterial versehen auf dem Urmodell positioniert. Nach Aushärtung des Abformmaterials wurde der Löffel vorsichtig vom Urmodell entfernt. Hierbei verblieben die Transfer-Caps der Firma *BEGO* und die Abformpfosten mit dem Snap-on-Mechanismus der Firma *Straumann* im Abformmaterial.

4.3.3 Modellherstellung

Bevor mit der Modellherstellung begonnen werden konnte, mussten vorbereitende Maßnahmen getroffen werden:

- Bei der offenen Abformung wurden die Laboranaloga, die die Implantatpositionen des Urmodells im Gipsmodell wiedergeben sollten, auf den in der Abformung verbliebenen Abformpfosten unter korrekter Positionierung des Achtkants bei der Firma *Straumann* und unter korrekter Positionierung des Sechskants bei der Firma *BEGO* verschraubt.
- Bei der geschlossenen Abformung wurden die Abformpfosten der Firma *BEGO* mit den Laboranaloga verschraubt und anschließend in die Transfer-Caps, die in der Abformung verblieben waren, unter korrekter Positionierung reponiert. Die Laboranaloga der Firma *Straumann* hingegen wurden in der Abformung so reponiert, dass die Schulter hörbar einrastete. Wie oben beschrieben waren sowohl Abformkappe und Positionierzylinder bei der Firma *Straumann* in der Abformung verblieben.

Zur Modellherstellung wurde der Superhartgips *Fuji Rock* (vgl. Kapitel 4.2) verwendet. Hierbei wurden die Herstellerangaben exakt befolgt, um eine gleichbleibende Gipsqualität zu gewährleisten und verfahrenstechnische Fehler zu vermeiden. Die Gipsmenge wurde mit einer

Digitalwaage von *Soehnle* (Nassau/Lahn) mit einer Genauigkeit von 0,1 g bestimmt. Bei 22 ml destilliertem Wasser, die mit Hilfe eines Messbechers bestimmt wurden, mussten 100 g Gipspulver hinzugeben werden. Der Gips wurde nach Hinzugabe des Wassers für 20 sec sumpfen gelassen und danach kurz mit der Hand vermengt, bevor dieser dann für 40 sec unter Vakuum mit $350 \frac{U}{min}$ angerührt wurde. Das verwendete Vakuumanmischgerät *Twister* von *Renfert* (Hilzingen) erzeugte einen Druck von 80 bis 100 mbar im Vakuumrührbecher, da ein absolutes Vakuum zu einem Sieden des Wassers führen würde und eine Blasenbildung des Gipses zur Folge hätte. Alle Abformungen wurden auf dem Rüttelgerät *Vibrax* von *Renfert* (Hilzingen) ausgegossen und mit Hilfe von Modell-Tray Formen gesockelt. In den Modell-Tray Formen befand sich ein Magnet, der nach der Aushärtung des Gipses im Modellsockel verblieb. Nach 90 min Aushärtungszeit des Gipses wurden die Situationsmodelle aus der Abformung genommen. Bei der offenen Abformmethode mussten zuvor die Schrauben gelöst werden, so dass Abformpfosten von Laboranaloga getrennt werden konnten. Dagegen mussten bei der geschlossenen Abformmethode nach Entfernung der Abformung die Laboranaloga der Firma *BEGO* vom Gipsmodell abgeschraubt werden, die Abformpfosten der Firma *Straumann* hingegen verblieben aufgrund des Snap-on-Mechanismus in der Abformung.

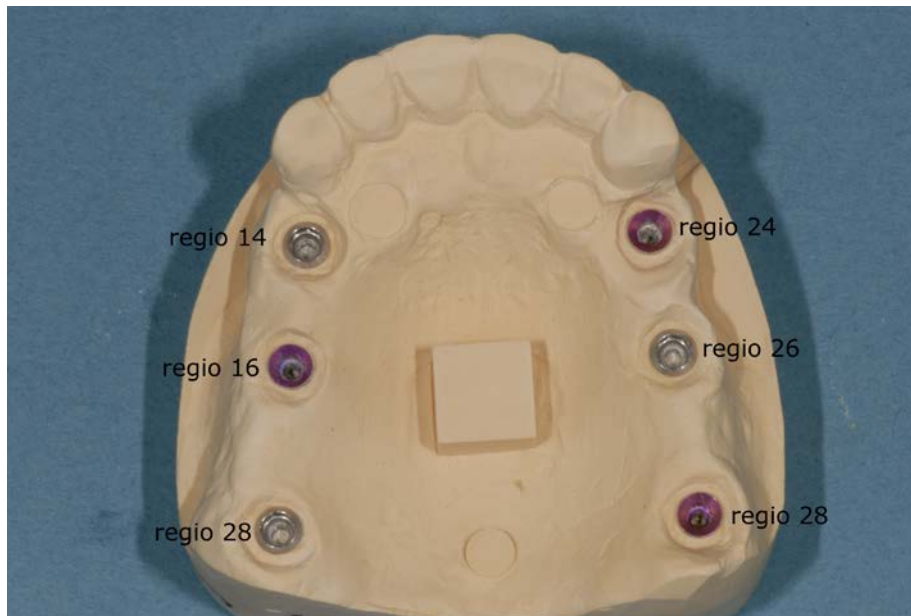


Abb. 4.4: hergestelltes Gipsmodell mit *Straumann*-Implantaten regio 14, 18, 26 und mit *BEGO*-Implantaten regio 16, 24, 28

4.4 Modellvermessung

4.4.1 Messmaschine

Alle Gipsmodelle wurden mit Hilfe der *3D-Koordinatenmessmaschine RAPID* von *THOME PRÄZISION* (Messel; Maschinen-Nr.: P 654203, Baujahr: 04/2007) vermessen. Der Messbereich der *Koordinatenmessmaschine RAPID* liegt zwischen 600/500/400 und 800/500/400 mm³.



Abb. 4.5 3D-Koordinatenmessmaschine RAPID von THOME PRÄZISION

Diese Maschine ist eine CNC-gesteuerte Koordinatenmessmaschine, die mit optimierten Luftlagerpräzisionsführungen in allen Achsen ausgestattet ist. Computerized Numerical Control (CNC), übersetzt „computerisierte numerische Steuerung“, ist eine elektronische Methode zur

Steuerung und Regelung von Werkzeugmaschinen (CNC-Maschinen), bzw. die dafür eingesetzten Geräte (Controller, Computer). Bei der *3D-Koordinatenmessmaschine RAPID* von *THOME PRÄZISION* (Messel) wird durch hochgenaue Führungsmaterialien wie Granit und Keramik eine hohe Verschleißfestigkeit erreicht. Hinzu kommt noch, dass alle Führungsflächen gekapselt sind, wodurch die Präzisionsluftlager und Führungsbahnen vor Beschädigungen geschützt werden. Eine doppelte passive Schwingungsdämpfung absorbiert Schwingungen bis herunter auf 20 Hz.⁸¹

Die zu vermessenden Modelle wurden mit einem *Scanning Messtaster* von *Renishaw SP 25 M* (Pliezhausen) angetastet. Dieser *Scanning Messtaster* kann bis zu $100 \frac{\text{Punkte}}{\text{sec}}$ mit einer Antastunsicherheit von $0,2 \mu\text{m}$ antasten. Die Wiederholgenauigkeit liegt bei $0,3 \mu\text{m}$. Für die Vermessungen des Urmodells und der Gipsmodelle wurde ein Taster mit einem Durchmesser von 3 mm und einer Länge von 30 mm verwendet.⁸¹ Als Messmethode wurde hierbei die Einzelpunktantastung gewählt, bei der ein Punkt mit seinen drei Koordinaten x , y und z bestimmt wird.

4.4.2 Grundlagen der Messtechnik der *3D-Koordinatenmessmaschine RAPID*

Die *3D-Koordinatenmessmaschine RAPID* von *THOME PRÄZISION* (Messel) arbeitet mit der Software *Metrolog XG 9*. Hierbei handelt es sich um eine einfach geometrische Version, bei der keine 3D-Ansicht der zu vermessenden Objekte vorliegt.

Allgemeine mathematische Grundlagen, die der Software der 3D-Koordinatenmessmaschine zugrunde liegen

Um die Lage von Vektoren, Geraden und Ebenen zu berechnen, werden die folgenden allgemeinen Begriffe im dreidimensionalen Raum \mathbb{R}_3 verwendet:

1. Für den Betrag eines Vektors $\mathbf{v} = (x_v, y_v, z_v)$ wird die Betragsformel verwendet:

$$|\mathbf{v}| = \sqrt{x_v^2 + y_v^2 + z_v^2} \quad , \text{ Satz des Pythagoras in drei Dimensionen}$$

2. Folgende Formel wird angewendet, um das Skalarprodukt zu berechnen:

Wenn $\mathbf{v} = (x_v, y_v, z_v)$ und $\mathbf{w} = (x_w, y_w, z_w)$ zwei Vektoren im Referenzsystem R sind, dann gilt:

$$\mathbf{v} \cdot \mathbf{w} = \begin{pmatrix} x_v \\ y_v \\ z_v \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \end{pmatrix} = x_v x_w + y_v y_w + z_v z_w$$

3. Die Berechnung des Winkels zwischen zwei Vektoren \mathbf{v} und \mathbf{w} wird mit Hilfe der folgenden Formel durchgeführt:

$$\mathbf{v} \cdot \mathbf{w} = |\mathbf{v}| \cdot |\mathbf{w}| \cdot \cos \alpha \quad , \text{ wobei } \alpha \text{ der Winkel zwischen den Vektoren } \mathbf{v} \text{ und } \mathbf{w} \text{ ist.}$$

4. Für die Berechnung des Normalenvektors \mathbf{n} einer Ebene wird das Vektorprodukt verwendet:

Das Vektorprodukt liefert den Normalenvektor \mathbf{n} der Ebene, die durch die Vektoren $\mathbf{v} = (x_v, y_v, z_v)$ und $\mathbf{w} = (x_w, y_w, z_w)$ im Referenzsystem R gespannt wird:

$$\mathbf{n} = \mathbf{v} \times \mathbf{w} = \begin{pmatrix} x_v \\ y_v \\ z_v \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_v z_w - z_v y_w \\ z_v x_w - x_v z_w \\ x_v y_w - y_v x_w \end{pmatrix}$$

5. Der Betrag des Vektorprodukts zweier Vektoren \mathbf{v} und \mathbf{w} wird durch die Beträge der Vektoren \mathbf{v} und \mathbf{w} sowie dessen Winkel beschrieben:

$$|\mathbf{v} \times \mathbf{w}| = |\mathbf{v}| \cdot |\mathbf{w}| \cdot \sin \alpha \quad , \text{ wobei } \alpha \text{ der Winkel zwischen den Vektoren } \mathbf{v} \text{ und } \mathbf{w} \text{ ist.}$$

Spezielle Angaben zur Software der 3D-Koordinatenmessmaschine

1) Ausrichtungen

Die Ausrichtung, die auch Referenzrahmen, Bezugsrahmen, Bezugspunkte o.ä. genannt wird, dient zur automatischen Bewegung des Koordinatenmessgerätes (KMG), zur Analyse der Ergebnisse und zur Definition der Elemente. Es handelt sich dabei um ein mathematisches System, das die Berechnung der Koordinaten ermöglicht. Es ist orthonormiert und direkt, d.h. die Messeinheit ist auf den drei Achsen dieselbe und der Winkel (im trigonometrischen Sinn) zwischen jeder Achse beträgt 90° .

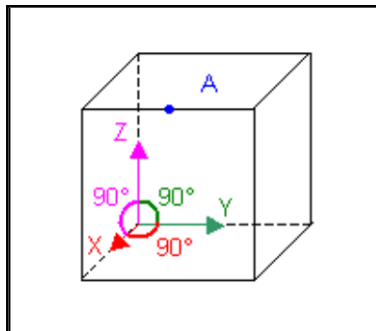


Abb. 4.8: der Punkt A hat als Koordinaten $X = 2, Y = 1, Z = 2$

Als vordefinierte Elemente der Ausrichtung bezeichnet man die Elemente, aus denen die Ausrichtung besteht. Gemeint sind die drei Ebenen XoY, YoZ und ZoX , die Achsen X, Y, Z und der Ursprung der Koordinaten $X = 0, Y = 0, Z = 0$.

Wenn keine Ausrichtung erstellt wird, ist die Referenz die KMG-Ausrichtung.

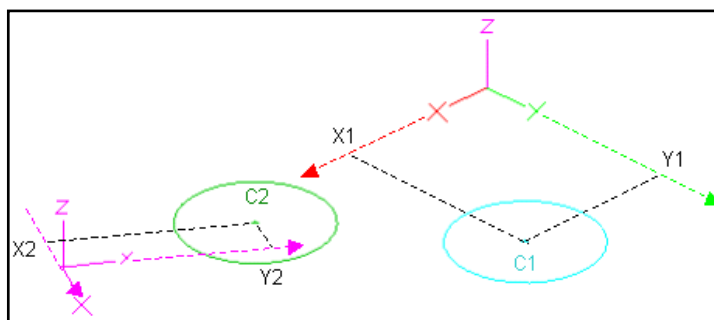


Abb. 4.9: C1 Kreis, der in der KMG-Ausrichtung mit den Koordinaten $X1$ und $Y1$ gemessen wird. C2: Kreis der Definitionszeichnung mit den Koordinaten $X2$ und $Y2$

Der gemessene Kreis hat die Messwerte $X1, Y1, Z1$ in der KMG-Ausrichtung. Sie haben keinen Bezug zu den Messwerten $X2, Y2$ und $Z2$ der Definitionszeichnung. Die Software er-

möglicht die Erstellung eines isostatischen Systems ausgehend von den angetasteten Elementen. Es muss den Zeichnungsspezifikationen entsprechen.

In diesem Beispiel ergibt der Referenzrahmen aus den Messungen des Teils die Werte X2 und Y2 direkt. Der Referenzrahmen ist für die linken Teile unverzichtbar, da kein Schnitt gefunden werden kann, wenn man sich nicht in der CAD-Ausrichtung des Teils befindet. Die CAD-Ausrichtung ist die Ausrichtung, die die Definition des Teils ermöglicht hat. In diesem Fall ist der Referenzrahmen ebenfalls der Messung der Elemente entsprungen.

2) CAD

CAD ist die Abkürzung für Computer-aided design und bedeutet computergestützte Konstruktion. Eine CAD-Datei enthält alle Informationen über das CAD-Modell. Ein CAD-Modell ist ein mathematisches Modell des zu kontrollierenden Teils. Es entsteht aus der Konvertierung einer CAD-Datei einer Drittsoftware. Das Modell stellt das Teil mit den Sollgrößen und Sollpositionen dar und kann ISO-Toleranzen enthalten.

4.4.3 Individuell angefertigte Aufbauten zur Vermessung des Urmodells und der Gipsmodelle

Problematik der Vermessung

Da sich die Implantate im Urmodell bzw. die Laboranaloga im Gipsmodell befinden, ist es nicht möglich, diese direkt anzutasten und damit auch zu vermessen. Folglich wurden spezielle Vermessungsaufbauten entwickelt, die sich auf die Implantate und Laboranaloga schrauben ließen und so eine indirekte Bestimmung der Veränderung der Implantatposition in Bezug auf das Urmodell möglich wurde.

Vermessungsaufbauten

Es wurden jeweils sechs Edelstahlquader mit den Maßen 8x8x8 mm angefertigt. Diese wurden von der einen Seite mit einer Bohrung versehen, die dem Durchmesser des Abformpfostens für die verschraubte Methode entsprach. Diese Bohrung war 5 mm lang und wurde zur gegenüberliegenden Seite mit einer kleineren Bohrung von 1 mm fortgesetzt, durch welche

der Schraubenzieher eingeführt werden konnte. Die Edelstahlquader wurden auf den Abformpfosten mit Hilfe von Galvanokleber so fixiert, dass diese möglichst parallel zueinander standen. Jeder Abformpfosten wurde seiner Position entsprechend von A-F nummeriert. Folglich konnte jeder Abformpfosten einer bestimmten Implantatposition zugeordnet werden. Hierbei musste noch beachtet werden, dass der Sechs- bzw. Achtkant des Abformpfostens immer in derselben Stellung auf dem Implantat bzw. Laboranalogo einrastet, um Messfehler bezüglich falscher Handhabung auszuschließen.

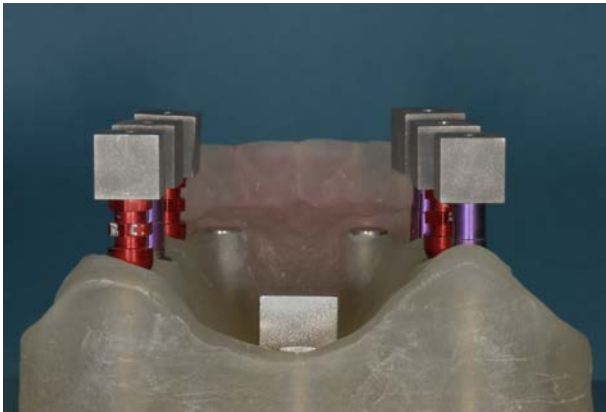


Abb. 4.6: Vermessungsaufbauten von hinten

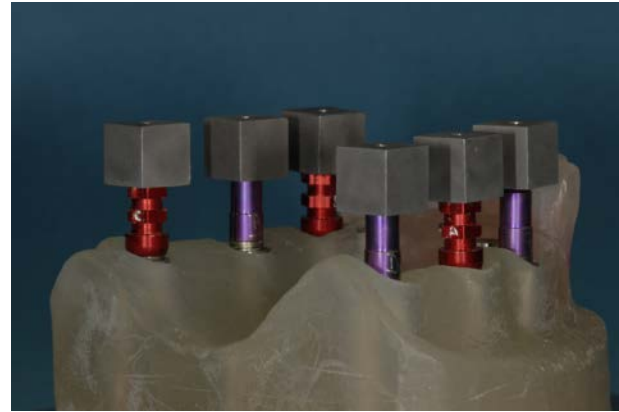


Abb. 4.7: Vermessungsaufbauten seitlich

4.4.4 Programmierung der Messmaschine

Mit Hilfe von Programmen können Messsequenzen wiederholt werden, indem die Reihenfolge der Messungen, der Werkstücke, der Formen und Referenzpunkte aufgezeichnet wird. Beim Einsatz von numerisch gesteuerten Maschinen sind die Messwege programmierbar und es besteht die Möglichkeit, alle Teile auf genau die gleiche Art und Weise zu messen.

Um sowohl das Urmodell als auch die Gipsmodelle auf genau die gleiche Art und Weise vermessen zu können, wurde folgendes Programm erstellt:

Als erstes wurde der Taster mit dem Durchmesser 3 mm und der Länge 30 mm ausgewählt und danach die Ausrichtung am Messkoordinatensystem (MKS) aktiviert. Anschließend wurde an dem mittig im Gaumen befindlichen Edelstahlquader ein bestimmter Punkt angefahren, der als Startpunkt für den zukünftigen Programmablauf abgespeichert wurde. Dieser Startpunkt lag in der Ebene E1 in der Nähe des Punktes P1 (siehe Abb 14.4). Danach wurde der

CNC-Modus aktiviert und das Werkstückkoordinatensystem (WKS) an dem Edelstahlquader eingemessen. Dazu wurden die drei Ebenen E1-E3 (siehe Abb. 14.4) bestimmt, indem jede Ebene mit Hilfe von drei angetasteten Punkten, die möglichst weit voneinander entfernt waren, eingemessen wurde. Der erste Antastpunkt von E1, der sich in der Nähe von P1 befindet (siehe Abb. 14.4) wurde als Startpunkt für den Programmablauf gewählt. Nach der Vermessung wurden zwei Geraden g1 und g2 konstruiert: g1 aus dem Schnitt von E1 mit E2 und g2 aus dem Schnitt von E1 und E3. Aus dem Schnittpunkt der beiden Geraden g1 und g2 wurde der Ursprungspunkt P1 konstruiert. Danach wurde die geometrische Ausrichtung an dem WKS (= Edelstahlquader) berechnet und diese aktiviert: E1= +z (Hauptachse), E3= -x (Nebenrichtung) und Ursprung = P1(x = E3, y = E2, z = E1): Die CAD-Ausrichtung wurde mit dem WKS verbunden. Folglich bildet nun das WKS die Referenz.

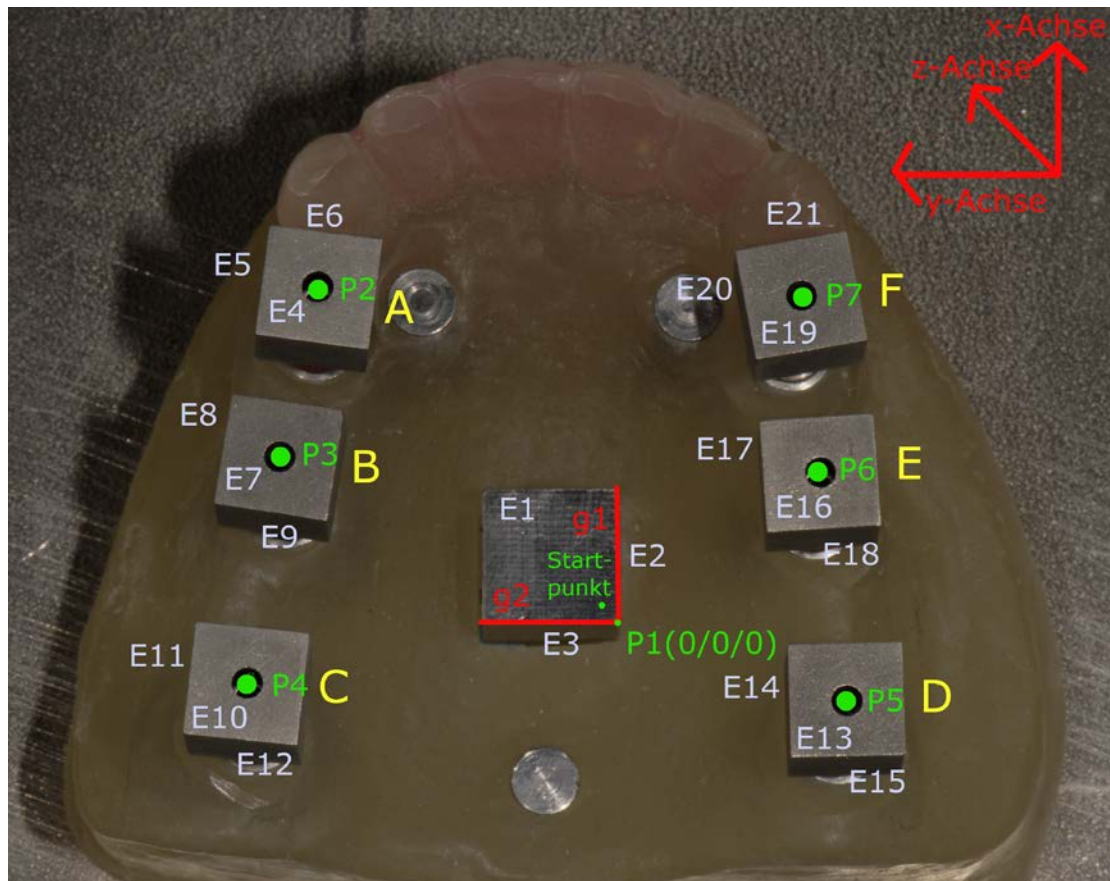


Abb. 4.14: Schematische Darstellung der einzelnen Vermessungselemente:
P1-7 = Punkt1-7; E1-21 = Ebene1-21; g1-2 = Gerade1-2; A-F = unterschiedliche Implantatpositionen (A, C, E = *Straumann*-Implantate; B, D, F = *BEGO*-Implantate)

Danach wurden E4-E21 der Reihe nach mit jeweils drei Antastpunkten, die möglichst weit auseinander lagen, vermessen. Nach den Vermessungen der verschiedenen Ebenen wurde mit den Konstruktionen und Berechnungen von Winkeln und Abständen fortgefahren:

A) Neigungswinkel in Bezug auf Referenzebene E1:

- Winkel 1 = zwischen E1 und E4 (Implantatposition A = *Straumann*-Implantat regio 14)
- Winkel 2 = zwischen E1 und E7 (Implantatposition B = *BEGO*-Implantat regio 16)
- Winkel 3 = zwischen E1 und E10 (Implantatposition C = *Straumann*-Implantat regio 18)
- Winkel 4 = zwischen E1 und E13 (Implantatposition D = *BEGO*-Implantat regio 28)
- Winkel 5 = zwischen E1 und E16 (Implantatposition E = *Straumann*-Implantat regio 26)
- Winkel 6 = zwischen E1 und E19 (Implantatposition F = *BEGO*-Implantat regio 24)

B) Rotationswinkel in Bezug auf Referenzebene E2:

- Winkel 7 = zwischen E2 und E5 (Implantatposition A = *Straumann*-Implantat regio 14)
- Winkel 8 = zwischen E2 und E8 (Implantatposition B = *BEGO*-Implantat regio 16)
- Winkel 9 = zwischen E2 und E11 (Implantatposition C = *Straumann*-Implantat regio 18)
- Winkel 10 = zwischen E2 und E14 (Implantatposition D = *BEGO*-Implantat regio 28)
- Winkel 11 = zwischen E2 und E17 (Implantatposition E = *Straumann*-Implantat regio 26)
- Winkel 12 = zwischen E2 und E20 (Implantatposition F = *BEGO*-Implantat regio 24)

Um die räumliche Verschiebung der Implantate im dreidimensionalen Raum berechnen zu können, mussten die Mittelpunkte, die sich oberhalb der Implantatmittelpunkte befanden, konstruiert werden. Die zu konstruierenden Mittelpunkte lagen je nach Implantatposition entweder in E4, E7, E10, E13, E16 oder E19 und wurden aus den beiden Mittelgeraden der anderen beiden Ebenen eines Vermessungsquaders gebildet:

C) Mittelpunkte der Implantate

- Punkt 2 = Mittelpunkt der Implantatposition A (*Straumann*-Implantat regio 14)
- Punkt 3 = Mittelpunkt der Implantatposition B (*BEGO*-Implantat regio 16)
- Punkt 4 = Mittelpunkt der Implantatposition C (*Straumann*-Implantat regio 18)
- Punkt 5 = Mittelpunkt der Implantatposition D (*BEGO*-Implantat regio 28)
- Punkt 6 = Mittelpunkt der Implantatposition E (*Straumann*-Implantat regio 26)
- Punkt 7 = Mittelpunkt der Implantatposition F (*BEGO*-Implantat regio 24)

4.4.5 Vermessung des Urmodells zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit

Wichtige Voraussetzung für aussagekräftige Messergebnisse der Gipsmodelle war die Reproduzierbarkeit der Messwerte am Urmodell. Insgesamt sind Messfehler unausweichlich, daher war die Analyse der Messgenauigkeit am Urmodell umso wichtiger:

- Zuerst wurde der Istwert durch 10 Messungen, bei denen weder das Urmodell in seiner Position noch die Vermessungsposten in ihrer Position verändert wurden, festgelegt.
- Der erste Messdurchlauf bestand aus 10 Messungen und vollzog sich wie bei der Ermittlung des Istwertes, da weder das Urmodell bewegt wurde noch die Vermessungsaufbauten verändert wurden. Anhand dieses Messdurchlaufs sollte ermittelt werden, wie genau die Maschine misst bzw. wie ihre Reproduktionsgenauigkeit ist.
- Auch der zweite Messdurchlauf bestand aus 10 Messungen. Hierbei wurden die Vermessungsaufbauten nicht verändert. Lediglich das Urmodell wurde nach jeder abgeschlossenen Messung vom Vermessungstisch entfernt und danach wieder an der gleichen Stelle fixiert. Dieser Messdurchlauf sollte zeigen, wie genau das Messver-

fahren ist bzw. inwiefern sich die Maschine auf geringfügige Positionsänderungen des Urmodells einstellen kann.

- Innerhalb des dritten Messdurchlaufs, der ebenso aus 10 Messungen bestand, blieb das Urmodell fest an seinem Platz fixiert. Dieses Mal wurden die Vermessungsaufbauten abgeschraubt und vom Urmodell entfernt, bevor sie wieder in der vorgesehenen Position auf den Implantaten festgeschraubt wurden. Mit Hilfe dieses Messdurchlaufs sollte die Frage beantwortet werden, wie genau die Vermessungsaufbauten sich ab- und aufschrauben lassen.
- Anhand des vierten und letzten Messdurchlaufs, der wie alle anderen aus 10 Messungen bestand, sollte die Frage geklärt werden, wie genau das „gesamte Verfahren“ ist. Das „gesamte Verfahren“ beinhaltet sowohl die Entfernung des Urmodells von seinem Platz als auch das Ab- und Aufschrauben der Vermessungsaufbauten.

4.4.6 Vermessung der Gipsmodelle

Die Gipsmodelle konnten aufgrund ihres Magnets im Sockel auf einer Modell-Tray Form fixiert werden, die dann wiederum auf dem Messtisch fixiert wurde.

Das Messprinzip war hierbei dasselbe wie bei den vier Messdurchläufen am Urmodell. Der Taster wurde zu dem Startpunkt auf dem Quader gefahren und das Programm gestartet, welches dann die Abweichung zwischen Ist- und Sollwert berechnete. Im Gegensatz zum Urmodell bestand der mittig im Gaumen liegende Quader, an dem das WKS erstellt wurde, nicht aus Edelstahl, sondern aus Gips und war zuvor mit abgeformt worden.

4.5 Auswertung der Messdaten

Zur Datenbearbeitung wurden die Werte in das Statistikprogramm *SPSS (Version 15.0)* für *Windows* übertragen und dort ausgewertet. Die Darstellung der kontinuierlichen Variablen erfolgte als Mittelwerte, während als Streumaße die Standardabweichungen gewählt wurden. Alle EDV-erfassten Daten werden nach Abschluss der Studie auf CD-ROM übertragen und für mindestens 10 Jahre archiviert.

4.5.1 Statistische Testverfahren

Normalverteilungstests überprüfen die Verteilungsform von stetigen Zahlen einer Stichprobe. Eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung besteht bei $p < 0,05$. In diesem Falle sind für die betreffenden Variablen nichtparametrische Tests zu benutzen.⁹¹ Bei der statistischen Auswertung dieser Ergebnisse wurde der Shapiro-Wilk-Test als Normalverteilungstest herangezogen, da die Gesamtzahl der Proben pro Testreihe 10 Modelle betragen hat.

Beim Vergleich von zwei unabhängigen, normalverteilten Stichproben wurde der t-Test verwendet. Dabei wurde vorher zur Überprüfung der Homogenität der Varianzen der Levene-Test durchgeführt. Bei nachgewiesener Homogenität der Varianzen wurde der Student t-Test durchgeführt, während bei fehlender Gleichheit der Varianzen der Welch-Test als Modifikation des t-Tests durchgeführt wurde.^{38, 73, 91}

Wenn mehr als zwei unabhängige, nicht normalverteilte Stichproben miteinander verglichen wurden, wurde der H-Test nach Kruskal und Wallis eingesetzt. Dagegen fand beim Vergleich von mehr als zwei unabhängigen, normalverteilten Stichproben die einfaktorielle ANOVA Anwendung. Zur weiteren Differenzierung, welche Parameter der ANOVA sich unterscheiden, wurde bei signifikantem Ergebnis der ANOVA als post hoc Test der Bonferroni-Test mit multipler t-Testung durchgeführt.⁷³

Beim Vergleich von zwei unabhängigen, nicht normalverteilten Stichproben wurde der Mann-Whitney-U-Test und bei mehr als zwei unabhängigen, nicht normalverteilten Stichproben der H-Test nach Kruskal und Wallis angewendet.

Abschließend wurde noch trotz geringfügiger Einschränkungen eine univariate Varianzanalyse (Allgemeines Lineares Modell) durchgeführt. Diese Analyse führte zu einem Mehrfachver-

gleich zwischen den drei Gruppen Abformmaterialien, Abformtechniken und Implantatsystemen.⁴⁶

4.5.2 Signifikanzniveau

Bei einer Fehlerwahrscheinlichkeit von 5% ($p \leq 0,05$) wurde das Ergebnis als statistisch signifikant eingestuft.⁴⁶

In der folgenden Tabelle 4.5 werden die unterschiedlichen Signifikanzniveaus dargestellt.

Tab. 4.5: Signifikanzniveau

$p > 0,05$	$p \leq 0,05$	$p \leq 0,01$	$p \leq 0,001$
nicht signifikant	signifikant	sehr signifikant	hochsignifikant

4.5.3 Graphische Darstellung

Für die graphische Darstellung über die Lage und Verteilung der Werte einer Stichprobe sind Boxplots und Fehlerbalken geeignet. Für nicht normalverteilte Stichproben wurden Boxplotdiagramme herangezogen. Die Fehlerbalkendiagramme kamen bei normalverteilten Stichproben zur Anwendung.

Boxplotdiagramme

Ein Boxplot beschreibt die Verteilung der Werte. Es stellt die Perzentile, extremen Werte und Ausreißer sowie den größten und kleinsten Wert nicht extremer Werte dar. Der Median, auch 50%-Perzentil oder Zentralwert genannt, ist der Wert, der die Gesamtheit der Werte in zwei Hälften teilt. Die untere Grenze der ausgefüllten Fläche beschreibt die Lage des 25% - Perzentils, die obere Grenze die des 75%-Perzentils.^{82, 91} Die horizontal verlaufenden Striche über und unter der Box kennzeichnen den Wert, der nicht als Ausreißer oder Extremwert klassifiziert wird. Ausreißer werden als kleine Kreise, Extremwerte als Sternchen dargestellt.

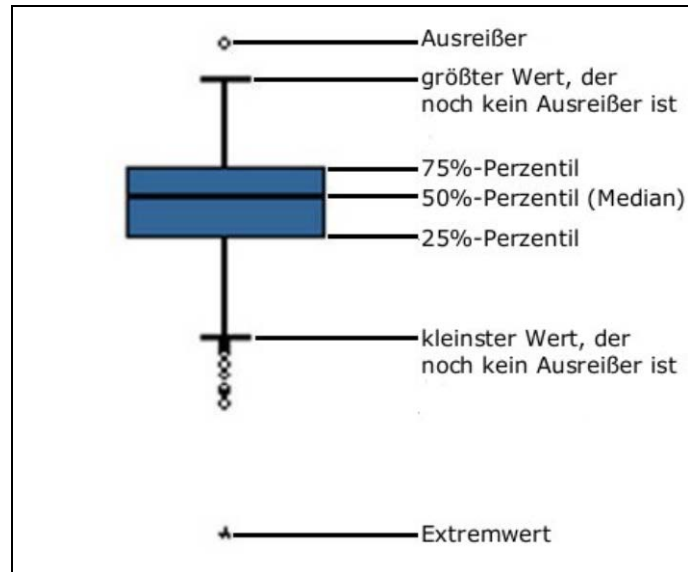


Abb. 4.15: Bedeutung der Elemente eines Boxplot-Diagramms

Fehlerbalkendiagramme

Fehlerbalkendiagramme kennzeichnen die Lage eines Mittelwertes in einer Stichprobe und enthalten zudem Angaben über die wahrscheinliche Lage eines Mittelwertes in der Grundgesamtheit.⁴⁶ Bei normalverteilten Stichproben wurden zur Veranschaulichung der Mittelwerte Fehlerbalken verwendet, wobei als Streumaß aufgrund der großen Streubreite die Standardfehler aufgeführt wurden. Die kategorisierten Daten wurden grafisch mit Hilfe von einfachen und gruppierten Balkendiagrammen dargestellt.⁷³

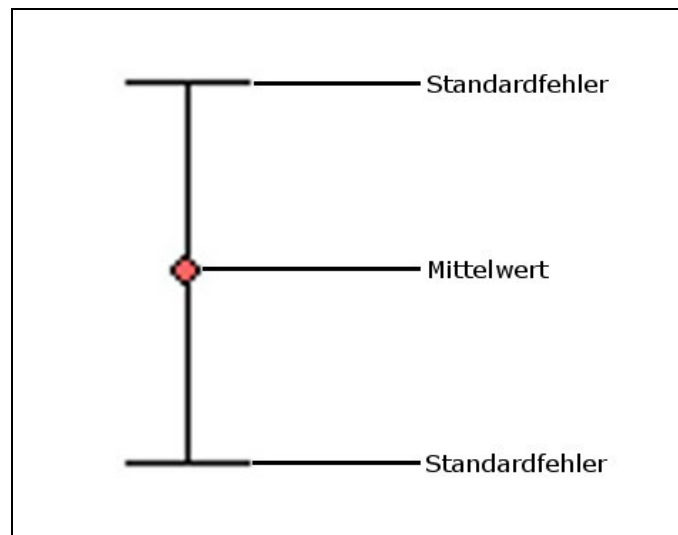


Abb. 4.16: Bedeutung der Elemente eines Fehlerbalkendiagramms

5 Ergebnisse

5.1 Reproduzierbarkeit der Messung

Für die Aussage über die Reproduzierbarkeit einer Messung war vor allem der Wert, bei dem sowohl die Abformpfosten abgeschraubt wurden, als auch das Urmodell vom Platz entfernt wurde, relevant. Bei diesem Messwert wurde das gesamte Messverfahren erfasst.

5.1.1 Messgenauigkeit bezogen auf die Neigung

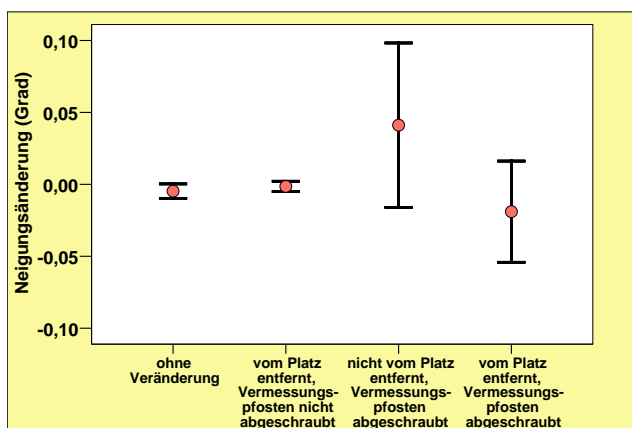


Abb. 5.1: Neigungsänderung der *Straumann*-Implantate bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

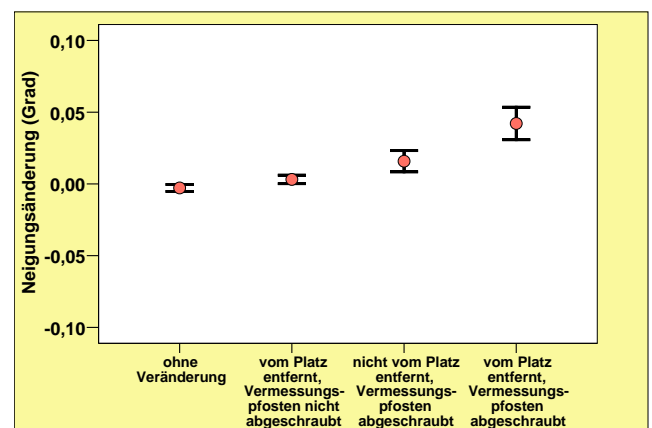


Abb. 5.2: Neigungsänderung der *BEGO*-Implantate bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

Die Neigungsänderungen der Vermessungsposten bezüglich des Implantatsystems *Straumann* in Abb. 5.1 waren in den beiden Gruppen, in denen die Vermessungsposten entfernt wurden, mit Mittelwerten von $0,04^\circ$ in der dritten Gruppe und $-0,02^\circ$ in der vierten Gruppe am größten. Der größte Standardfehler hingegen lag in der dritten Gruppe mit $0,06^\circ$ vor. Nach der ANOVA waren die vier Vermessungsmethoden mit $p = 0,62$ nicht signifikant. Insgesamt waren die Messergebnisse zur Neigungsänderung der Firma *Straumann* normalverteilt.

Bei Gesamtbetrachtung der Abb. 5.2 fiel eine stetige Zunahme der Neigungsänderung im Verlauf der Vermessungsmethoden eins bis vier auf. Die größte Neigungsänderung mit einem Mittelwert von $0,04^\circ$ zeigte die Vermessungsmethode „Urmodell vom Platz entfernt und Vermessungspfoften abgeschraubt“. Hierbei lag auch der größte Standardfehler mit $0,01^\circ$ vor. Insgesamt folgten die Messergebnisse der Normalverteilung. Zwischen den vier Vermessungsmethoden bestand mit $p < 0,001$ ein hochsignifikanter Unterschied (ANOVA).

5.1.2 Messgenauigkeit bezogen auf die Rotation

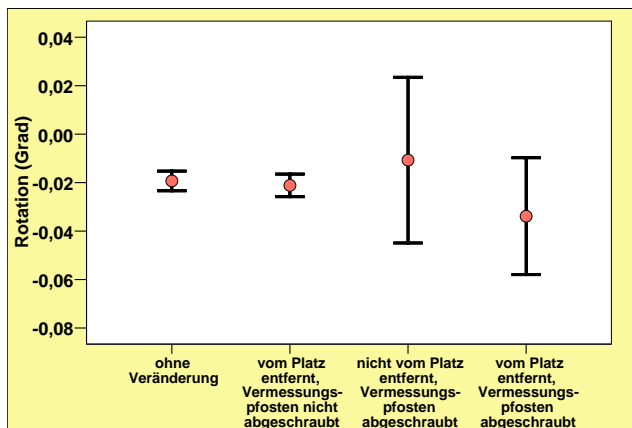


Abb. 5.3: Rotation der *Straumann*-Implantate bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

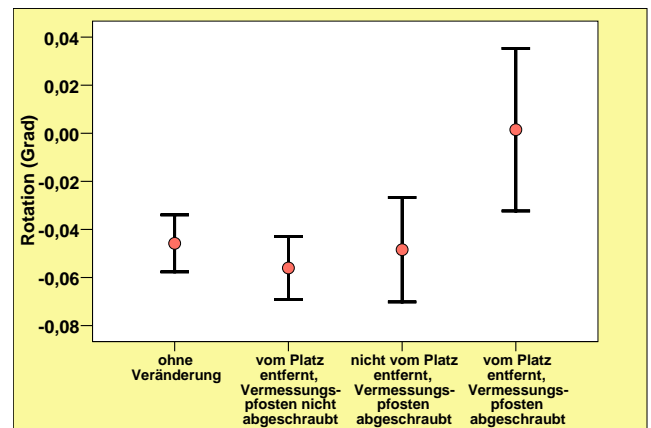


Abb. 5.4: Rotation der *BEGO*-Implantate bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

Bei Betrachtung der Rotation der *Straumann*-Vermessungspfoften (Abb. 5.3) fiel eine große Abweichung vom festgelegten Istwert in den beiden Gruppen, in denen die Vermessungspfoften abgeschraubt wurden, auf. Hierbei lag der größte Standardfehler von $0,03^\circ$ in der Gruppe vor, in der das Urmodell nicht vom Platz entfernt wurde und die Vermessungspfoften abgeschraubt wurden. Der Mittelwert zeigte jedoch nur eine Rotation von $-0,01^\circ$. Der Mittelwert der vierten Vermessungsmethode „Urmodell vom Platz entfernt und Vermessungspfoften abgeschraubt“ lag bei $-0,03^\circ$ und zeigte somit die größte Abweichung. Insgesamt ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den vier Vermessungsmethoden ($p = 0,12$).

Die Messergebnisse der Abb. 5.4 waren bezogen auf die Rotation des Implantatsystems *BEGO* normalverteilt. Der größte Standardfehler mit $0,03^\circ$ war bei der vierten Vermessungsmethode „Urmodell vom Platz entfernt und Abformpfoften abgeschraubt“ zu sehen. Bei dieser Gruppe wich der Mittelwert mit $0,00^\circ$ im Gegensatz zu den anderen drei Gruppen, bei

denen er zwischen $-0,06^\circ$ und $-0,05^\circ$ lag, nicht ab. Nach der ANOVA bestand zwischen den vier Vermessungsmethoden kein signifikanter Unterschied ($p = 0,24$).

5.1.3 Messgenauigkeit bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte

Alle Messwerte in Bezug auf die räumliche Verschiebung der Implantatmittelpunkte folgten der Normalverteilung, so dass parametrische Tests und Fehlerbalkendiagramme zur Anwendung kamen.

Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der x-Achse bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

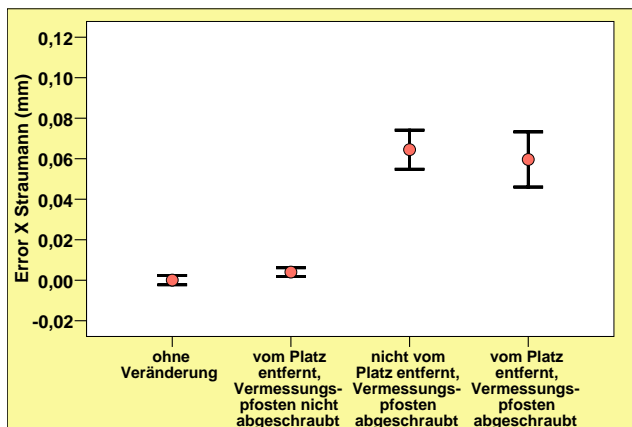


Abb. 5.5: Verschiebung der *Straumann*-Implantatmittelpunkte bezogen auf die x-Achse bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

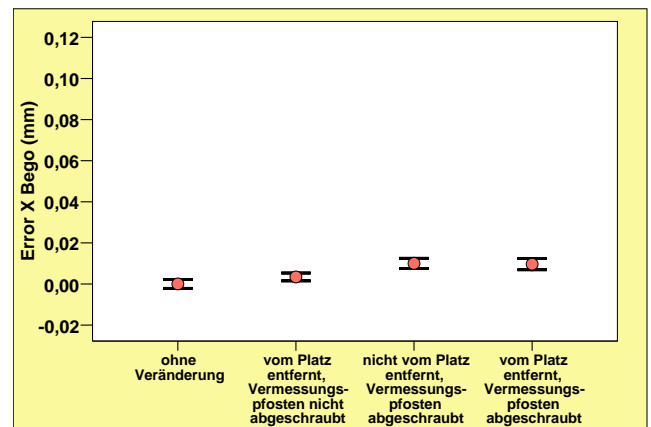


Abb. 5.6: Verschiebung der *BEGO*-Implantatmittelpunkte bezogen auf die x-Achse bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

Bei Betrachtung der Abb. 5.5 fiel die minimale Verschiebung entlang der x-Achse in Bezug auf die ersten beiden Vermessungsmethoden, bei denen die Vermessungsposten nicht abgeschraubt wurden, auf. Die Abweichungen von den Istwerten waren bei der Entfernung der Vermessungsposten mit Mittelwerten von 0,07 mm und 0,06 mm deutlicher. Mit $p < 0,001$ bei der ANOVA wurden die Ergebnisse zwischen den Gruppen als hochsignifikant eingestuft.

Bei Betrachtung der Abb. 5.6 war auffällig, dass die letzten beiden Vermessungsmethoden, bei denen jeweils die Vermessungsaufbauten entfernt wurden, gleich stark mit einem Mittelwert von 0,06 mm abwichen. Insgesamt führte die ANOVA zu signifikanten Unterschieden ($p = 0,01$).

Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der y-Achse bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

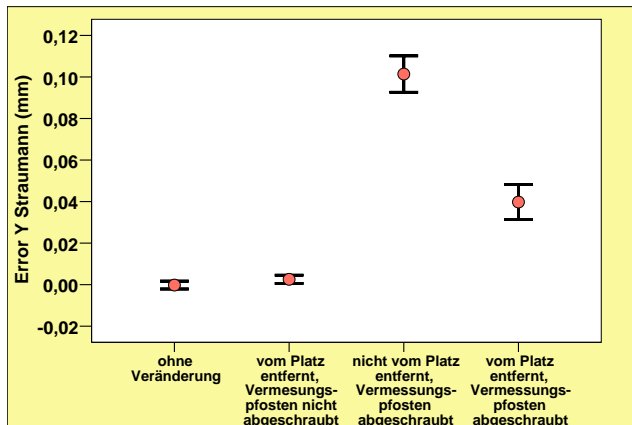


Abb. 5.7: Verschiebung der *Straumann*-Implantatmittelpunkte bezogen auf die y-Achse bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

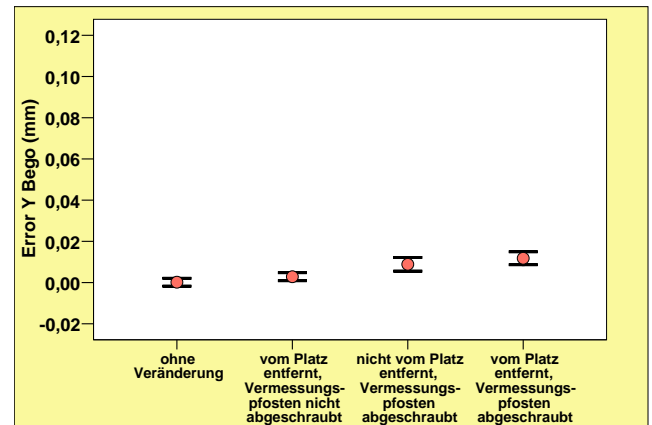


Abb. 5.8: Verschiebung der *BEGO*-Implantatmittelpunkte bezogen auf die y-Achse bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

Die Abb. 5.7 zeigt in Bezug auf die Verschiebung entlang der y-Achse bei der Vermessungsmethode „nicht vom Platz entfernt, Vermessungsposten abgeschraubt“ die größte Abweichung mit einem Mittelwert von 0,10 mm. Dagegen betrug die Abweichung bei der vierten Vermessungsmethode nur 0,04 mm. Die Unterschiede zwischen den Vermessungsmethoden waren in der ANOVA hochsignifikant ($p < 0,001$).

Bei Betrachtung der Abb. 5.8 fiel die größte Abweichung von der y-Achse mit einem Mittelwert von 0,01 mm bei der Vermessungsmethode „vom Platz entfernt, Vermessungsposten abgeschraubt“ auf. Dagegen wichen die beiden Vermessungsmethoden, bei denen die Vermessungsposten nicht entfernt wurden, kaum ab. Die Unterschiede zwischen den vier Vermessungsmethoden waren mit $p = 0,014$ signifikant (ANOVA).

Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der z-Achse bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

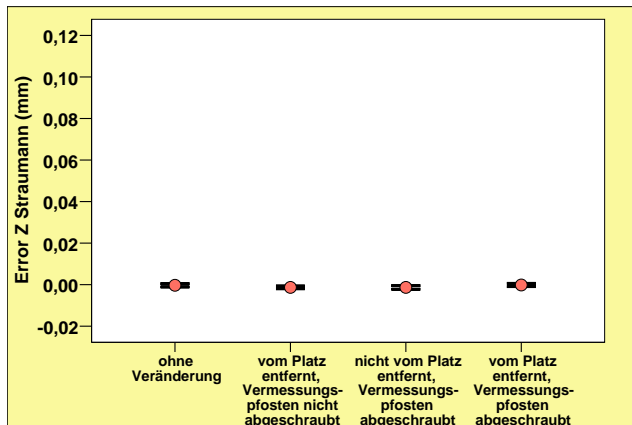


Abb. 5.9: Verschiebung der *Straumann*-Implantatmittelpunkte bezogen auf die z-Achse bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

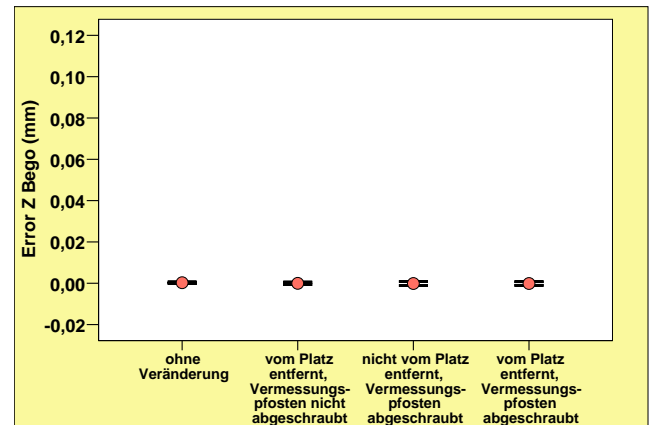


Abb. 5.10: Verschiebung der *BEGO*-Implantatmittelpunkte bezogen auf die z-Achse bei den vier Vermessungsmethoden am Urmodell

Bei Betrachtung der Abbildung 5.9 fiel in allen vier Gruppen eine geringe Verschiebung zwischen -0,0003 mm und -0,0004 mm auf. Zwischen den vier Gruppen bestanden mit $p > 0,005$ (ANOVA) keine signifikanten Unterschiede.

Eine Verschiebung entlang der z-Achse (Abb. 5.10) war bei den Implantaten der Firma *BEGO* in Abb. 5.10 kaum vorhanden, da der Mittelwert zwischen -0,0001 und 0,0003 betrug. Zwischen den vier verschiedenen Vermessungsmethoden bestanden mit $p = 0,978$ keine signifikanten Unterschiede (ANOVA).

5.2 Neigungsänderung der Implantatachse bei der Übertragung auf das Gipsmodell

5.2.1 Vergleich der verschiedenen Abformmaterialien bezogen auf die Neigungsänderung

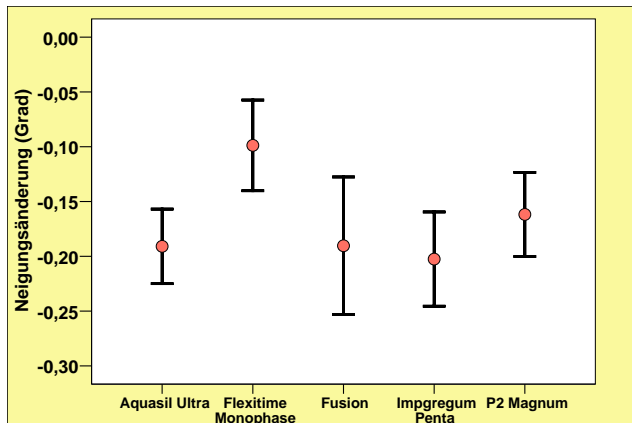


Abb. 5.11: Neigungsänderung des Implantatsystems *Straumann* in Bezug auf die verschiedenen Abformmaterialien

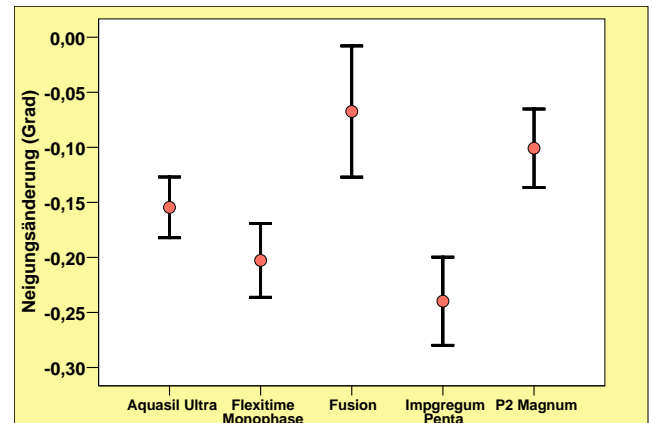


Abb. 5.12: Neigungsänderung des Implantatsystems *BEGO* in Bezug auf die verschiedenen Abformmaterialien

Bei Betrachtung der Abb. 5.11 fiel eine geringe Neigungsänderung bei dem Abformmaterial *Flexitime Monophase* auf. Der Mittelwert der Neigungsänderung lag bei diesem Abformmaterial bei $-0,10^\circ$. Das Abformmaterial *P2 Polyether Magnum* zeigte nach *Flexitime Monophase* die zweitbesten Ergebnisse. Auffällig war bei dem Abformmaterial *Fusion* der relativ große Standardfehler von $0,06^\circ$ im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien. Hierbei war zu beachten, dass die Versuchsserie mit *Fusion* aus nur acht Modellen bestand und deswegen mit den anderen Abformmaterialien nur sehr eingeschränkt zu vergleichen war. Die größte Neigungsänderung mit einem Mittelwert von $0,20^\circ$ lag bei *Impregum Penta* vor. Dicht gefolgt mit einem Mittelwert von $0,19^\circ$ Neigungsänderung kam dann das Abformmaterial *Aquasil Ultra*. Insgesamt lag nach der ANOVA zwischen den einzelnen Abformmaterialien kein signifikanter Unterschied vor ($p = 0,36$).

Die Ergebnisse der Neigungsänderung bezogen auf das Implantatsystem *BEGO* in Abb. 5.12 stellten sich hingegen anders dar. Hierbei zeigte sich der kleinste Standardfehler von $0,03^\circ$ bei *Aquasil Ultra*. Der Standardfehler von *Flexitime Monophase*, der wiederum minimal kleiner als der von *Impregum Penta* war, war minimal größer als der von *Aquasil Ultra*. Den gerings-

ten Mittelwert mit $-0,08^\circ$ zeigte *Fusion*, welches wegen der geringen Anzahl angefertigter Gipsmodelle mit Vorsicht zu betrachten war. *P2 Polyether Magnum* wies nach *Fusion* den kleinsten Mittelwert von $-0,10^\circ$ auf. Der größte Mittelwert von $-0,24^\circ$ für die Neigungsänderung wurde bei dem Abformmaterial *Impregum Penta* ersichtlich. Zwischen den einzelnen Abformmaterialien bestanden nach der ANOVA mit $p = 0,003$ sehr signifikante Unterschiede.

5.2.2 Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Neigungsänderung

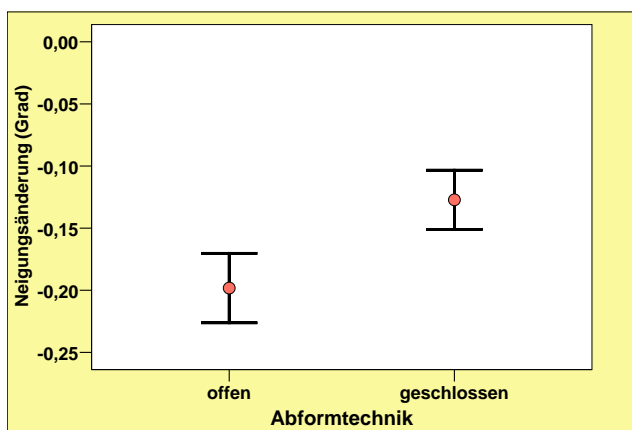


Abb. 5.13: Neigungsänderung offene Abformung versus geschlossene Abformung bezogen auf das Implantatsystem *Straumann*

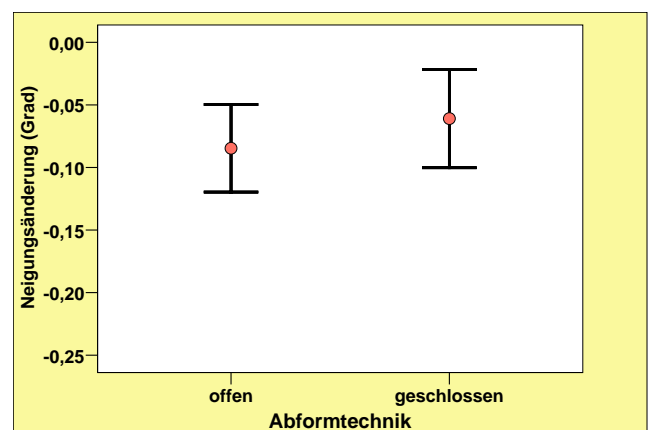


Abb. 5.14: Neigungsänderung offene Abformung versus geschlossene Abformung bezogen auf das Implantatsystem *BEGO*

Bei der Betrachtung der Abb. 5.13 fiel eine größere Neigungsänderung bei der offenen Abformung mit einem Mittelwert von $-0,20^\circ$ im Gegensatz zu der geschlossenen Abformung mit einem Mittelwert von $-0,13^\circ$ auf. Auch der Standardfehler, der $0,03^\circ$ betrug, war bei der offenen Abformung im Vergleich zu $0,02^\circ$ geringfügig größer. Mit $p = 0,06$ bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen (Welch-Test). Die Werte folgten der Normalverteilung.

Die Werte der Abb. 5.14 zeigten in Bezug auf die Neigungsänderung des Implantatsystems *BEGO* einen größeren Mittelwert von $-0,09^\circ$ bei der offenen Abformung im Gegensatz zur geschlossenen Abformung mit einem Mittelwert von $-0,07^\circ$. Dagegen war der Standardfehler bei der geschlossenen Abformung größer als der der offenen Abformung. Die beiden Gruppen unterschieden sich mit $p = 0,002$ sehr signifikant.

5.2.3 Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Neigungsänderung

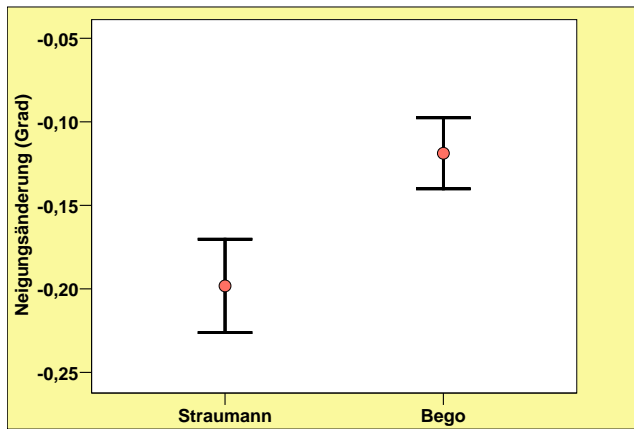


Abb. 5.15: *Straumann* versus *BEGO* bezogen auf die Neigungsänderung bei der offenen Abformung

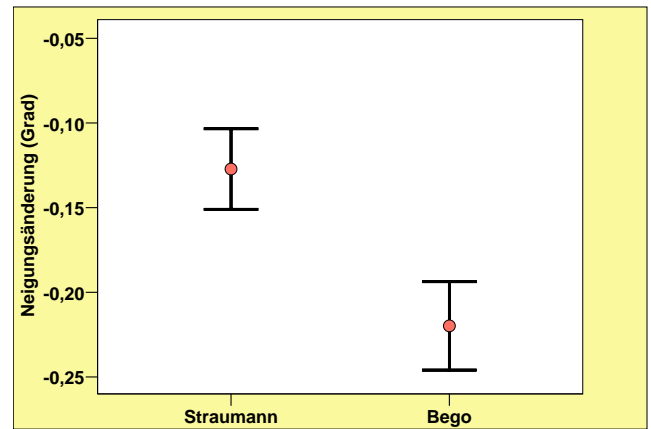


Abb. 5.16: *Straumann* versus *BEGO* bezogen auf die Neigungsänderung bei der geschlossenen Abformung

Bei Betrachtung der Abb. 5.15 fiel auf, dass *BEGO* im Vergleich zu *Straumann* eine viel geringere Neigungsänderung hatte. Der Mittelwert von *BEGO* betrug $-0,13^\circ$. Dagegen lag bei *Straumann* ein Mittelwert von $-0,20^\circ$ vor. Auch der Standardfehler war bei *BEGO* kleiner als bei *Straumann*. Zwischen den beiden Implantatsystemen bestand in Bezug auf die offene Abformung mit $p = 0,008$ ein sehr signifikanter Unterschied.

Im Gegensatz zur offenen Abformung zeigte der Vergleich der beiden Implantatsysteme bei der geschlossenen Abformung eine Umkehrung der Ergebnisse (siehe Abb. 5.16). Hierbei war der Mittelwert von *Straumann* mit $-0,13^\circ$ viel kleiner als der Mittelwert von *BEGO* mit $-0,23^\circ$. Auch der Standardfehler war bei *Straumann* geringfügig kleiner als bei *BEGO*. Insgesamt bestand zwischen den beiden Implantatsystemen mit $p = 0,06$ kein signifikanter Unterschied.

5.3 Rotation bei der Übertragung auf das Gipsmodell

5.3.1 Vergleich der verschiedenen Abformmaterialien bezogen auf die Rotation

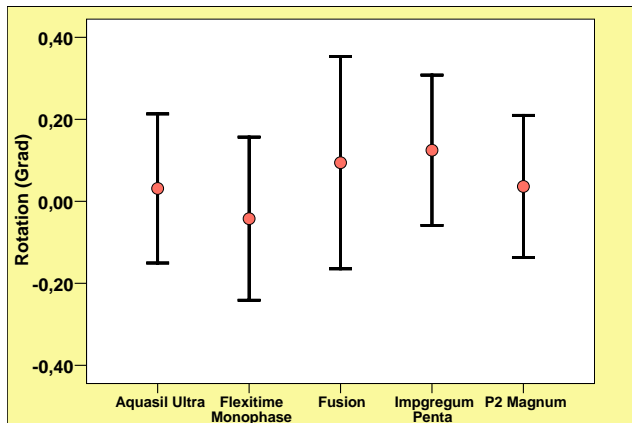


Abb. 5.17: Rotation des Implantatsystems *Straumann* in Bezug auf die verschiedenen Abformmaterialien

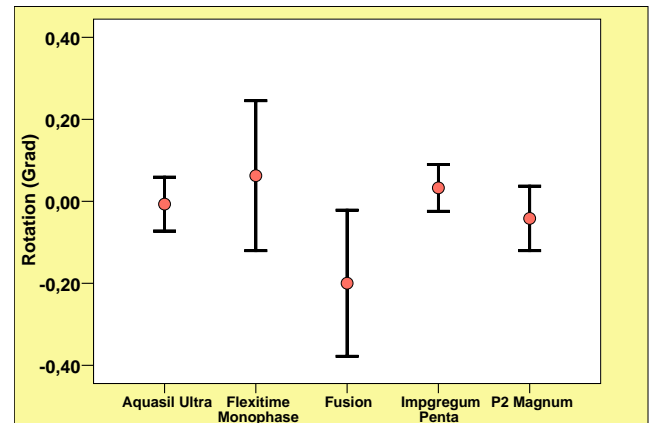


Abb. 5.18: Rotation des Implantatsystems *BEGO* in Bezug auf die verschiedenen Abformmaterialien

Die Werte der in Abb. 5.17 dargestellten Grafik folgten der Normalverteilung. Hierbei zeigten die Abformmaterialien *Aquasil Ultra* mit einem Mittelwert von $0,03^\circ$, *P2 Polyether Magnum* mit einem Mittelwert von $0,04^\circ$ und *Flexitime Monophase* mit einem Mittelwert von $-0,04^\circ$ die geringste Rotation in Bezug auf das Implantatsystem *Straumann*. Der Standardfehler war mit $0,17^\circ$ bei dem Abformmaterial *P2 Polyether Magnum* am kleinsten. Ebenfalls zeigten *Impregum Penta* und *Flexitime Monophase* mit einem Standardfehler von $0,18^\circ$ und $0,20^\circ$ eine sehr geringe Abweichung. Der größte Standardfehler hingegen wurde bei dem Abformmaterial *Fusion* ersichtlich, der sich wahrscheinlich mit der geringen Anzahl durchgeführter Abformungen begründen ließ. Insgesamt lagen nach der ANOVA zwischen den einzelnen Abformmaterialien keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,978$) vor.

Die Rotation in Bezug auf das Implantatsystem *BEGO* zeigte bei den verschiedenen Abformmaterialien deutlich variierende Standardfehler (siehe Abb.5.18). Mit Ausnahme des Abformmaterials *Fusion* lagen die Mittelwerte der anderen vier Abformmaterialien zwischen $-0,04^\circ$ und $0,06^\circ$. Die kleinste Rotation zeigte hierbei *Aquasil Ultra* mit einem Mittelwert von $-0,01^\circ$, gefolgt von *Impregum Penta* mit einem Mittelwert von $0,03^\circ$. Sowohl *Aquasil Ultra* und *Impregum Penta* als auch *P2 Polyether Magnum* hatten sehr geringe Standardfehler zwischen $0,06^\circ$ und $0,08^\circ$. Das Abformmaterial *Flexitime Monophase* wies eine Rotation mit

einem Mittelwert von $0,06^\circ$ bei einem relativ großen Standardfehler von $0,18^\circ$ auf. Die in Abb. 5.18 dargestellten Werte folgten der Normalverteilung und waren nach der ANOVA nicht signifikant ($p = 0,755$).

5.3.2 Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Rotation

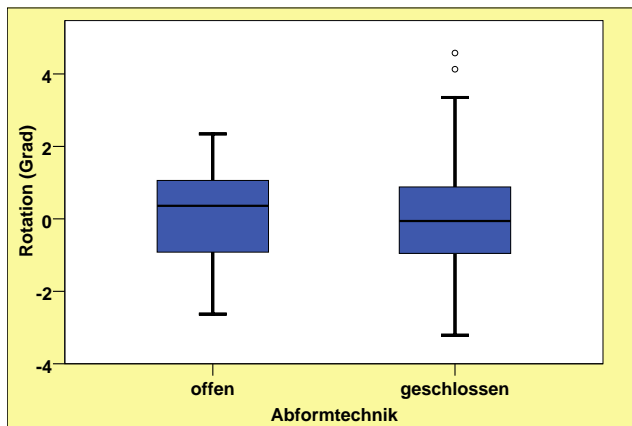


Abb. 5.19: Rotation offene Abformung versus geschlossene Abformung bezogen auf das Implantatsystem *Straumann*

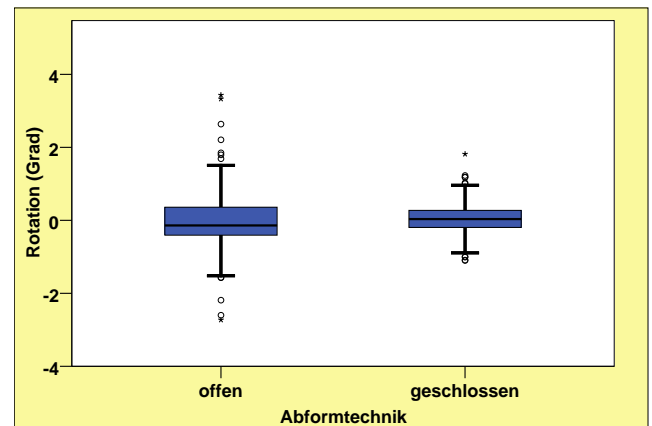


Abb. 5.20: Rotation offene Abformung versus geschlossene Abformung bezogen auf das Implantatsystem *BEGO*

Die in Abb. 5.19 dargestellte Rotation des Implantatsystems *Straumann* war bei der offenen Abformung mit einem Medianwert von $0,36^\circ$ größer als bei der geschlossenen Abformung mit einem Medianwert von $-0,06^\circ$. Die Interquartilabstände beider Gruppen waren ungefähr gleich groß und lagen zwischen 1° und -1° . Insgesamt zeigte die offene Abformung eine geringere Standardabweichung. Nach dem Mann-Whitney-U-Test lag zwischen den beiden Gruppen mit $p = 0,46$ kein signifikanter Unterschied vor.

Bei Betrachtung der Abb. 5.20 fiel eine wesentlich höhere Streuung der Werte in Bezug auf die offene Abformung auf. Hierbei lag der Medianwert bei $-0,14^\circ$ und der Interquartilabstand belief sich zwischen $-0,3^\circ$ und $0,3^\circ$. Der Medianwert der geschlossenen Abformung lag hingegen bei $0,04^\circ$. Die Standardabweichung war bei der geschlossenen Abformung mit $0,48^\circ$ viel geringer als bei der offenen Abformung mit $1,05^\circ$. Zwischen den beiden Gruppen lag mit $p = 0,04$ ein signifikanter Unterschied (Mann-Whitney-U-Test) vor.

5.3.3 Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Rotation

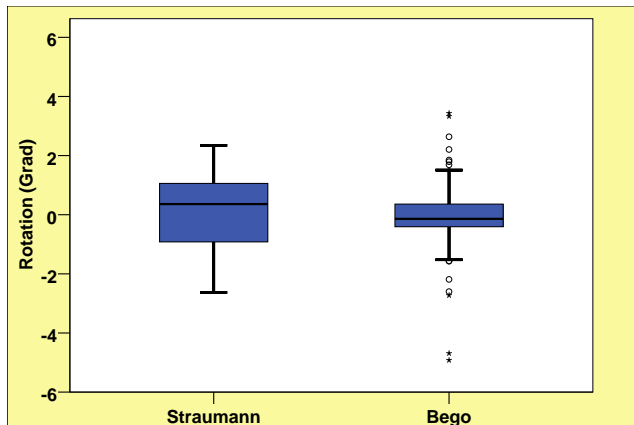


Abb. 5.21: *Straumann* versus *BEGO* bezogen auf die Rotation bei der offenen Abformung

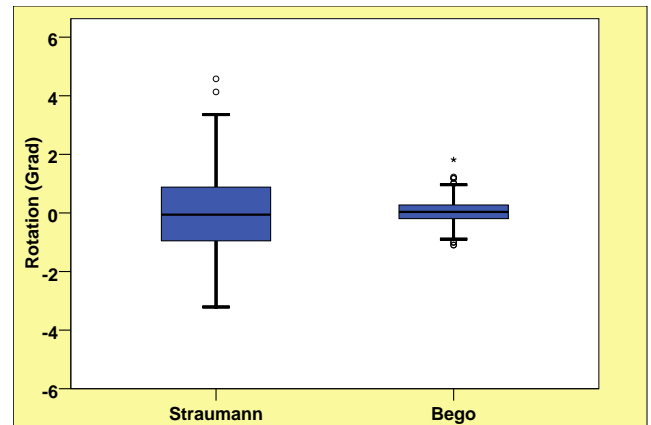


Abb. 5.22: *Straumann* versus *BEGO* bezogen auf die Rotation bei der geschlossenen Abformung

Bei Betrachtung der Abb. 5.21 fiel ein wesentlich kleinerer Interquartilabstand bei dem Implantatsystem *BEGO* im Vergleich zum Implantatsystem *Straumann* auf. Der oben dargestellte Medianwert von $-0,14^\circ$ war bei *BEGO* im Gegensatz zu *Straumann* mit einem Medianwert von $0,36^\circ$ viel kleiner. Auch die Standardabweichung, die bei *BEGO* $1,05^\circ$ betrug, war im Vergleich zu der von *Straumann* mit $1,24^\circ$ kleiner. Nach durchgeführtem Mann-Whitney-U-Test unterschieden sich die beiden Implantatsysteme mit $p = 0,173$ nicht signifikant.

Bei den in der Abb. 5.22 dargestellten Werten waren lediglich die Ergebnisse in Bezug auf das Implantatsystem *Straumann* nicht normalverteilt. Bei Betrachtung dieser Abbildung zeigte *Straumann* eine viel größere Standardabweichung mit $1,59^\circ$ als *BEGO* mit $0,48^\circ$. Auch im Vergleich der Medianwerte fielen deutliche Unterschiede zwischen den beiden Implantatsystemen auf. So hatte das Implantatsystem *Straumann* einen viel kleineren Medianwert mit $-0,06^\circ$ als *BEGO* mit $0,04^\circ$. Insgesamt bestand zwischen den beiden Implantatsystemen nach dem Mann-Whitney-U-Test kein signifikanter Unterschied ($p = 0,265$).

5.4 Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der Übertragung auf das Gipsmodell entlang der x-Achse

5.4.1 Vergleich der verschiedenen Abformmaterialien bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse

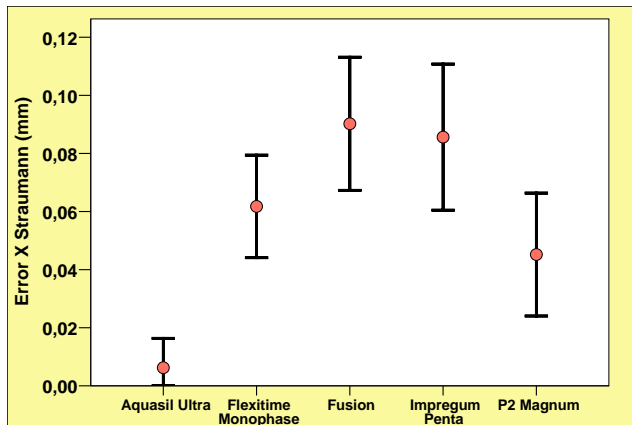


Abb. 5.23: Verschiebung entlang der x-Achse der Implantatmittelpunkte *Straumann* in Bezug auf die verschiedenen Abformmaterialien

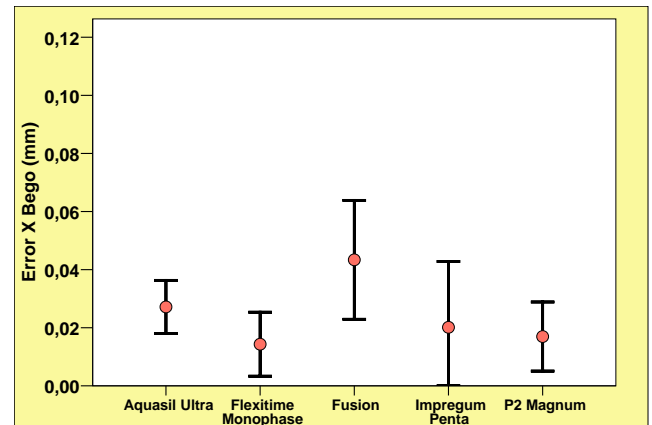


Abb. 5.24: Verschiebung entlang der x-Achse der Implantatmittelpunkte *BEGO* in Bezug auf die verschiedenen Abformmaterialien

Bei der Betrachtung der Abb. 5.23 fiel die geringste x-Achsen-Verschiebung bei dem Abformmaterial *Aquasil Ultra* mit einem Mittelwert von 0,01 mm auf. Dieses Abformmaterial zeigte auch den geringsten Standardfehler mit 0,01 mm. Mit einer etwas größeren x-Achsen-Verschiebung folgten dann *P2 Polyether Magnum* und *Flexitime Monophase*. Hierbei betrug der Mittelwert von *P2 Polyether Magnum* 0,05 mm und der von *Flexitime Monophase* 0,06 mm. Die Abformmaterialien *Impregum Penta* und *Fusion* zeigten die größte Verschiebung entlang der x-Achse mit einem Mittelwert von 0,09 mm. Mit Ausnahme von *Aquasil Ultra* waren die Standardfehler der anderen vier Abformmaterialien etwa gleich groß. Nach der ANOVA lagen mit $p = 0,03$ zwischen den Gruppen signifikante Unterschiede vor.

Die in Abb. 5.24 dargestellten Werte unterlagen der Normalverteilung. Hierbei zeigte das Implantatsystem *BEGO* bei der Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der x-Achse bei dem Abformmaterial *Flexitime Monophase* mit einem Mittelwert von 0,01 mm die geringste Abweichung. Mit einer etwas größeren x-Achsen-Verschiebung von 0,02 mm folgten dann die Abformmaterialien *P2 Polyether Magnum* und *Impregum Penta*. Eine deutlich erhöhte x-Achsen-Verschiebung war bei dem Abformmaterial *Fusion* zu erkennen, welches

jedoch nur eingeschränkte Rückschlüsse aufgrund der geringen Anzahl untersuchter Gipsmodelle zuließ. Der geringste Standardfehler lag bei *Aquasil Ultra* mit 0,01 mm vor und der größte Standardfehler wurde mit 0,02 mm bei *Impregum Penta* ersichtlich. Nach der ANOVA lagen mit $p = 0,84$ zwischen den Gruppen keine signifikanten Unterschiede vor.

5.4.2 Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse

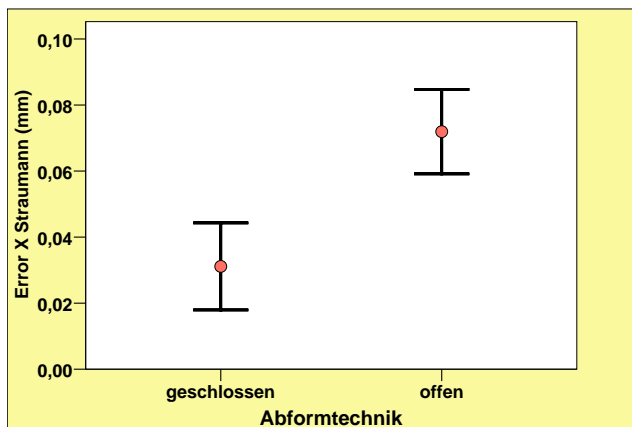


Abb. 5.25 : Geschlossene versus offene Abformung in Bezug auf die Verschiebung entlang der x-Achse von den Implantatmittelpunkten *Straumann*

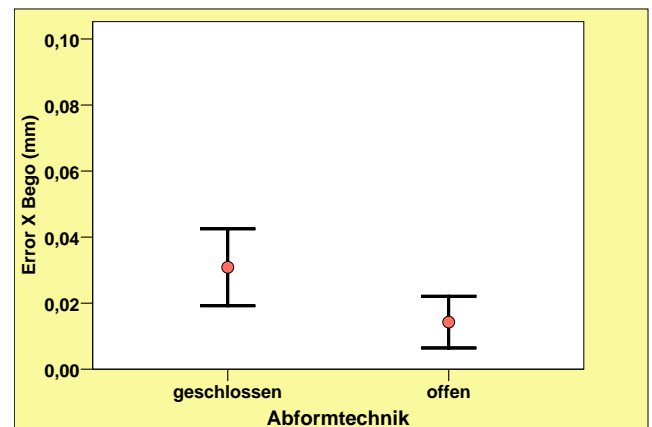


Abb. 5.26 : Geschlossene versus offene Abformung in Bezug auf die Verschiebung entlang der x-Achse von den Implantatmittelpunkten *BEGO*

Bezogen auf das Implantatsystem *Straumann* war die x-Achsen-Verschiebung bei der geschlossenen Abformung wesentlich geringer als bei der offenen Abformung (siehe Abb. 5.25). Die geschlossene Abformung zeigte einen Mittelwert von 0,03 mm, die offene Abformung hingegen wies einen Mittelwert von 0,07 mm auf. Bei den Standardfehlern der offenen und geschlossenen Abformung gab es keine Unterschiede, da beide Standardfehler 0,01 mm betragen. Die Werte der Abb. 5.25 folgten der Normalverteilung und es bestand mit $p = 0,03$ ein signifikanter Unterschied (t-Test).

Die Werte der Abb. 5.26 waren normalverteilt. Im Vergleich zur offenen Abformtechnik trat bei der geschlossenen Abformung ein deutlich größerer Mittelwert von 0,03 mm bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse in Zusammenhang mit dem Implantatsystem *BEGO* auf. Der Mittelwert der offenen Abformung lag bei 0,01 mm. Die Standardfehler beider Abformtechniken betragen 0,01 mm. Nach durchgeführten Welch-Test bestanden mit $p = 0,24$ keine signifikanten Unterschiede.

5.4.3 Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse

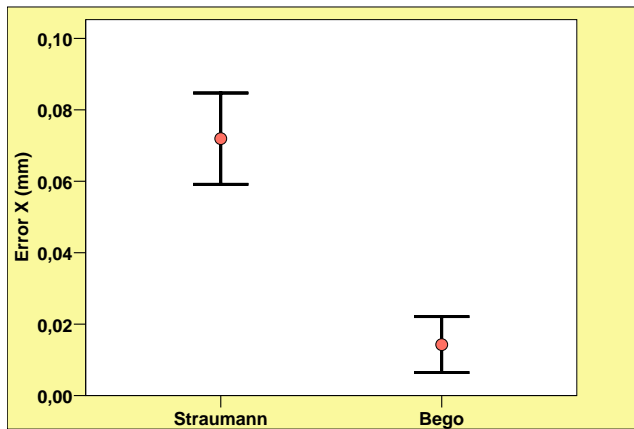


Abb. 5.27 : *Straumann* versus *BEGO* bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse bei der offenen Abformung

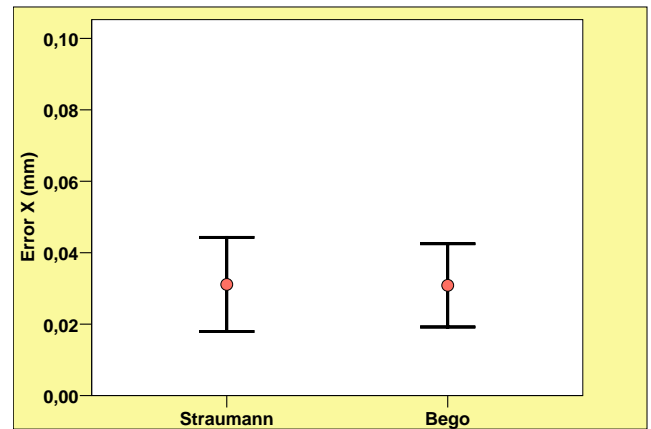


Abb. 5.28 : *Straumann* versus *BEGO* bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse bei der geschlossenen Abformung

Bei der offenen Abformung (siehe Abb. 5.27) bestand ein großer Unterschied bezüglich der beiden Implantatsysteme in Zusammenhang mit der Verschiebung entlang der x-Achse. Hierbei zeigte das Implantatsystem *BEGO* eine sehr geringe x-Achsen-Verschiebung mit einem Mittelwert von 0,01 mm und einem Standardfehler von 0,01 mm. Das Implantatsystem *Straumann* hatte mit einem Mittelwert von 0,07 mm eine relativ große Verschiebung entlang der x-Achse. Insgesamt folgten die Werte der Normalverteilung und mit $p < 0,001$ lagen nach dem t-Test hochsignifikante Unterschiede zwischen den beiden Implantatsystemen vor.

Bei dem Vergleich der Implantatsysteme *Straumann* und *BEGO* in Abb. 5.28 fiel ein gleicher Mittelwert von 0,03 mm bezüglich der Verschiebung entlang der x-Achse bei der geschlossenen Abformung auf. Der Standardfehler mit 0,01 mm war bei *Straumann* geringfügig höher als bei *BEGO*. Die Werte folgten der Normalverteilung und die beiden Implantatsysteme unterschieden sich mit $p = 0,98$ nicht signifikant.

5.5 Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der Übertragung auf das Gipsmodell entlang der y-Achse

5.5.1 Vergleich der verschiedenen Abformmaterialien bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse

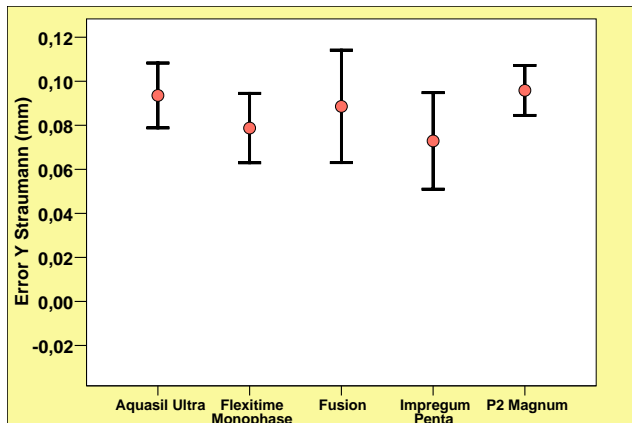


Abb. 5.29: Verschiebung entlang der y-Achse der Implantatmittelpunkte *Straumann* in Bezug auf die verschiedenen Abformmaterialien

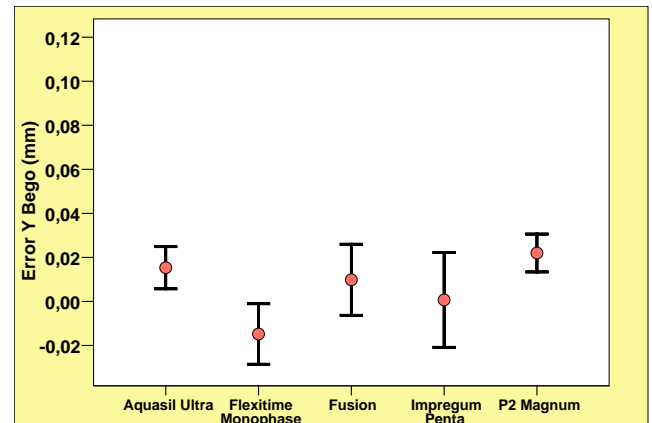


Abb. 5.30: Verschiebung entlang der y-Achse der Implantatmittelpunkte *BEGO* in Bezug auf die verschiedenen Abformmaterialien

Die Werte der Abb. 5.29 unterlagen der Normalverteilung. Hierbei zeigten alle fünf Abformmaterialien in Zusammenhang mit dem Implantatsystem *Straumann* eine fast gleich große Verschiebung entlang der y-Achse. Die geringste y-Achsen-Verschiebung zeigte jedoch das Abformmaterial *Impregum Penta* mit einem Mittelwert von 0,07 mm, die größte Verschiebung hingegen war bei dem Abformmaterial *P2 Polyether Magnum* mit einem Mittelwert von 0,10 mm zu erkennen. Auch die Standardfehler der fünf Abformmaterialien bewegten sich in einem relativ engen Rahmen zwischen 0,01 mm bei *Impregum Penta* und 0,03 mm bei *Fusion*. Das Abformmaterial *Fusion* war aufgrund der geringen Anzahl untersuchter Modelle nur sehr eingeschränkt aussagekräftig. Insgesamt bestand nach der ANOVA zwischen den fünf Abformmaterialien mit $p = 0,84$ kein signifikanter Unterschied.

Bei Betrachtung der Abb. 5.30 fielen große Unterschiede zwischen den fünf Abformmaterialien bezüglich der Verschiebung entlang der y-Achse und dem Implantatsystem *BEGO* auf. Der Mittelwert des Abformmaterials *Impregum Penta* wich mit 0,001 mm nur minimal von dem Istwert des Urmodells ab. Allerdings war der Standardfehler mit 0,02 mm bei *Impregum Penta* im Vergleich zu den anderen vier Abformmaterialien am größten. Ebenfalls

zeigte *Fusion* eine sehr geringe y-Achsen-Verschiebung mit einem Mittelwert von 0,01 mm, welches aber aufgrund der geringen Anzahl untersuchter Modelle keine richtigen Rückschlüsse zuließ. Die größte y-Achsen-Verschiebung mit einem Mittelwert von 0,02 mm wurde bei *P2 Polyether Magnum* mit dem kleinsten Standardfehler von 0,01 mm ersichtlich. Folglich variierten auch die Standardfehler zwischen den fünf Abformmaterialien deutlich. Insgesamt unterschieden sich die fünf Abformmaterialien mit $p = 0,4$ nicht signifikant (ANOVA).

5.5.2 Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse

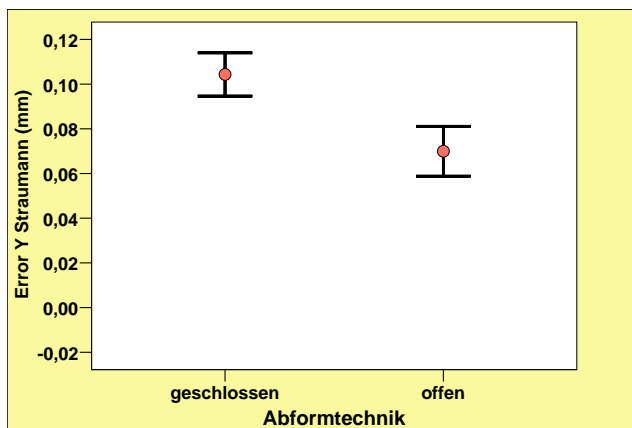


Abb. 5.31: Geschlossene versus offene Abformung in Bezug auf die Verschiebung entlang der y-Achse von den Implantatmittelpunkten *Straumann*

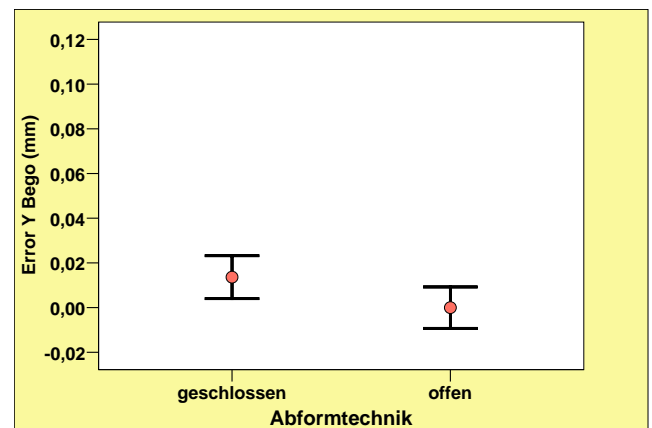


Abb. 5.32 : Geschlossene versus offene Abformung in Bezug auf die Verschiebung entlang der y-Achse von den Implantatmittelpunkten *BEGO*

Bei der Betrachtung der Abb. 5.31 fiel eine wesentlich geringere Verschiebung entlang der y-Achse bei der offenen Abformung des Implantatsystems *Straumann* mit einem Mittelwert von 0,07 mm auf. Im Gegensatz dazu lag bei der geschlossenen Abformung ein Mittelwert von 0,10 mm vor. Die Standardfehler der beiden Abformtechniken waren mit 0,01 mm gleich groß. Insgesamt waren die Werte der Abb. 5.31 normalverteilt. Nach durchgeführtem Welch-Test bestand zwischen den beiden Abformtechniken ein signifikanter Unterschied ($p = 0,02$).

Bezogen auf die Implantatmittelpunkte *BEGO* (siehe Abb. 5.32) lag bei der offenen Abformung keine mittelwertige y-Achsen-Verschiebung vor. Dagegen zeigte die geschlossene Abformung eine y-Achsen-Verschiebung mit einem Mittelwert von 0,01 mm. Die Standardfehler der geschlossenen und der offenen Abformung betragen 0,01 mm und waren somit gleich

groß. Bei den in Abb. 5.32 dargestellten Werten, handelte es sich um normalverteilte Werte. Die beiden Abformtechniken unterschieden sich nach dem t-Test nicht signifikant ($p = 0,312$).

5.5.3 Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse

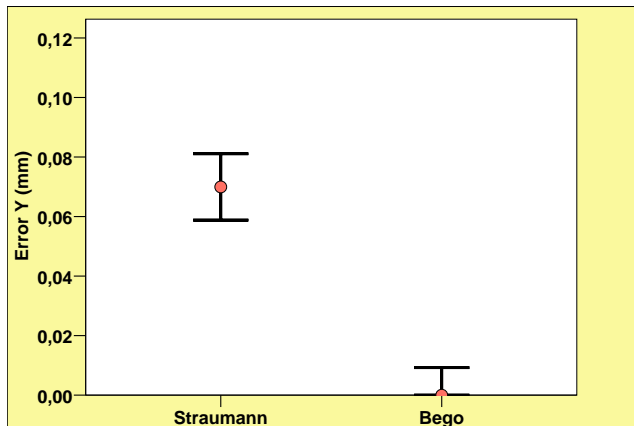


Abb. 5.33 : *Straumann* versus *BEGO* bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse bei der offenen Abformung

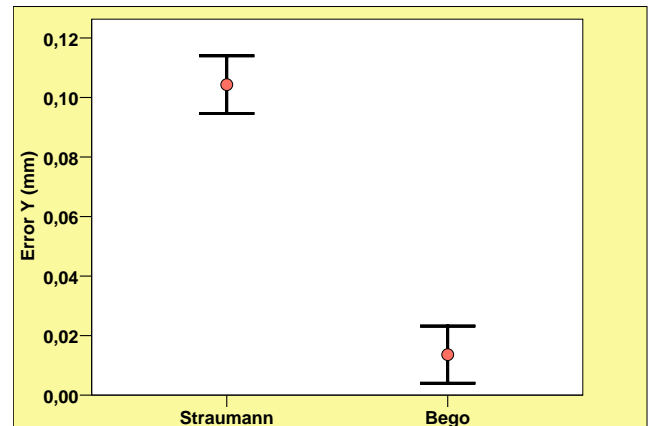


Abb. 5.34 : *Straumann* versus *BEGO* bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse bei der geschlossenen Abformung

Bei Betrachtung der Abb. 5.33 zeigte *BEGO* bei der offenen Abformung keine y-Achsen-Verschiebung und nur einen sehr geringen Standardfehler von 0,01 mm. Die y-Achsen-Verschiebung lag für *Straumann* hingegen mittelwertig bei 0,07 mm. Allerdings war auch der Standardfehler bei *Straumann* mit 0,01 mm genauso gering wie bei *BEGO*. Insgesamt waren die Werte normalverteilt und die beiden Implantatsysteme zeigten mit $p < 0,001$ hochsignifikante Unterschiede (t-Test).

Die Werte, die in Abb. 5.34 dargestellt wurden, unterlagen der Normalverteilung. Hierbei zeigte *BEGO* eine deutlich geringere Verschiebung entlang der y-Achse mit einem Mittelwert von 0,01 mm als *Straumann* mit einem Mittelwert von 0,10 mm. Der Standardfehler war mit 0,01 mm bei den beiden Implantatsystemen identisch. Nach dem t-Test unterschieden sich die beiden Implantatsysteme hochsignifikant ($p < 0,001$).

5.6 Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der Übertragung auf das Gipsmodell entlang der z-Achse

5.6.1 Vergleich der verschiedenen Abformmaterialien bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse

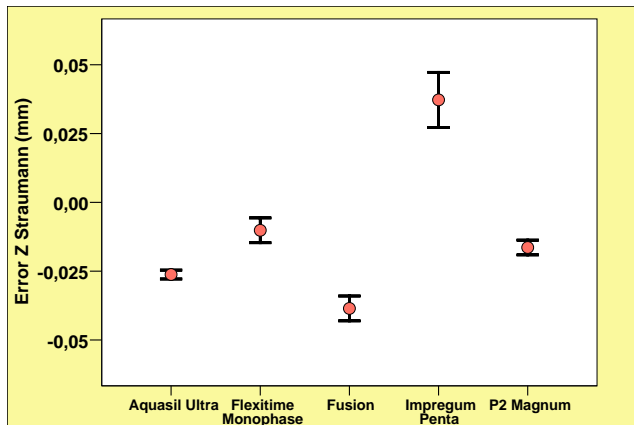


Abb. 5.35: Verschiebung entlang der z-Achse der Implantatmittelpunkte *Straumann* in Bezug auf die verschiedenen Abformmaterialien

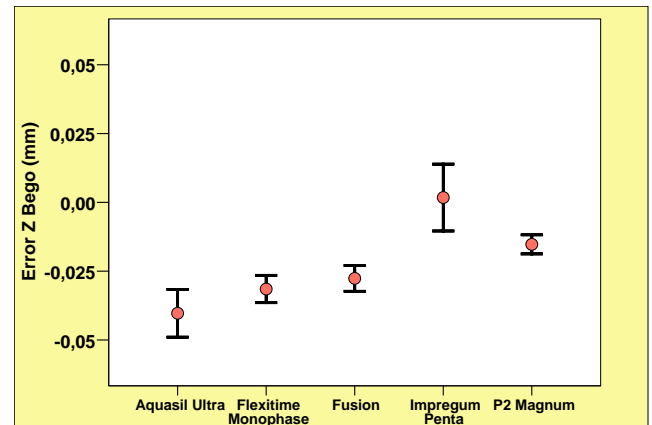


Abb. 5.36: Verschiebung entlang der z-Achse der Implantatmittelpunkte *BEGO* in Bezug auf die verschiedenen Abformmaterialien

Bei Betrachtung der Abb. 5.35 fiel die geringste z-Achsen-Verschiebung mit einem Mittelwert von -0,01 mm bei dem Abformmaterial *Flexitime Monophase* in Zusammenhang mit dem Implantatsystem *Straumann* auf. Danach folgten die Abformmaterialien *P2 Polyether Magnum* mit einem Mittelwert von -0,02 mm und *Aquasil Ultra* mit einem Mittelwert von -0,03 mm. Die größte z-Achsen-Verschiebung zeigten die Abformmaterialien *Impregum Penta* und *Fusion* mit Mittelwerten von 0,04 mm und -0,04 mm. Insgesamt lagen bei allen fünf Abformmaterialien sehr geringe Standardfehler zwischen 0,002 mm und 0,01 mm vor. Die in Abb. 5.35 dargestellten Werte folgten der Normalverteilung. Nach durchgeführter ANOVA bestanden zwischen den fünf Abformmaterialien hochsignifikante Unterschiede ($p < 0,001$).

Die z-Achsen Verschiebung der *BEGO*-Implantatmittelpunkte war abhängig von den verschiedenen Abformmaterialien (siehe Abb 5.36). So zeigte *Impregum Penta* mit einem Mittelwert von 0,002 mm bei dem größten Standardfehler von 0,01 mm die geringste Verschiebung entlang der z-Achse. *Aquasil Ultra* hingegen hatte im Vergleich zu den anderen vier Abformmaterialien nicht nur eine mittelwertig hohe z-Achsen-Verschiebung von -0,04 mm, sondern auch genauso wie *Impregum Penta* den größten Standardfehler von 0,01 mm. Nach

dem Abformmaterial *Impregum Penta* zeigte *P2 Polyether Magnum* die geringste z-Achsen-Verschiebung bei einem Mittelwert von -0,02 mm. Danach folgte *Flexitime Monophase* mit einem Mittelwert von -0,03 mm. Die Standardfehler der Abformmaterialien *Flexitime Monophase*, *Fusion* und *P2 Polyether Magnum* lagen zwischen 0,003 mm und 0,005 mm und bewegten sich somit in einem engen Spielraum. Zusammenfassend folgten die Werte der Normalverteilung und es bestand zwischen den fünf Abformmaterialien mit $p = 0,003$ ein signifikanter Unterschied (ANOVA).

5.6.2 Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse

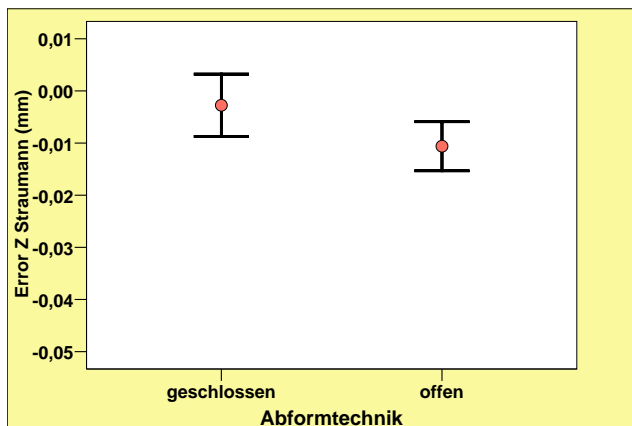


Abb. 5.37: Geschlossene versus offene Abformung in Bezug auf die Verschiebung entlang der z-Achse von den Implantatmittelpunkten *Straumann*

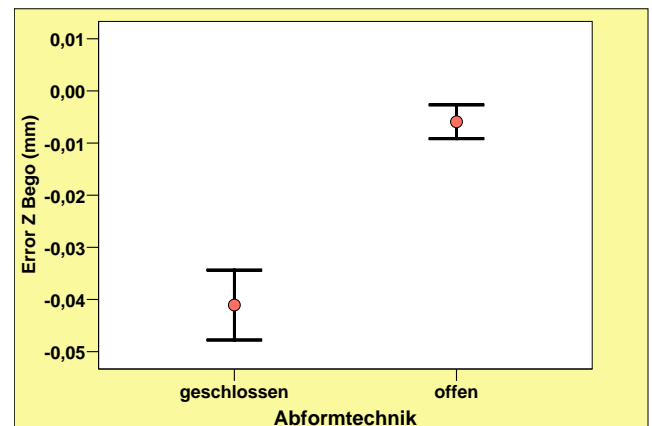


Abb. 5.38: Geschlossene versus offene Abformung in Bezug auf die Verschiebung entlang der z-Achse von den Implantatmittelpunkten *BEGO*

Die Werte der Abb. 5.37 folgten der Normalverteilung. Hierbei wurde ersichtlich, dass die z-Achsen-Verschiebung bei der geschlossenen Abformung des Implantatsystems *Straumann* viel geringer als bei der offenen Abformung war. Bei der geschlossenen Abformung lag eine mittelwertige z-Achsen-Verschiebung von -0,003 mm vor. Dagegen betrug der Mittelwert bei der offenen Abformtechnik -0,01 mm. Allerdings war der Standardfehler mit 0,005 mm bei der offenen Abformtechnik geringfügig kleiner als bei der geschlossenen Abformung mit 0,006 mm. Zwischen den beiden Abformtechniken bestand mit $p = 0,298$ kein signifikanter Unterschied (t-Test).

Bei Betrachtung der Abb. 5.38 fiel eine wesentlich geringere Verschiebung entlang der z-Achse bei der offenen Abformung im Vergleich zur geschlossenen Abformung des Implantat-

systems *BEGO* auf. Hierbei zeigte sich nicht nur ein kleinerer Mittelwert von $-0,01$ mm, sondern auch ein kleinerer Standardfehler von $0,003$ mm bei der offenen Abformung. Die geschlossene Abformung hingegen wies eine mittelwertige z-Achsen-Verschiebung von $-0,04$ mm bei einem Standardfehler von $0,007$ mm auf. Zwischen den beiden Abformtechniken bestanden nach durchgeführtem Welch-Test hochsignifikante Unterschiede ($p < 0,001$).

5.6.3 Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse

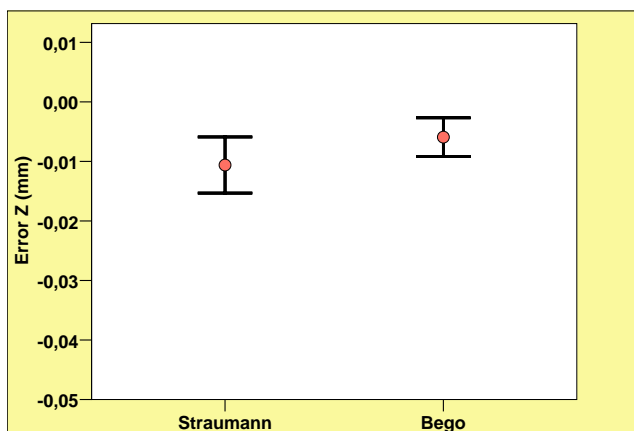


Abb. 5.39: *Straumann* versus *BEGO* bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse bei der offenen Abformung

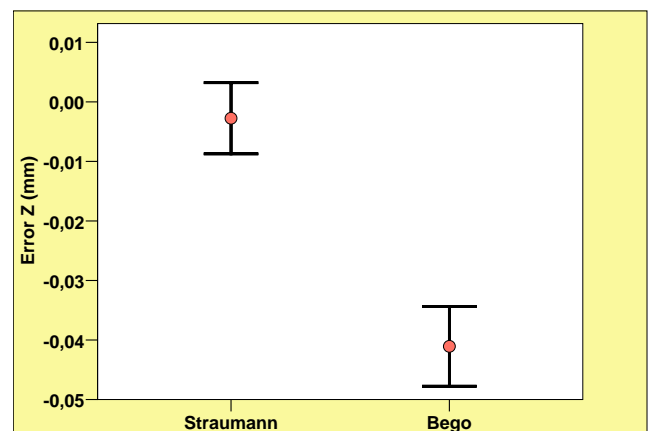


Abb. 5.40: *Straumann* versus *BEGO* bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse bei der geschlossenen Abformung

Die Werte der Abb. 5.39 folgten der Normalverteilung. Zusätzlich ließ diese Abbildung eine größere z-Achsen-Verschiebung bei dem Implantatsystem *Straumann* mit einem Mittelwert von $-0,01$ mm erkennen. Auch der Standardfehler war im Vergleich zu *BEGO* mit $0,005$ mm deutlich größer. *BEGO* hingegen zeigte einen Mittelwert von $-0,006$ mm und einen Standardfehler von $0,003$ mm. Nach durchgeführtem t-Test unterschieden sich die beiden Gruppen nicht signifikant ($p = 0,242$).

Die in Abb. 5.40 dargestellten Werte unterlagen der Normalverteilung. Bei Betrachtung dieser Abbildung fiel ein deutlicher Unterschied zwischen den beiden Implantatsystemen, der sich nach dem t-Test mit $p < 0,001$ als hochsignifikant herausstellte, auf. Der Mittelwert der z-Achsen-Verschiebung betrug $-0,04$ mm bei *BEGO* und war im Gegensatz zu dem Mittelwert von *Straumann* mit $-0,003$ mm viel größer. Die Standardfehler der beiden Implantatsysteme waren mit $0,01$ mm gleich groß.

5.7 Allgemeines Lineares Modell – univariat

Tab.5.1: Allgemeines Lineares Modell (univariat)

	Neigungs- änderung (p-Wert)	Rotation (p-Wert)	Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der x-Achse (p-Wert)	Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der y-Achse (p-Wert)	Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der z-Achse (p-Wert)
Abformmaterialien/ Abformtechniken	0,55	0,51	<0,001	0,24	0,08
Abformmaterialien/ Implantatsysteme	0,17	0,92	0,08	0,95	<0,05
Abformtechniken/ Implantatsysteme	<0,01	0,69	<0,01	0,29	<0,001
Abformmaterialien/ Abformtechniken/ Implantatsysteme	0,35	0,77	0,5	0,49	0,15

Das Allgemeine Lineare Modell (univariat) zeigte trotz geringfügiger Einschränkungen aufgrund der nicht immer vorhandenen Normalverteilung fast überwiegend nicht signifikante Unterschiede. In Zusammenhang mit der Neigungsänderung zeigte diese Analyse nur bei Abformtechniken/Implantatsysteme sehr signifikante Unterschiede. In Bezug auf die Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der x-Achse waren die Ergebnisse von Abformmaterialien/Abformtechniken hochsignifikant und von Abformtechniken/Implantatsysteme sehr signifikant. Bei der Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der z-Achse waren die Ergebnisse nur bei Abformtechniken/Implantatsysteme hochsignifikant und bei Abformmaterialien/Implantatsysteme signifikant.

6 Diskussion

Gegenwärtig gibt es einige Studien zur Dimensionsgenauigkeit von Implantatabformungen.⁵² 1-3, 5, 8, 20, 40, 41, 63, 67, 83-85, 92, 100 Aufgrund der etwa zehnfach geringeren Eigenbeweglichkeit eines Implantates im Vergleich zu einem natürlichen Zahn ist vor allem in der Implantatprothetik eine dimensionsgenaue Abformung für den Langzeiterfolg ausschlaggebend. Eine spannungsfrei sitzende Suprakonstruktion verhindert sowohl mechanische als auch biologische Komplikationen. Unter mechanischen Komplikationen werden Implantatfrakturen, Lockerung der Implantatschraube sowie ihr vollständiger Verlust verstanden.^{27, 74} Zu den biologischen Komplikationen zählt unter anderem eine Periimplantitis.⁵⁴ Folglich kommt der Dimensionsgenauigkeit bei der Anfertigung implantatgetragenen Zahnersatzes eine besondere Bedeutung zu.³

6.1 Kritische Betrachtung der eigenen Methode

6.1.1 Versuchsaufbau und Durchführung

In vitro Studien zur Dimensionsgenauigkeit von Abformmaterialien sollen zum einen die Patientensituation möglichst genau widerspiegeln, zum anderen aber auch einer gewissen Standardisierung unterliegen, um die Aussagekraft der Untersuchung nicht zu gefährden. Als Grundlage dieser Studie diente ein Urmodell aus Kunststoff mit in Edelstahlröhrchen fixierten Implantaten. Sowohl Urmodell als auch Edelstahlröhrchen waren auf einer Edelstahlplatte fest verschraubt und garantierten somit eine gleichbleibende Ausgangssituation auch nach mehrmaliger Abformung. In Anlehnung an andere Studien^{2, 16, 45}, in denen ein Urmodell aus Superhartgips verwendet wurde, bestand der Vorteil in der Verwendung eines Prothesenkunststoffes in einer geringeren Kantenabrasion bei starker Beanspruchung.⁶⁰ Nachteilig auf eine gleichbleibende Ausgangssituation hätten sich allerdings die im Kunststoff auftretenden inneren Spannungen auswirken können, so dass die Fixierung der Implantate in Edelstahlröhrchen unerlässlich war. Da in der vorliegenden Studie sowohl Neigungs- und Rotationsänderungen als auch dreidimensionale Verschiebungen bei der Übertragung der Implantatposi-

tionen auf ein Gipsmodell untersucht werden sollten, wurden die Implantate parallel zueinander und im 90° Winkel zur Urmodelloberfläche angeordnet. Diese Art der Implantatanordnung wurde in Anlehnung an die Studien von FILHO *et al.*³⁰ und ASSUNCAO *et al.*⁶ gewählt, da diese zu einer höheren Dimensionsgenauigkeit einer Abformung bei rechtwinklig zur Oberfläche angeordneten Implantaten führten. Zusätzlich wurden die sechs Implantate auf die beiden Kieferhälften gleichmäßig verteilt und die Implantatsysteme abwechselnd angeordnet, damit die Ausgangssituation der beiden Implantatsysteme vergleichbar war.

Bei der gesamten Versuchsdurchführung wurde unter standardisierten Bedingungen gearbeitet. Hierbei wurden Herstellerangaben der verwendeten Materialien und Geräte strengstens befolgt, um unnötige Fehlerquellen zu vermeiden. Da sich sowohl Temperaturschwankungen als auch wechselnde Luftfeuchtigkeiten negativ auf die Abformgenauigkeit auswirken konnten, wurde bei konstanter Raumtemperatur und Luftfeuchtigkeit gearbeitet.⁶⁰ Des Weiteren wurde aufgrund der Studie von WÖSTMANN *et al.*⁹⁹, die eine Überlegenheit der maschinengemischten Abformmaterialien gegenüber den Handgemischten im Hinblick auf die Abformgenauigkeit zeigte, mit Hilfe des *Pentamix 2-Anmischgerätes* das Abformmaterial vermengt. Dieses ermöglichte das immer gleiche Mischungsverhältnis der Abformmaterialien und reduzierte somit verfahrensimplante Fehlerquellen. In der vorliegenden Untersuchung kam nur die Einphasenabformung als Abformmethode zur Anwendung, da diese im Gegensatz zur Doppelmisch- oder Korrekturabformung nach den Studien von Hassfurth³⁶, Hirschfelder³⁹, MILLSTEIN *et al.*⁶¹ und RUEDA *et al.*⁷² zu einer höheren Abformgenauigkeit bei Implantaten führt. In Bezug auf die beiden Abformtechniken wurden unterschiedliche Abformlöffel verwendet, die zu einer eventuell unterschiedlichen Abformgenauigkeit führen könnten. Bei der geschlossenen Abformung wurde ein konfektionierter Löffel verwendet, dagegen kam bei der offenen Abformung ein individueller Löffel zur Anwendung. Einige Studien kamen zu dem Ergebnis, dass mit Hilfe von individuellen Löffeln eine höhere Abformgenauigkeit als mit konfektionierten Löffeln erzielt werden konnte.^{17, 61, 72, 94} Dieses ließ sich in der exakten Ausdehnung des Löffels, die unter anderem auch eine gleichmäßige Schichtstärke des Abformmaterials ermöglichte, begründen. Auf der anderen Seite wies der konfektionierte Löffel ein höheres Elastizitätsmodul auf, durch welches sich der Löffel erst bei höherer Krafteinwirkung verformen würde und somit die Gefahr von Dimensionsungenauigkeiten durch Verformung des Löffels nicht bestand.⁷⁵ Bei den Abformungen von Hirschfelder³⁹ wurde ein Wall aus lichthärtendem Kunststoff angefertigt, der als vertikaler Stopp diente und ein Durchdrücken des Löffels verhinderte. Dieser vertikale Stopp kam bei den hier durchgeführten Abfor-

mungen nicht zur Anwendung, da eine annähernd gleiche Positionierung des Abformlöffels auf dem Urmodell aufgrund einer guten Übersicht möglich war. Des Weiteren wurde der Abformlöffel manuell auf dem Urmodell positioniert, so dass die Abformung mit nur annähernd gleichem Druck durchgeführt werden konnte. Anders wurde hingegen in den Studien von AKCA *et al.*¹, ASSUNCAO *et al.*⁵⁻⁸ und FILHO *et al.*³⁰ verfahren, bei denen während der Abbindezeit des Abformmaterials ein genormter Metallblock einen standardisierten Druck auf die Abformung ausübte. Bei der Durchführung dieser Abformungen wurde bewusst auf einen standardisierten Abformdruck verzichtet, da dieser in Bezug auf die offene Abformung zu Verfälschungen der Abformergebnisse hätte führen können. Die Anwendung des standardisierten Drucks auf den Abformlöffel hätte sich bei der offenen Abformung als problematisch erwiesen, da die Abformpfosten aus dem Abformlöffel herausragten und somit keine gleichmäßige Druckbelastung gewährleistet gewesen wäre. Insgesamt wurden pro Versuchsserie 10 Abformungen und folglich auch 10 Modelle angefertigt, da bei 10 Messungen pro Versuchsserie von reproduzierbaren Ergebnissen ausgegangen werden konnte. Diese Annahme wurde durch Angaben in der Literatur bestätigt, die zwischen sieben und 10 Messungen pro Versuchsserie betragen.^{34, 36, 39}

6.1.2 Vermessungsmethode

Um die Dimensionsgenauigkeit von Implantatabformungen zu untersuchen, gibt es eine Reihe von unterschiedlichen Verfahren. Dabei ist grundsätzlich zwischen der direkten Vermessung der Abformung und der indirekten Vermessung des aus der Abformung hergestellten Gipsmodells zu unterscheiden. Glockengiesser³⁴ verwendete die Methode der direkten Vermessung der Abformung, dagegen kamen bei den meisten anderen Studien indirekte Vermessungsmethoden zur Anwendung. In Bezug auf die indirekte Vermessungsmethode wurden in der Literatur zwei unterschiedliche Verfahren beschrieben. So überprüften ASSIF *et al.*^{3, 4} die Dimensionsgenauigkeit der Abformung über die Passgenauigkeit der Suprakonstruktion auf dem angefertigten Gipsmodell. Die Suprakonstruktion zeigte auf dem Urmodell einen passiven Sitz und somit eine optimale Passung. Das gleiche Messprinzip verwendeten VIGOLO *et al.*⁸⁴ in einer Studie von 2003. In vielen anderen Studien wurden sowohl das Urmodell als auch die hergestellten Gipsmodelle vermessen und die gemessenen Werte mit denen vom Urmodell verglichen.^{30, 31, 37, 41, 83}

Die Dimensionsgenauigkeit der verschiedenen Abformtechniken und –materialien sowie die der beiden Implantatsysteme wurde mit Hilfe einer CNC-Koordinatenmessmaschine untersucht, da die mechanische 3D-Messtechnik mit der Auto CAD-Software zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung zu den präzisesten Ergebnissen führte.^{47, 56, 93} Zu den gleichen Ergebnissen waren auch ASSUNCAO *et al.*⁷ gekommen, die reproduzierbarere Vermessungen mit Hilfe der Auto CAD-Software im Vergleich zum Profilometer durchführen konnten. In der Literatur werden auch eine Reihe von anderen Messverfahren in Bezug auf die Dimensionsgenauigkeit von Implantatabformungen beschrieben. So arbeiteten ASSIF *et al.*² in der Studie von 1992 mit einer mikroskopischen Vermessung in Kombination mit der manuellen Untersuchung. In den Studien von 1996 und 1999 untersuchten ASSIF *et al.*^{3, 4} dagegen die Abformgenauigkeit mit Hilfe eines Dehnungsmessgerätes. Auch bei CEHRELI und AKCA¹⁹ kam die Vermessungsmethode mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen zur Anwendung. Dieses Messverfahren hatte aber auch gewisse Grenzen, da oft lineare Dehnungsmessstreifen verwendet wurden, die die Spannung nur auf einer Achse ermittelten. CONRAD *et al.*²¹ untersuchten in einer Studie die Abformgenauigkeit mit Hilfe eines Profilprojektors, bei dem es je nach Auflicht- oder Durchlichtverfahren zu erheblichen Messunsicherheiten kommen konnte.⁴⁷ Häufig kam auch die optische Vermessung mit Hilfe eines Messmikroskopes zur Anwendung, die aber abhängig von unterschiedlichen Untersuchern stark variieren konnte und daher nur eine eingeschränkte Reproduzierbarkeit zuließ.^{12, 36, 85} FILHO *et al.*³⁰ hatten mit einem Scan-Verfahren, welches auf einem ähnlichen Messprinzip wie das der CNC-Koordinatenmessmaschine basierte, gearbeitet. Hierbei wurden die eingescannten Bilder der Gipsmodelle mit denen des Urmodells verglichen und danach ausgewertet.

Der Nachteil bei der hier durchgeführten Vermessungsmethode bestand darin, dass nicht direkt die Abformung, sondern erst das von der Abformung hergestellte Gipsmodell vermessen wurde. Demzufolge wurde sowohl die Dimensionsänderung der Abformung als auch die Volumenänderung des Superhartgipses miterfasst.⁶⁰ Die ausschließliche Vermessung der Abformung hätte sich als sehr ungenau erwiesen, da ein Negativabdruck zu vermessen gewesen wäre, der die am Urmodell zu vermessenden Strukturen nur indirekt wiedergegeben hätte. Aus diesem Grund kam in den vorliegenden Untersuchungen die indirekte Vermessungsmethode zur Anwendung. Bei Herstellung der verschiedenen Gipsmodelle wurde unter standardisierten Bedingungen gearbeitet, so dass verfahrens- und materialimmanente Fehlerquellen, die sich nicht vermeiden ließen, auf ein Minimum reduziert wurden und somit eine konstante Änderung bewirkten. Bevor jedoch mit der Vermessung der Gipsmodelle angefangen werden

konnte, fand eine Prüfung der vorliegenden Vermessungsmethode bezüglich ihrer Messgenauigkeit statt. Dazu waren verschiedene Messungen am Urmodell erforderlich, die bereits in Kapitel 5.1 in Grafiken dargestellt wurden. Zusammenfassend kann man sagen, dass die CNC-Koordinatenmessmaschine reproduzierbare Ergebnisse liefert, da die zehnmaligen Vermessungen ohne Veränderung des Urmodells kaum von den festgelegten Istwerten abweichen. Folglich war auch der bei diesen Messungen aufgetretene Standardfehler minimal. In einem zweiten Messdurchlauf, der ebenfalls aus zehn Messungen bestand, wurde überprüft, wie genau das Messverfahren ist. Hierzu wurde das Urmodell ohne Veränderung der Vermessungsposten vom Platz entfernt und wieder erneut dort hingestellt. Nach Durchführung dieser Messung war die mittelwertige Abweichung vom Istwert mit den Messungen vom ersten Messdurchlauf vergleichbar. Folglich waren auch hier nur minimale Abweichungen vom Mittelwert vorhanden. Lediglich der Standardfehler war geringfügig größer. In einem dritten und vierten Messdurchlauf, bei denen die Vermessungsposten entfernt wurden, fielen wesentlich größere Abweichungen von den Istwerten auf. Dieses lag an einem bestimmten Spielraum bei Anbringung der Vermessungsposten, der sich vor allem in der Neigungsänderung und Rotation mit bis zu $0,05^\circ$ auswirkte. Der vierte Messdurchlauf unterschied sich vom dritten Messdurchlauf durch das zusätzliche Entfernen des Urmodells vom Platz. Bezüglich der Messergebnisse unterschieden sich diese beiden Messdurchläufe kaum. Trotz größerer Abweichungen aufgrund der Verwendung von Vermessungsposten lieferte das gesamte Verfahren reproduzierbare Ergebnisse, da sich die Abweichungen in einem noch tolerierbaren Bereich bewegten und somit die Aussagekraft über die Messungen der Gipsmodelle nicht eingeschränkt war.

6.1.3 Statistische Auswertung

Bei der statistischen Auswertung kam das Allgemeine Lineare Modell (univariat) zur Anwendung. Dieses Modell geht von einer Normalverteilung des vorliegenden Datensatzes aus. Die fehlende Normalverteilung, vor allem bei der Rotationsänderung, ist in der vorliegenden Studie nicht zu erklären, da die Werte nicht gegen eine natürliche Grenze, wie beispielsweise bei Untersuchungen zu Randspaltgrößen von Kronen, streben. In Hinblick auf die statistische Auswertung kommt es in erster Linie darauf an, dass die Grundgesamtheit tatsächlich normalverteilt ist und nur sekundär, ob der vorliegende Datensatz dieses auch vollständig erkennen lässt. Aus diesem Grund wurde sich für die Berechnung des Allgemeinen Linearen Modells (univariat) entschieden, um einen Gesamteindruck von den drei Gruppen Abformmaterialien, Abformtechniken und Implantatsysteme zu erhalten. Dennoch müssen die Resultate mit der gebotenen Vorsicht interpretiert werden.

6.2 Vergleich der eigenen Ergebnisse mit anderen Studien

6.2.1 Neigungsänderung

Genauso wie in der Studie von Hassfurth³⁶ zeigten die Ergebnisse der vorliegenden Studie, dass der Einfluss der Abformmaterialien bei der Übertragung der Implantatposition in Bezug auf die Neigung eine untergeordnete Rolle spielt. In dieser Studie fiel eine unterschiedliche Dimensionsgenauigkeit der Abformmaterialien in Zusammenhang mit den Implantatsystemen auf. So zeigte *Flexitime Monophase* bei dem Implantatsystem *Straumann* die geringste Neigungsänderung. Bei dem Implantatsystem *BEGO* hingegen fiel in Zusammenhang mit dem Abformmaterial *Impregum Penta* die kleinste Änderung auf. Im Vergleich zu dem Implantatsystem *Straumann*, bei dem kein signifikanter Unterschied vorlag, unterschieden sich die Abformmaterialien in Bezug auf das Implantatsystem *BEGO* sehr signifikant. Anders hingegen fielen die Ergebnisse in der Untersuchung von AKCA und CEHRELI¹ aus, die genauso wie in dieser Studie die Abformgenauigkeit des Implantatsystems *Straumann* im Hinblick auf die offene und geschlossene Abformung testeten. Hierbei zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den A-Silikonem und den Polyethern.

Im Gegensatz zu den Abformmaterialien fielen bei Betrachtung der beiden Abformtechniken deutliche Unterschiede in Bezug auf die Neigungsänderung sowohl bei dem Implantatsystem *Straumann* als auch bei dem Implantatsystem *BEGO* auf. Eine unterschiedliche Dimensionsgenauigkeit in Abhängigkeit von der geschlossenen oder offenen Abformtechnik wurde auch in der Literatur beschrieben. So ergaben die Untersuchungen von ASSIF *et al.*², dass das ungenaueste und variabelste Abformverfahren bei der geschlossenen Abformung bestand. Auch in der Studie von BAMBINI *et al.*¹¹ führte die geschlossene Abformung im Gegensatz zu der Offenen zu einer größeren Verzerrung der Abformung. In der vorliegenden Studie zeigte ebenfalls das Implantatsystem *BEGO* signifikant eine geringere Neigungsänderung bei der offenen Abformung. Die größere Ungenauigkeit bei der geschlossenen Abformung des Implantatsystems *BEGO* konnte durch die in dieser Studie verwendete Repositionstechnik begründet werden, weil die Abformmasse durch den manuellen Druck für die Reposition der Abformpfosten in den Abdruck deformiert wurde. Diese Deformation verursachte eine teilweise plastische Verformung der Abformmaterialien, wodurch eine elastische Rückstellung nicht vollständig erfolgen konnte.³⁶ Es resultierte eine größere Verzerrung der Abformung,

die unter anderem durch die erhöhte Neigungsänderung bei der geschlossenen Abformung des Implantatsystems *BEGO* ersichtlich wurde.

Anders hingegen stellten sich die Ergebnisse bei dem Implantatsystem *Straumann* dar, welches eine geringere Neigungsänderung bei der geschlossenen Abformung zeigte. Allerdings sind die Ergebnisse der Neigungsänderung bei dem Implantatsystem *Straumann* kritisch zu betrachten, da keine signifikanten Unterschiede bestanden. Aber auch schon in der Literatur wurde eine geringere Neigungsänderung bei der geschlossenen Abformung in Zusammenhang mit dem Implantatsystem *Straumann* beschrieben.¹ Diese geringere Neigungsänderung ließ sich durch den verwendeten Snap-on-Mechanismus bei der geschlossenen Abformung des Implantatsystems *Straumann* begründen, da dieser einen direkten Verbleib der Abformpfosten im Abformmaterial ermöglichte. Folglich wurde hierbei nicht die eigentliche Repositionstechnik durchgeführt. Auch in der Studie von CEHRELI und AKCA¹⁹ war die geschlossene Abformtechnik bei dem Implantatsystem *Straumann* genauer und führte zu akzeptablen Ergebnissen. Bei dieser Studie wurde die Genauigkeit der Suprakonstruktion anhand von Dehnungsmessstreifen im Vergleich zum Urmodell überprüft. Zusätzlich fiel in Zusammenhang mit dem Implantatsystem *Straumann* eine überwiegend negative Neigungsänderung auf, so dass bei der Übertragung der Implantatposition eine Kippung der Implantatachse hin zur Referenzebene stattgefunden haben musste. Da bei dem Implantatsystem *BEGO* eine nur sehr geringe negative Neigungsänderung mit einem Mittelwert von $-0,07^\circ$ bei der geschlossenen Abformung und von $-0,09^\circ$ bei der offenen Abformung ersichtlich wurde, schien es, an den von dem Implantatherstellern angefertigten, konfektionierten Abformpfosten und Laboranaloge zu liegen und nicht mit der Abformtechnik oder den Abformmaterialien zusammenzuhängen.

VIGOLO *et al.*^{83, 84} stellten eine geringere Neigungsänderung bei der Verwendung einer Acrylatkunststoffschiene in Zusammenhang mit der offenen Abformung fest, da diese zu einer verringerten Bewegung der Abformpfosten sowohl während der Abformung als auch bei Herstellung des Gipsmodells führte.

Bei dem Vergleich der beiden Implantatsysteme wies vor allem das Implantatsystem *BEGO* in Bezug auf die offene Abformung wesentlich weniger Abweichungen in der Neigung als das Implantatsystem *Straumann* auf. Die Unterschiede zwischen den beiden Implantatsystemen waren bei der offenen Abformung hochsignifikant. Ein deutlich bestehender Unterschied zwischen den beiden Implantatsystemen war schon bei Versuchsdurchführung zu erahnen, da die Abformpfosten des Implantatsystems *Straumann* vor Fixierung in der richtigen Position

einen sehr großen Spielraum in der Neigung zeigten. Anders hierzu verhielt sich die geschlossene Abformung, bei der kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Implantatsystemen bestand.

6.2.2 Rotationsänderung

In der Literatur wird die Auswahl des Abformmaterials in Abhängigkeit von der Rotationsänderung kontrovers diskutiert. So kamen einige Untersucher zu der Erkenntnis, dass vor allem die Rotation durch die Auswahl des Abformmaterials beeinflusst werden kann. PHILLIPS *et al.*⁶⁷ und ASSIF *et al.*³ empfahlen die Verwendung von relativ rigiden Abformmaterialien, um die Möglichkeit der Rotationsänderung zu minimieren. Hingegen zeigten andere Untersuchungen keine signifikanten Unterschiede zwischen den elastischen Abformmassen.^{12, 24, 89} Auch in der vorliegenden Studie konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Abformmaterialien festgestellt werden. Mittelwertig ließ sich sagen, dass die Rotationsänderung zwischen $-0,04^\circ$ und $0,04^\circ$ betragen hat. Genauso wie bei der Neigungsänderung schien auch die Größe der Rotationsänderung in keinem direkten Zusammenhang mit den hier verwendeten Abformmaterialien zu stehen. Auffällig war, dass bei Betrachtung des Implantatsystems *Straumann* das Abformmaterial *Impregum Penta* die größte mittelwertige Rotationsänderung zeigte. Dagegen zeigte dieses Abformmaterial in Zusammenhang mit dem Implantatsystem *BEGO* mit $0,03^\circ$ eine der geringsten Rotationsänderungen. Anders hingegen waren die Ergebnisse von Wee⁸⁹, der in seiner Studie verschiedene Abformmaterialien untersuchte. Hierbei stellte er fest, dass die Eigenschaft der Abformmaterialien die Rotationsänderung bei der Übertragung der Implantatposition auf das Gipsmodell beeinflussen konnte. Im Vergleich zu den A-Silikonen und den Polyethern wurden mit den Polysulfiden ungenauere Abformergebnisse erzielt. Allerdings kamen in dieser Studie keine Polysulfide zum Einsatz.

Die Rotationsänderung in Zusammenhang mit den beiden Abformtechniken korrelierte in der vorliegenden Studie nicht mit den Untersuchungen von Hassfurth³⁶, da bei Hassfurth alle ermittelten Rotationswerte im Negativen lagen. Diese negativen Rotationswerte erklärte Hassfurth anhand der vorgenommenen Drehrichtung im Uhrzeigersinn bei der Verbindung der Laboranaloga mit den Abformpfosten. Eigentlich hätten die negativen Rotationswerte nur bei der offenen Abformung auftreten dürfen, da bei der geschlossenen Abformung die Abformpfosten bei dem Implantatsystem *Straumann* gar nicht geschraubt wurden, sondern mit

Hilfe eines Snap-on-Mechanismuses einrasteten. Die geschlossene Abformung des Implantatsystems *BEGO* funktionierte mit der Repositionstechnik und den in der Abformmasse verbleibenden Transfer-Caps. Bei dieser Technik wurden erst dann die Abformpfosten mit den Laboranaloga in der Abformung reponiert, wenn diese bereits verschraubt worden waren. Folglich hat auch hierbei die vorgenommene Drehrichtung keine Auswirkung. Die einzige Auswirkung der Drehrichtung hätte durch das Aufschrauben der Vermessungspfosten auftreten können und wäre konstant gewesen. Allerdings konnte dieses durch die Vermessungen am Urmodell nicht bestätigt werden.

Sowohl LIOU *et al.*⁵⁵ als auch DAOUDI *et al.*²³ untersuchten die Repositionstechnik mit verschiedenen Versuchspersonen. In beiden Studien kam es trotz gleicher Versuchsdurchführung zu starken Unterschieden in der Abformgenauigkeit zwischen den Versuchspersonen, so dass die Repositionstechnik als Abformtechnik nicht zu favorisieren ist. Entgegen den Angaben der Literatur zeigte die Repositionstechnik des Implantatsystems *BEGO* im Vergleich zur offenen Abformung eine geringere Rotation, die durch die ausbleibende Krafteinwirkung auf das Abformmaterial bei der Schraubverbindung zwischen Laboranalog und Abformpfosten zu erklären wäre. Allerdings wurde diese Annahme nicht in der Literatur belegt.

DAOUDI *et al.*²² kamen in einer anderen Studie zu dem Ergebnis, dass generell zwischen den verschiedenen Abformtechniken keine systematischen Unterschiede in Bezug auf die Rotation zu erkennen waren. Auch in anderen Studien wurde sowohl die geschlossene als auch die offene Abformung untersucht. Bei der offenen Abformung wurde zusätzlich die Modifikation mit der Akrylatkunststoffschiene bezüglich der Rotationsänderung getestet. Alle Untersucher stellten in Übereinstimmung fest, dass bezüglich der Rotation zwischen den unterschiedlichen Abformtechniken sowie ihren Modifikationen keine signifikanten Unterschiede bestanden.^{16, 22, 56, 86} Allerdings wurde in einer Studie von DAOUDI *et al.*²² bezüglich der Rotation, die zwischen dem Implantatkopf und dem sich auf dem Implantatniveau befindlichen Abformpfosten gemessen wurde, ein Toleranzbereich von 1,9° bis 5° festgelegt. Jedoch wurde die angegebene Toleranz bislang nicht anderweitig in der Literatur belegt und ist deswegen nur eingeschränkt aussagekräftig.

Der Vergleich der beiden Implantatsysteme ergab sowohl in Bezug auf die offene als auch auf die geschlossene Abformung im Hinblick auf die Rotation keine signifikanten Unterschiede, wodurch diese Ergebnisse kritisch zu betrachten sind. Insgesamt zeigte sich jedoch sowohl bei der offenen Abformung als auch bei der geschlossenen eine wesentlich geringere Rotationsänderung in Verbindung mit dem Implantatsystem *BEGO*.

Zusammenfassend sollte jede Rotationsänderung mit Vorsicht betrachtet werden. Der Grund hierfür liegt vor allem in dem fehlenden parodontalen Ligament zwischen Implantat und Knochen, da schon die geringste Rotationsänderung zu einer Spannung zwischen angefertigter Suprakonstruktion und Implantat führt.²⁶

6.2.3 Räumliche Verschiebung entlang der x-, y- und z-Achse

Genauso wie in dieser Studie wurden auch in zahlreichen anderen Studien keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Abformmaterialien in Bezug auf die räumliche Verschiebung bei der Übertragung der Implantatposition auf das Gipsmodell festgestellt.^{55, 56, 89} Lediglich in der Studie von LEE *et al.*⁵¹ waren A-Silikone dimensionsgenauer als Polyether, wenn ein tief subgingival platziertes Implantat abgeformt wurde. In dieser Studie gab es zum einen stark variierende Unterschiede in der räumlichen Verschiebung in Abhängigkeit vom Implantatsystem, zum anderen wichen aber auch bei der einzelnen Betrachtung der drei Koordinatenachsen die Abformmaterialien unterschiedlich stark ab. So zeigte *Aquasil Ultra* in Bezug auf das Implantatsystem *Straumann* die geringste x-Achsen-Verschiebung, aber die fast größte y-Achsen-Verschiebung. Bei der Betrachtung der y-Achsen-Verschiebung zeigten die Abformmaterialien *Impregum Penta* und *Flexitime Monophase* die geringste Abweichung mit 0,07 mm und 0,08 mm bei dem Implantatsystem *Straumann* sowie mit 0,001 mm und -0,01 mm bei dem Implantatsystem *BEGO*. Sowohl bei der Verschiebung entlang der x-Achse mit Ausnahme des Implantatsystems *Straumann* als auch bei der Verschiebung entlang der y-Achse unterschieden sich die fünf verwendeten Abformmaterialien nicht signifikant. Anders hingegen stellte sich die Verschiebung entlang der z-Achse dar, denn hier lagen bei dem Implantatsystem *Straumann* hochsignifikante und bei dem Implantatsystem *BEGO* sehr signifikante Unterschiede vor. Jedoch zeigte sich auch hierbei die Abformgenauigkeit der einzelnen Abformmaterialien in Bezug auf die beiden Implantatsysteme unterschiedlich. So zeigte *Flexitime Monophase* mit -0,01 mm die geringste z-Achsen-Verschiebung bei dem Implantatsystem *Straumann* und mit -0,03 mm eine der größten Verschiebungen entlang der z-Achse bei dem Implantatsystem *BEGO*. Genau gegensätzlich verhielt sich hierbei *Impregum Penta* mit einer größeren z-Achsen-Verschiebung von 0,04 mm bei dem Implantatsystem *Straumann* und mit der kleinsten z-Achsen-Verschiebung von 0,002 mm bei dem Implantatsystem *BEGO*. Allein diese Tatsache der unterschiedlichen z-Achsen-Verschiebung bei den beiden

Implantatsystemen ließ darauf schließen, dass die Abformmaterialien zur Abformgenauigkeit nur geringfügig beitrugen. Auch bei den Untersuchungen von DAOUDI *et al.*²⁴ war die Art der verwendeten Abformmaterialien in Bezug auf die räumliche Verschiebung nicht ausschlaggebend. FORREST-BAKER *et al.*³¹ haben die Dimensionsgenauigkeit von verschiedenen A-Silikonem anhand von Distanzmessungen untersucht und dabei keinen signifikanten Unterschied bei dem Vergleich der neueren hydrophileren A-Silikonem mit den älteren A-Silikonem festgestellt. WALKER *et al.*⁸⁵ untersuchten sowohl verschiedene Abformmaterialien als auch verschiedene Abformtechniken bezüglich der Dimensionsgenauigkeit einer Abformung. Zwischen den Abformmaterialien bestanden keine signifikanten Unterschiede, obwohl mit Abformmaterialien unterschiedlicher Viskosität gearbeitet wurde. Sie verglichen in ihrer Studie die Implantatabstände zwischen Urmodell und hergestellten Gipsmodellen mit Hilfe der optischen Vermessung.

In der durchgeführten Studie fielen bei Betrachtung der räumlichen Verschiebung in Bezug auf die beiden Abformtechniken deutliche Unterschiede auf. Auch in der Studie von WALKER *et al.*⁸⁵ unterschieden sich die beiden Abformtechniken, so wie diese hier bei dem Implantatsystem *Straumann* zur Anwendung kamen, deutlich. Der Vergleich der Implantatabstände zwischen Urmodell und Gipsmodellen führte in der Studie von WALKER *et al.* bei der offenen Abformung zu gleich großen oder leicht kleineren Implantatabständen auf den Gipsmodellen. Gegensätzlich dazu verhielt sich die geschlossene Abformung, bei der die Implantatabstände bei der Übertragung auf das Gipsmodell größer ausfielen. Bei der geschlossenen Abformung wurde die Technik mit dem Snap-on-Mechanismus verwendet. Folglich war die offene Abformung mit den verschraubten Abformpfosten dimensionsgenauer als die geschlossene Abformung mit dem Snap-on-Mechanismus. Anders hierzu verhielten sich die Ergebnisse dieser Studie, die in Zusammenhang mit dem Implantatsystem *Straumann* deutlich geringere Verschiebungen entlang der x- und z-Achse bei der geschlossenen Abformung zeigten. Dagegen war die y-Achsen-Verschiebung bei der offenen Abformung wesentlich kleiner. Insgesamt war die Verschiebung entlang der x-Achse mit 0,03 mm bei der geschlossenen Abformung im Gegensatz zu der y-Achsen-Verschiebung mit 0,14 mm bei der gleichen Abformtechnik auffallend stark verkleinert. Die erhöhte Abweichung in der y-Achse schien an einem größeren Spielraum der aufsteckbaren Abformpfosten in dieser Achse zu liegen. Die beiden Abformtechniken des Implantatsystems *Straumann* unterschieden sich signifikant bei der x- und y-Achsen-Verschiebung. Bei der z-Achsen-Verschiebung hingegen bestand kein signifi-

kanter Unterschied. In der Studie von AKCA und CEHRELI¹ zeigten die beiden Abformtechniken des Implantatsystems *Straumann* keinen signifikanten Unterschied.

Anders hierzu verhielt sich die dreidimensionale Verschiebung des Implantatsystems *BEGO*. Die offene Abformung des Implantatsystems *BEGO* zeigte in Bezug auf alle drei Achsen eine geringere Verschiebung. Allerdings lag nur in Bezug auf die z-Achse ein hochsignifikanter Unterschied vor. Die anderen beiden Achsen unterschieden sich bei dem Vergleich der beiden Abformtechniken nicht signifikant. Auffällig war bei der offenen Abformung eine relativ gleichmäßige dreidimensionale Verschiebung, da die Mittelwerte der drei Achsen zwischen -0,01 mm und 0,01 mm betragen.

BURAWI *et al.*¹⁶ untersuchten in ihrer Studie die Repositionstechnik, so wie diese bei dem Implantatsystem *BEGO* zur Anwendung kam. Allerdings unterschied sich die Untersuchung zur offenen Abformung zu der vorliegenden Studie, da diese in Zusammenhang mit einer Akrylatkunststoffschiebung der Abformpfosten erforscht wurde. Anders als in dieser Studie wichen die beiden Abformtechniken bezogen auf die z-Achse ungefähr gleich stark vom Urmodell ab. In der vorliegenden Studie zeigte die offene Abformung des Implantatsystems *BEGO* in Bezug auf alle drei Achsen eine geringere Verschiebung als die geschlossene Abformung. Allerdings lag nur in Bezug auf die z-Achse ein hochsignifikanter Unterschied vor. Die anderen beiden Achsen unterschieden sich bei dem Vergleich der beiden Abformtechniken nicht signifikant. Auffällig war bei der offenen Abformung eine relativ gleichmäßige dreidimensionale Verschiebung, da die Mittelwerte der drei Achsen zwischen -0,01 mm und 0,01 mm betragen. Allerdings haben BURAWI *et al.* Abweichungen zwischen 0,001 mm und 0,13 mm gemessen, die bei dieser Studie geringer waren. Die weniger stark abweichende z-Achsen-Verschiebung kann aus der immer konstanten Weiterentwicklung im Bereich der Implantologie resultieren, da die Studie von BURAWI *et al.* aus dem Jahr 1997 stammte.

Die Repositionstechnik, die bei dieser Studie nur bei dem Implantatsystem *BEGO* zur Anwendung kam, zeigte vor allem bei der Verschiebung entlang der z-Achse eine eher mäßige Abformgenauigkeit. Vor allem der auftretende Abformfehler in der z-Achse ließ sich durch nicht vollständige Repositionierung der Abformpfosten in der Abformung begründen.^{2, 23, 24, 86} Auch in dieser Studie ist die nicht vollständige Reposition der Abformpfosten bei dem Implantatsystem *BEGO* zu erkennen, da eine negative Verschiebung entlang der z-Achse gemessen wurde und diese im Vergleich zum Urmodell auf eine reduzierte Höhe der Laboranaloge im Gipsmodell hindeutete.

Zusammenfassend kann man sagen, dass in dieser Studie die Abweichungen entlang der x- und y-Achse positiv waren und somit eine Vergrößerung bei der Übertragung der Implantatpositionen vom Urmodell auf das Gipsmodell stattgefunden hat. Ursächlich für eine Vergrößerung der Dimension ist die Expansion des Gipses, die bei dem verwendeten Superhartgips Typ IV weniger als 0,15% linear betrug.⁵⁰ Auch die Abbindekontraktion und die thermische Kontraktion der Abformmaterialien tragen zu einer Dimensionsvergrößerung der hergestellten Gipsmodelle bei.^{53, 60} Um der Vergrößerung der Implantatabstände entgegenzuwirken, wurden zahlreiche andere Studien mit einem Verbund der Abformpfosten untereinander durchgeführt. Hierbei stellten VIGOLO *et al.*^{83, 84} in zwei unabhängigen Studien fest, dass eine Akrylatkunststoffschiene der Abformpfosten zu genaueren Abformergebnissen führte. Sogar Abformpfosten, die gesandstrahlt und danach mit Adhäsivlack bestrichen wurden, führten zu einer kleineren dreidimensionalen Verschiebung als die konventionelle PickUp-Technik (offene Abformung). Auch zahlreiche andere Studien favorisierten die offene Abformung mit einer Schiene der Abformpfosten.^{2, 3, 6, 18, 63} Dagegen gab es auch Studien, die bei offener Abformung ohne Schiene eine höhere Abformgenauigkeit erzielten.^{16, 45, 67} Wiederum andere Untersucher stellten keine Unterschiede zwischen der geschienten und nicht geschienten offenen Abformung fest.

Der Vergleich der beiden Implantatsysteme in Zusammenhang mit der offenen Abformung ergab bei dem Implantatsystem *BEGO* eine deutlich geringere x- und y-Achsen-Verschiebung. Diese geringere Verschiebung entlang der x- und y-Achse war wahrscheinlich auf die bessere Passgenauigkeit der Abformpfosten vor der Fixierung zurückzuführen, denn die Abformpfosten von *BEGO* wiesen im Gegensatz zu den Abformpfosten von *Straumann* schon vor der Fixierung keinen Bewegungsspielraum auf. In der Höhe, also entlang der z-Achse, fiel bei beiden Implantatsystemen fast keine Abweichung auf. Anders hierzu verhielt sich die z-Achsen-Verschiebung bei der geschlossenen Abformung zwischen den beiden Implantatsystemen. Hierbei wies *BEGO* aufgrund der Reponierung der Abformpfosten in die Transfer-Caps eine deutlich größere Abweichung auf. Dagegen zeigte der Snap-on-Mechanismus der Firma *Straumann* einen deutlich erhöhten Spielraum in Zusammenhang mit der y-Achsen-Verschiebung. Leider sind bislang in der Literatur noch keine Implantatsysteme direkt miteinander verglichen worden.

6.3 Konklusion

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass prinzipiell die offene Abformung im Vergleich zur geschlossenen Abformung dimensionsgenauer ist. Allerdings kann diese nicht bei jedem Patienten angewendet werden, da hierfür eine ausreichende Mundöffnung des Patienten erforderlich ist, um die Abformpfosten im Mund auf- und abschrauben zu können. Bei eingeschränkter Mundöffnung liefert die geschlossene Abformung mit einem Snap-on-Mechanismus, die zugleich die Verwendung eines konfektionierten Löffels ermöglicht, eine akzeptable Abformgenauigkeit. Die Repositionstechnik hingegen sollte als letzte der Abformtechniken in Betracht gezogen werden. Die geschlossene Abformung ist dann indiziert, wenn das Platzangebot im Mund des Patienten eingeschränkt ist. Hierbei ist es oft von dem Implantathersteller abhängig, ob die Repositionstechnik oder die Abformtechnik mit dem Snap-on-Mechanismus zur Anwendung kommt. Die Hersteller bieten meistens nur eine der beiden Modifikationen von der geschlossenen Abformung an.

Abschließend lassen sich die anfangs formulierten Fragen auf der Basis der erhobenen Daten vor dem Hintergrund der Literatur wie folgt beantworten:

- A) Inwieweit ändert sich die Neigung der Implantatachse bei der Übertragung der Implantatposition auf das Gipsmodell?

Eine Neigungsänderung der Implantatachse ist bei der Übertragung der Implantatposition auf das Gipsmodell unvermeidbar, liegt aber in einem klinisch tolerierbaren Bereich. Im Gegensatz zu den verwendeten Abformmaterialien, die keinen großen Einfluss auf die Dimensionsgenauigkeit einer Implantatabformung nehmen, hängt die Neigungsänderung von der Abformtechnik ab. So zeigte das Implantatsystem *BEGO* bei der offenen Abformung eine geringere Neigungsänderung als bei der Repositionstechnik. Dagegen wies das Implantatsystem *Straumann* bei der geschlossenen Abformtechnik mit dem Snap-on-Mechanismus eine geringere Neigungsänderung als bei der offenen Abformung auf. Auch das verwendete Implantatsystem wirkt sich auf die Neigungsänderung aus.

- B) Tritt bei der Übertragung der Implantatposition eine Rotation auf und wie groß ist diese?

Bei der Übertragung der Implantatposition tritt eine Rotation auf, die von klinischer Relevanz ist, da jede Rotationsänderung zu einer Spannung zwischen Suprakonstruktion und Implantat führt. Die aufgetretene Rotation hing nicht vom Abformmaterial ab, sondern von der Abformtechnik und dem Implantatsystem. So lag der Medianwert bei der geschlossenen Abformung des Implantatsystems *Straumann* bei $-0,06^\circ$ im Gegensatz zum Medianwert von $0,36^\circ$ bei der offenen Abformung. Auch das Implantatsystem *BEGO* zeigte bei der geschlossenen Abformung einen geringeren Medianwert von $0,04^\circ$ als bei der offenen Abformung mit einem Medianwert von $-0,14^\circ$.

- C) Wie ist die räumliche Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der Übertragung auf das Gipsmodell? Werden die Implantatmittelpunkte translatorisch verschoben oder sind die Abweichungen bezogen auf die x-, y- und z-Achse unterschiedlich?

Die räumliche Verschiebung findet in Abhängigkeit von der Abformtechnik und dem verwendeten Implantatsystem statt. Das Abformmaterial nimmt keinen Einfluss auf die räumliche Verschiebung. Insgesamt bewegt sich die räumliche Verschiebung in einem klinisch tolerierbaren Bereich. Die Implantatmittelpunkte wurden in der vorliegenden Studie nicht translatorisch verschoben, sondern es fand eine größere Verschiebung entlang der x- und y-Achse im Gegensatz zur z-Achse statt.

Die Analyse mit Hilfe des Allgemeinen Linearen Modells bestätigt unter Berücksichtigung der genannten Einschränkungen (vgl. Kapitel 6.1.3) diese Aussage.

7 Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde die Dimensionsgenauigkeit von Abformmaterialien bei der offenen und geschlossenen Implantatabformung in Zusammenhang mit den beiden Implantatsystemen *Straumann* (Freiburg) und *BEGO* (Bremen) untersucht. Die Besonderheit dieser Studie bestand zum einen in der Gegenüberstellung der beiden Implantatsysteme, da bislang noch kein direkter Vergleich unterschiedlicher Implantatsysteme in der Literatur beschrieben wurde. Zum anderen aber auch wurden in dieser Studie zusätzliche Parameter wie Neigungsänderung der Implantatachse, Rotation des Implantates und Verschiebung der Implantatmittelpunkte entlang der x-, y-, z-Achse bei der Übertragung der Implantatposition vom Urmodell auf das Gipsmodell untersucht.

Dazu wurde ein auf einer Edelstahlplatte montiertes Oberkiefermodell aus Kunststoff angefertigt, welches lediglich Frontzähne von 13 bis 23 aufwies. Im Bereich des unbezahnten Kiefers wurden sechs in Edelstahlröhrchen fixierte Implantate eingebracht. Die *Straumann*-Implantate befanden sich in regio 14, 18 und 26, die *BEGO*-Implantate in regio 16, 24 und 28, so dass beide Implantatsysteme spiegelverkehrt zueinander angeordnet waren. Bei beiden Implantatsystemen wurde als offene Abformung die ungeschiente PickUp-Technik unter Verwendung eines individuellen Abformlöffels untersucht. Die geschlossene Abformung wurde mit einem konfektionierten Abformlöffel durchgeführt. Bei dem Implantatsystem *BEGO* wurde die Repositionstechnik verwendet. Hierzu wurden die Abformpfosten in die Transfer-Caps, die sich in der Abformung befanden, reponiert. Bei dem Implantatsystem *Straumann* kamen Plastikabformpfosten mit einem Snap-on-Mechanismus zur Anwendung, so dass diese Abformpfosten nach Entfernung des Löffels in der Abformung verblieben. Insgesamt wurden bezüglich der offenen und geschlossenen Abformung jeweils zwei Polyether (*Impregum Penta* von *3M ESPE*, Seefeld und *P2 Polyether Magnum* von *Heraeus-Kulzer*, Hanau) und zwei A-Silikone (*Flexitime Monophase* von *Heraeus-Kulzer*, Hanau und *Aquasil Ultra* von *Dentsply*, Konstanz) als Abformmaterial getestet. Das Hybridmaterial *Fusion* von *GC Dental* (Leuven, Belgien) kam nur bei der offenen Abformung zur Anwendung, da es danach nicht mehr auf dem europäischen Markt erhältlich war. Die hergestellten Gipsmodelle wurden mit Hilfe der 3D-Koordinatenmessmaschine *RAPID* (*THOME*, Messel) und speziell angefertigten Vermessungspfosten vermessen. Die Ergebnisse der Abformmaterialien zeigten nicht signifikante Unterschiede, so dass sich die Verwendung von Polyethern oder A-Siliko-

nen als Abformmaterial nur geringfügig auf die Dimensionsgenauigkeit bei einer Einphasenimplantatabformung auswirkte. Dagegen fielen bei dem Vergleich der offenen mit der geschlossenen Abformung bei beiden Implantatsystemen signifikante Unterschiede in Zusammenhang mit der Neigung und der räumlichen Verschiebung auf. Insgesamt war die offene Abformung bei dem Implantatsystem *BEGO* dimensionsgenauer als die geschlossene Abformung mit der Repositionstechnik. Anders hierzu verhielten sich die geschlossene und die offene Abformtechnik des Implantatsystems *Straumann*. Hierbei zeigte insgesamt die geschlossene Abformung mit dem Snap-on-Mechanismus bessere Ergebnisse in der Dimensionsgenauigkeit einer Implantatabformung. Auch die Verwendung des Implantatsystems wirkte sich in dieser Studie auf die Abformgenauigkeit aus, da mit Hilfe des Implantatsystems *BEGO* eine höhere Dimensionsgenauigkeit vor allem in Zusammenhang mit der offenen Abformung erzielt werden konnte.

Insgesamt hängt die Dimensionsgenauigkeit einer Implantatabformung stark von der angewendeten Abformtechnik ab. Auch das verwendete Implantatsystem trägt zu einer höheren Abformgenauigkeit bei. Dagegen hat die Verwendung von A-Silikonem, Polyethern oder Hybridmaterialien als Abformmaterial keinen Einfluss auf die Dimensionsgenauigkeit einer Implantatabformung.

Summary

In this study the dimensional accuracy of impression material of open and closed implant impressions with the two implant systems *Straumann* (Freiburg) and *BEGO* (Bremen) was examined. The distinctive feature of this study, on one hand, consisted of the comparison of both implant systems, because, until now, no direct comparison of different implant systems was described in literature. On the other hand, this study examines additional parameters such as the tilt of the implant axis, the rotation of the implant and the shifting of the implant centres along the x-, y-, z-axis during the transmission of the implant position from the master form to a Type IV stone cast. For that reason an upper jaw model made of acrylic resin and installed on a plate made of stainless steel was fabricated, which only contained the front teeth from 13 to 23. In the area of the toothless jaw, six implants fixed in small pipes made of stainless steel were inserted. The *Straumann* implants located in regions 14, 18 and 26 and the *BEGO* implants in regions 16, 24 and 28, so that both implant systems were arranged mirror inverted to

each other. On both systems the non splinted PickUp technique, as open impression, was examined using a custom tray. The closed impression was carried out with a stock tray. The reposition technique was used for the implant system *BEGO*. For this the transfer copings were seated into the transfer caps, that were trapped in the impression. Plastic transfer copings with a snap-on-mechanism were used for the *Straumann* implant system, with the result that the transfer copings remained in the impression after the removal of the tray. On the whole, referring to the open and closed impression, two polyethers (*Impregum Penta* by *3M ESPE*, Seefeld and *P2 Polyether Magnum* by *Heraeus-Kulzer*, Hanau) and two polyvinyl siloxane (*Flexitime Monophase* by *Heraeus-Kulzer*, Hanau and *Aquasil Ultra* by *Dentsply*, Konstanz) were tested as impression material. The hybrid material *Fusion* by *GC Dental* (Leuven, Belgium) was only used for the open impression, as it was later no longer available on the European market. The accuracy of the working cast was measured with a *3D-coordinate measuring machine RAPID (THOME, Messel)* and specially made measuring ports.

The results for the impression materials did not show any significant differences so that the use of either polyethers or polyvinyl siloxane as impression material only marginally affected the dimensional accuracy during a one-phase implant impression. Significant differences could be observed for the open and closed impression technique using both implant systems. On the whole the open impression technique with the implant system *BEGO* was dimensionally more precise than the closed impression with the reposition technique. The open and closed impression of the *Straumann* implant system, however, showed different results. Here, the closed impression with the snap-on-mechanism showed better results concerning the dimensional accuracy of an implant impression. Also the use of implant systems affected the accuracy of impression within this study, as by using the *BEGO* implant system, a higher dimensional accuracy was achieved especially with regard to the open impression.

On the whole the dimensional accuracy of an implant impression depends on the impression technique applied as well as selected. In contrast the use of polyvinyl siloxane, polyethers or hybrid materials as impression material has no influence on the dimensional accuracy of an implant impression.

8 Literaturverzeichnis

1. Akca, K. and Cehreli, M.C., *Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004; 19:517-523.
2. Assif, D., Fenton, A. et al., *Comparative accuracy of implant impression procedures*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1992; 12:112-121.
3. Assif, D., Marshak, B. et al., *Accuracy of implant impression techniques*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1996; 11:216-222.
4. Assif, D., Nissan, J. et al., *Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1999; 14:885-888.
5. Assuncao, W.G., Cardoso, A. et al., *Accuracy of impression techniques for implants. Part 1 - Influence of transfer copings surface abrasion*. J Prosthodont, 2008; 17:641-647.
6. Assuncao, W.G., Filho, H.G. et al., *Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations*. Implant Dent, 2004; 13:358-366.
7. Assuncao, W.G., Gomes, E.A. et al., *A comparison of profilometer and AutoCAD software techniques in evaluation of implant angulation in vitro*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008; 23:618-622.
8. Assuncao, W.G., Tabata, L.F. et al., *Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants*. Implant Dent, 2008; 17:248-256.
9. Augthun, M. and Mundt, T., *Implantatprothetische Konzepte zur Ergänzung der verkürzten Zahnreihe*. 2008, DGZMK.
10. Balkenhol, M., Rehmann, P. et al., *Die Präzisionsabformung: materialimmanente und verfahrenstechnische Einflussfaktoren*. ZWR, 2005; 114:43-47.
11. Bambini, F., Ginnetti, L. et al., *Comparative analysis of direct and indirect implant impression techniques an in vitro study. An in vitro study*. Minerva Stomatol, 2005; 54:395-402.
12. Barrett, M.G., de Rijk, W.G. et al., *The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants*. J Prosthodont, 1993; 2:75-82.

13. BEGO, *Gebrauchsinformation*, 2010.
14. Behnke, N. and Behnke, A., *Implantatverankerter festsitzender Zahnersatz*, Urban & Fischer Verlag, München, 1999.
15. Bragger, U., Aeschlimann, S. et al., *Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function*. Clin Oral Implants Res, 2001; 12:26-34.
16. Burawi, G., Houston, F. et al., *A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system*. J Prosthet Dent, 1997; 77:68-75.
17. Burns, J., Palmer, R. et al., *Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays*. J Prosthet Dent, 2003; 89:250-255.
18. Cabral, L.M. and Guedes, C.G., *Comparative analysis of 4 impression techniques for implants*. Implant Dent, 2007; 16:187-194.
19. Cehreli, M.C. and Akca, K., *Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2006; 26:379-385.
20. Choi, J.H., Lim, Y.J. et al., *Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007; 22:761-768.
21. Conrad, H.J., Pesun, I.J. et al., *Accuracy of two impression techniques with angulated implants*. J Prosthet Dent, 2007; 97:349-356.
22. Daoudi, M.F., Setchell, D.J. et al., *An evaluation of three implant level impression techniques for single tooth implant*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2004; 12:9-14.
23. Daoudi, M.F., Setchell, D.J. et al., *A laboratory investigation of the accuracy of the repositioning impression coping technique at the implant level for single-tooth implants*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2003; 11:23-28.
24. Daoudi, M.F., Setchell, D.J. et al., *A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants*. Int J Prosthodont, 2001; 14:152-158.

25. De La Cruz, J.E., Funkenbusch, P.D. et al., *Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials*. J Prosthet Dent, 2002; 88:329-336.
26. Del'Acqua, M.A., Arioli-Filho, J.N. et al., *Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008; 23:226-236.
27. Eckert, S.E., Meraw, S.J. et al., *Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000; 15:662-667.
28. Eid, N., *An implant impression technique using a plaster splinting index combined with a silicone impression*. J Prosthet Dent, 2004; 92:575-577.
29. Fenske, C., Sadat Khonsari, M.R. et al., *Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen*. Dtsch Zahnärztl Z 2001; 56:35-38.
30. Filho, H.G., Mazaro, J.V. et al., *Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques*. J Prosthodont, 2009; 18:172-176.
31. Forrester-Baker, L., Seymour, K.G. et al., *A comparison of dimensional accuracy between three different addition cured silicone impression materials*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2005; 13:69-74.
32. Franz, G., *Hartgipsverarbeitung zur Erzielung präziser Modelle*. Das Dental-Labor, 1980; 29:65-70.
33. Gängler, P. and Arnold, W.H., *Struktur und Funktion des Gebisses und der Mundhöhle*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2005.
34. Glockengiesser, J., *Untersuchung zur Genauigkeit verschiedener Abformmethoden in Kombination verschiedener Abformmaterialien bei Verwendung des BRANMARK-Implantatsystems*, Philipps-Universität Marburg, 2003 [Dissertation]
35. Gutwald, R., Gellrich, N.-C. et al., *Einführung in die zahnärztliche Chirurgie*, Urban und Fischer Verlag, München, 2003.
36. Hassfurth, U., *Vergleichende Darstellung zweier Implantatabformungstechniken an Hand in vitro Abformung eines Implantaturmodells*, Justus-Liebig-Universität Gießen, 2000 [Dissertation]

37. Herbst, D., Nel, J.C. et al., *Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures*. J Prosthet Dent, 2000; 83:555-561.
38. Hilgers, R.-D., Bauer, P. et al., *Einführung in die Medizinische Statistik*, Springer Verlag, Heidelberg, 2007.
39. Hirschfelder, C., *Dimensionsstabilität von Abformmassen im Hinblick auf die offene und geschlossene Implantatabformung - Eine In-vitro-Studie*, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2008 [Dissertation]
40. Hirschfelder, C., Grüner, M. et al., *Dimensionsstabilität von Abdrucklöffeln und -material mit Blick auf die offene Implantatabformung*. Dtsch Zahnärztl Z, 2008; 63:418-423.
41. Holst, S., Blatz, M.B. et al., *Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions*. Quintessence Int, 2007; 38:67-73.
42. http://www.hagerwerken.de/dentalprodukte/n20926/Miratray_Implant/ (28.03.2010)
43. <http://www.implantate.com/lexikon/primaerstabilitaet.html> (22.03.2010)
44. Hung, S.H., Purk, J.H. et al., *Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique*. J Prosthet Dent, 1992; 67:583-589.
45. Inturregui, J.A., Aquilino, S.A. et al., *Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants*. J Prosthet Dent, 1993; 69:503-509.
46. Janssen, J. and Laatz, W., *Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows*, Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 2005.
47. Kefenstein, C.P. and Dutschke, W., *Fertigungsmesstechnik-Praxisorientierte Grundlagen, moderne Messverfahren*, B. G. Teubner Verlag, Wiesbaden, 2008.
48. Kim, S., Nicholls, J.I. et al., *Displacement of implant components from impressions to definitive casts*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006; 21:747-755.
49. König, M., Rehmann, P. et al., *Abformung in der Implantologie*. ZWR, 2006; 12:560-566.
50. Körber, K. and Ludwig, K., *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie*, Thieme-Verlag, Stuttgart, 1993.

51. Lee, H., Ercoli, C. et al., *Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study*. J Prosthet Dent, 2008; 99:107-113.
52. Lee, H., So, J.S. et al., *The accuracy of implant impressions: a systematic review*. J Prosthet Dent, 2008; 100:285-291.
53. Lehmann, K.M., *Abformung und Modellherstellung*, Urban & Schwarzenberg, München, 1987.
54. Leonhardt, A., Renvert, S. et al., *Microbial findings at failing implants*. Clin Oral Implants Res, 1999; 10:339-345.
55. Liou, A.D., Nicholls, J.I. et al., *Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials*. Int J Prosthodont, 1993; 6:377-383.
56. Lorenzoni, M., Pertl, C. et al., *Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system*. J Oral Rehabil, 2000; 27:629-638.
57. Ludwig, K., *Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde*, Quintessenz Verlag, Berlin, 2005.
58. Mailath-Porkorny, G., *Biomechanik enossaler Implantate*, Quintessenz Verlag, Berlin, 1993.
59. Marxkors, R., *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik*, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2007.
60. Marxkors, R. and Meiners, H., *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2005.
61. Millstein, P., Maya, A. et al., *Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts*. J Oral Rehabil, 1998; 25:645-648.
62. Müller, H.-P., *Parodontologie*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2006.
63. Naconecy, M.M., Teixeira, E.R. et al., *Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004; 19:192-198.

64. Noack, T., Balkenhol, M. et al., *Klinisch erreichbare Abformgenauigkeit von A-Silikon*. Dtsch Zahnärztl Z, 2004; 59:590-592.
65. Noack, T., Balkenhol, M. et al., *Möglichkeiten und Grenzen der Doppelmischabformung bei prothetischer Versorgung*. ZWR, 2004; 10:451-454.
66. Peroz, I. and Börsch, C., *Dimensionsgenauigkeit von monophasigen Abformmassen zur Fixationsabformung*. Dtsch Zahnärztl Z, 1998; 53:740-744.
67. Phillips, K.M., Nicholls, J.I. et al., *The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1994; 9:533-540.
68. Pschyrembel, *Klinisches Wörterbuch*, de Gruyter Verlag, Berlin, 2007.
69. Rehmann, P. and Wöstmann, B., *Abformungen - Rund um prothetische Fragestellungen*. Dental-Magazin, 2003; 3:50-53.
70. Richter, E.-J., *Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen*, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 1992 [Medizinische Habilitation]
71. Richter, E.-J., Weigl, P. et al., *Verbundbrücken - in Überarbeitung*. Empfehlungen der DGI, 2003:1-4.
72. Rueda, L.J., Sy-Munoz, J.T. et al., *The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts*. Int J Prosthodont, 1996; 9:367-373.
73. Sachs, L. and Hedderich, J., *Angewandte Statistik-Methodensammlung mit R*, Springer Verlag, Heidelberg, 2009.
74. Sahin, S. and Cehreli, M.C., *The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status*. Implant Dent, 2001; 10:85-92.
75. Schwickerath, H., *Konfektionierte und individuelle Löffel*. ZM, 1980; 8:466-470.
76. Straumann, *Basisinformation zu den chirurgischen Verfahren*, 2010.
77. Straumann, *Gebrauchsinformationen: Kronen- und Brückenprothetik*, 2010.
78. Strub, J.R., Türp, J.C. et al., *Curriculum Prothetik-Band II*, Quintessenz Verlag, Berlin, 2005.

79. Strub, J.R., Türp, J.C. et al., *Curriculum Prothetik-Band III*, Quintessenz Verlag, Berlin, 2005.
80. Tan, K., Pjetursson, B.E. et al., *A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years*. Clin Oral Implants Res, 2004; 15:625-642.
81. Thome, *Gebrauchsinformation*, 2010.
82. Trampisch, H.J. and Windeler, J., *Medizinische Statistik*, Springer Verlag, Heidelberg, 2000.
83. Vigolo, P., Fonzi, F. et al., *An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses*. J Prosthet Dent, 2004; 92:470-476.
84. Vigolo, P., Majzoub, Z. et al., *Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions*. J Prosthet Dent, 2003; 89:186-192.
85. Walker, M.P., Ries, D. et al., *Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008; 23:669-674.
86. Watson, R.M. and Newman, P., *Monitoring procedures for the single-tooth implant-stabilized crown with an internally located customized abutment*. Quintessence Int, 1996; 27:347-352.
87. Watzek, G. and Mailath-Porkorny, G., *Zahnärztliche Implantate*, Thieme Verlag, Stuttgart, 2000.
88. Weber, T., *Memorix Zahnmedizin*, Thieme Verlag, Stuttgart, 2003.
89. Wee, A.G., *Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions*. J Prosthet Dent, 2000; 83:323-331.
90. Wee, A.G., Aquilino, S.A. et al., *Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature*. Int J Prosthodont, 1999; 12:167-178.
91. Weiß, C., *Basiswissen medizinische Statistik*, Springer Verlag, Heidelberg, 2008.
92. Wenz, H.J. and Hertrampf, K., *Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008; 23:39-47.

93. Wichmann, M., Borchers, L. et al., *Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer 3D-Koordinatenmessmaschine (Teil 1)*. Dtsch Zahnärztl Z, 1990; 45:499-502.
94. Wirz, J., *Die Bedeutung des individuellen Abformlöffels*. Quintessenz, 1998; 24:907-915.
95. Wirz, J., *Klinische Material- und Werkstoffkunde*, Quintessenz Verlag, Berlin, 1993.
96. Wöstmann, B., *Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung*. ZM, 2005; 21:32-39.
97. Wöstmann, B., *Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz*. ZM, 1999; 89:1216-1225.
98. Wöstmann, B., Hassfurth, U. et al., *Influence of Impression Technique and Material on the Transfer Accuracy of the Implant Position onto the Working Cast*. J Dent Res, 2003:B-392.
99. Wöstmann, B., Höing, M. et al., *Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System)*. Dtsch Zahnärztl Z, 1998; 53:753-756.
100. Wöstmann, B., Rehmann, P. et al., *Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions*. Int J Prosthodont, 2008; 21:299-301.

9 Anhang

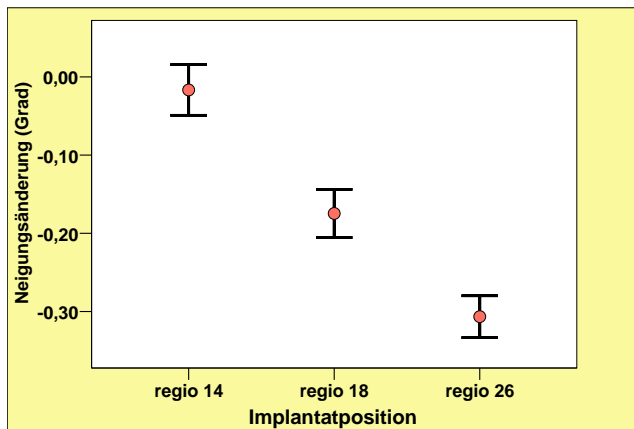


Abb. 9.1: Neigungsänderung des Implantatsystems *Straumann* in Bezug auf die unterschiedlichen Implantatpositionen

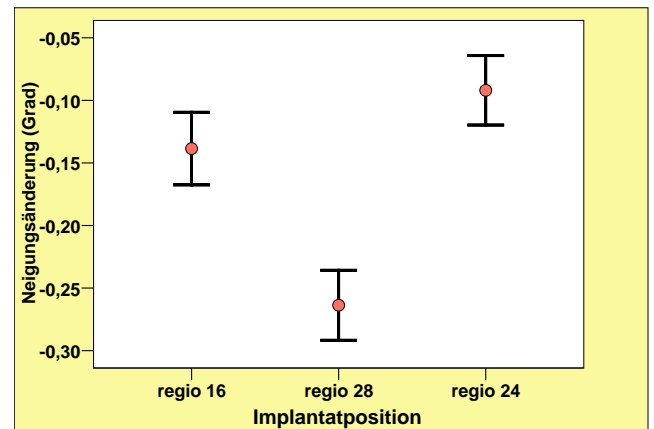


Abb. 9.2: Neigungsänderung des Implantatsystems *BEGO* in Bezug auf die unterschiedlichen Implantatpositionen

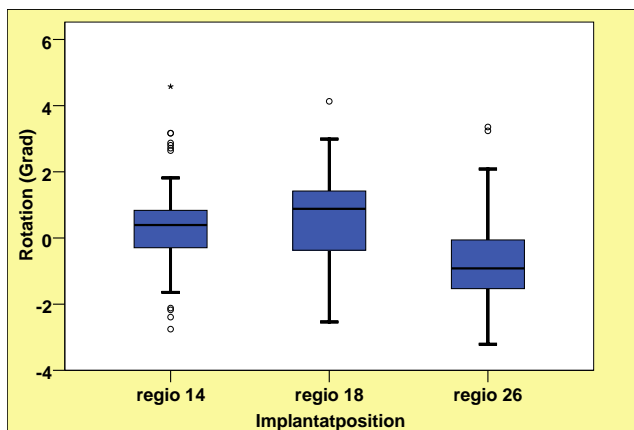


Abb. 9.3: Rotation des Implantatsystems *Straumann* in Bezug auf die unterschiedlichen Implantatpositionen

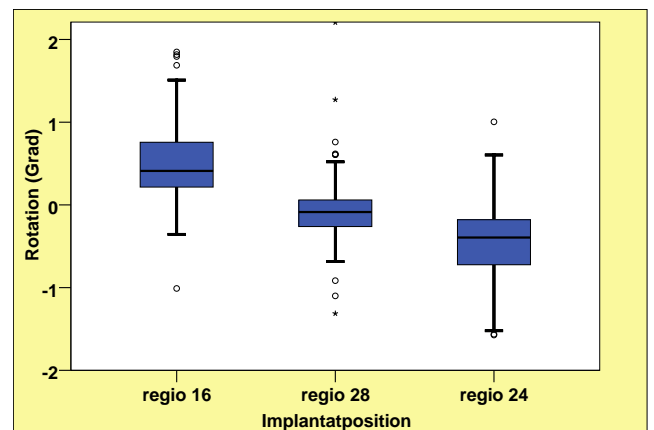


Abb. 9.4: Rotation des Implantatsystems *BEGO* in Bezug auf die unterschiedlichen Implantatpositionen

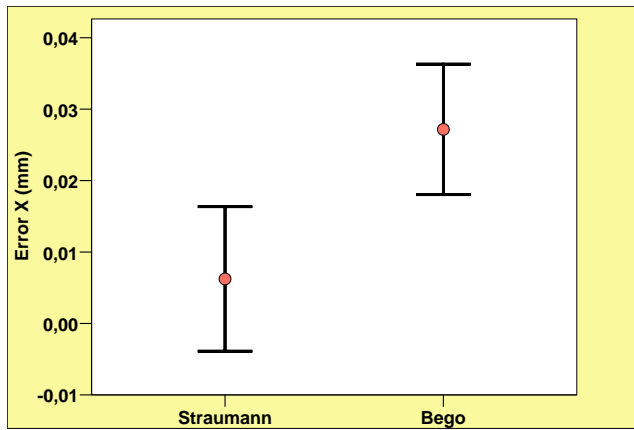


Abb. 9.5: Straumann versus BEGO bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse bei dem Abformmaterial Aquasil Ultra

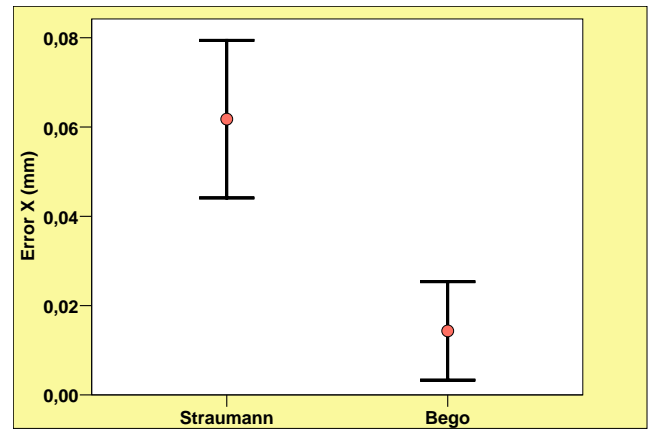


Abb. 9.6: Straumann versus BEGO bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse bei dem Abformmaterial Flexitime Monophase

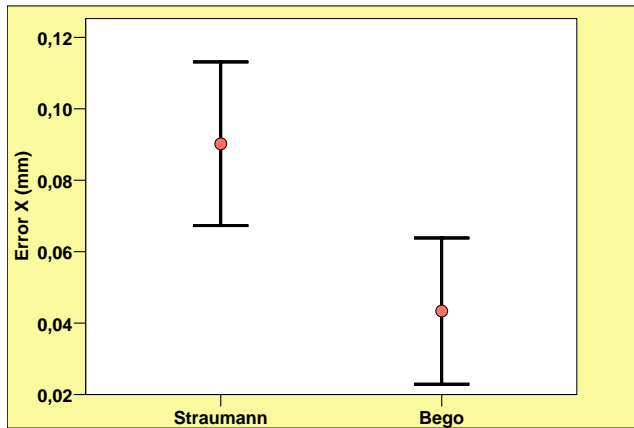


Abb. 9.7: Straumann versus BEGO bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse bei dem Abformmaterial Fusion

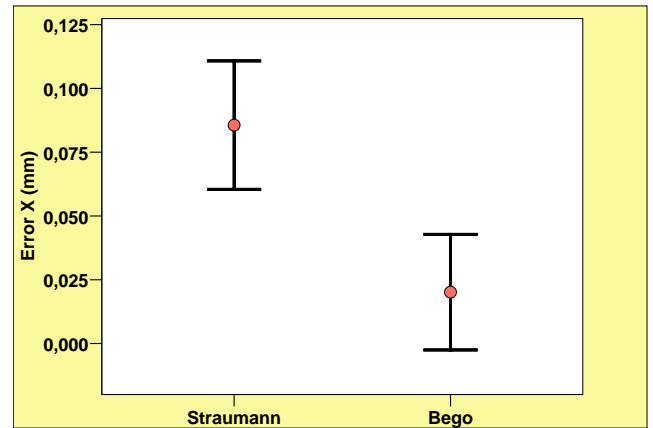


Abb. 9.8: Straumann versus BEGO bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse bei dem Abformmaterial Impregum Penta

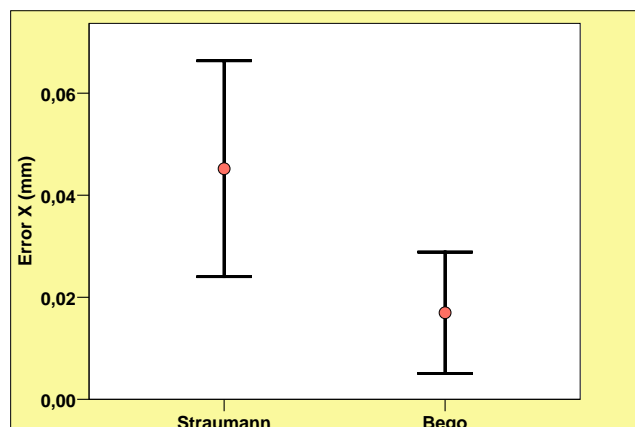


Abb. 9.9: Straumann versus BEGO bezogen auf die Verschiebung entlang der x-Achse bei dem Abformmaterial P2 Polyether Magnum

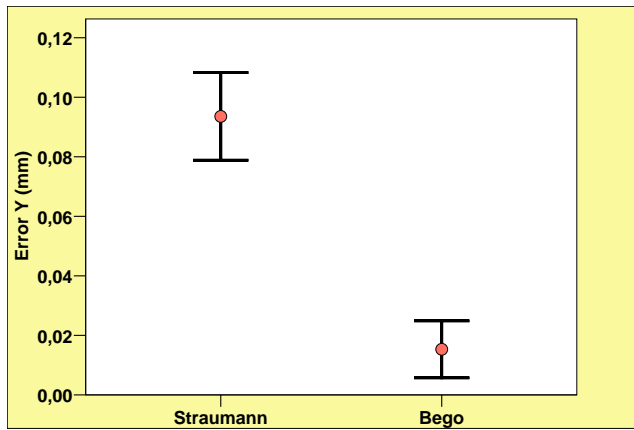


Abb. 9.10: Straumann versus BEGO bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse bei dem Abformmaterial Aquasil Ultra

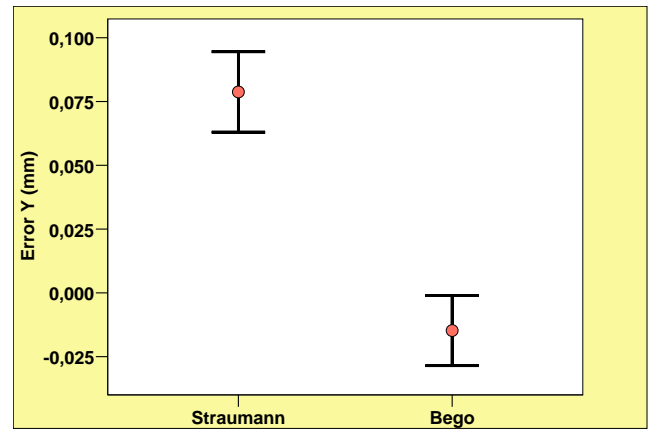


Abb. 9.11: Straumann versus BEGO bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse bei dem Abformmaterial Flexitime Monophase

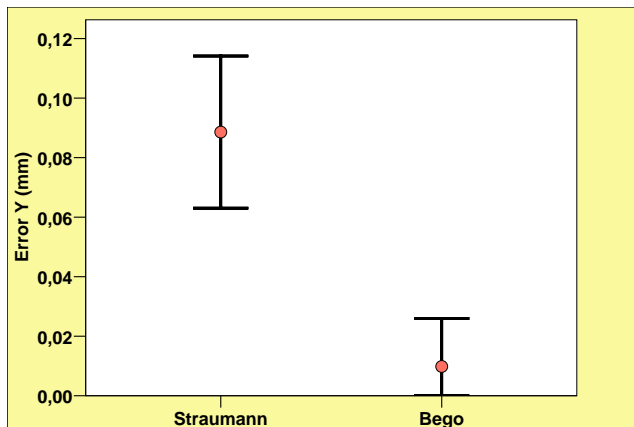


Abb. 9.12: Straumann versus BEGO bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse bei dem Abformmaterial Fusion

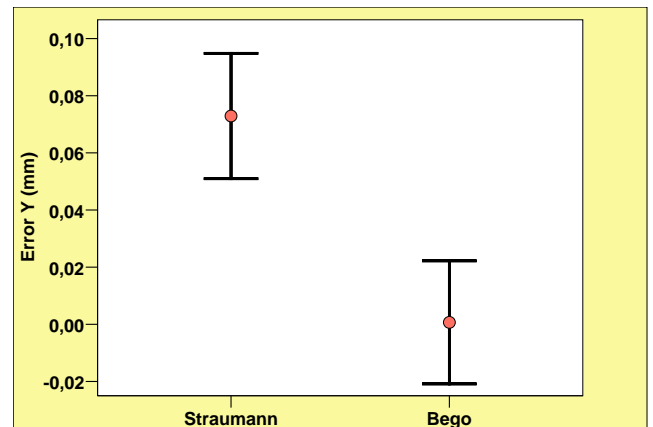


Abb. 9.13: Straumann versus BEGO bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse bei dem Abformmaterial Impregum Penta

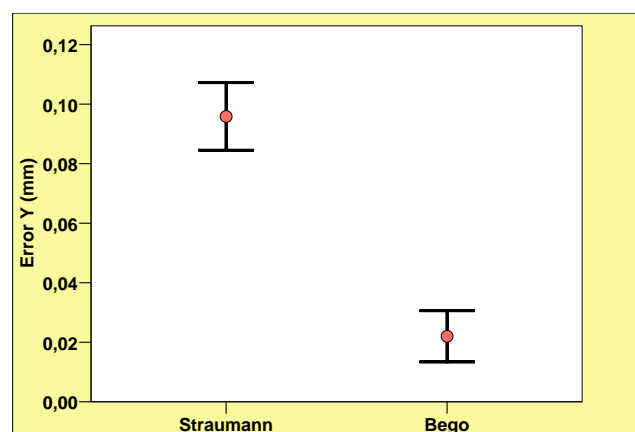


Abb. 9.14: Straumann versus BEGO bezogen auf die Verschiebung entlang der y-Achse bei dem Abformmaterial P2 Polyether Magnum

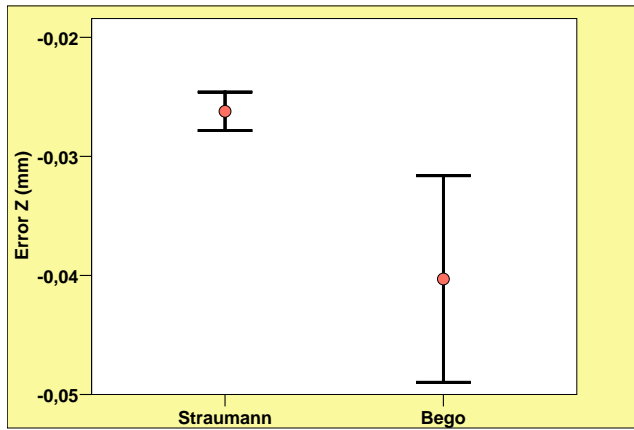


Abb. 9.15: Straumann versus Bego bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse bei dem Abformmaterial Aquasil Ultra

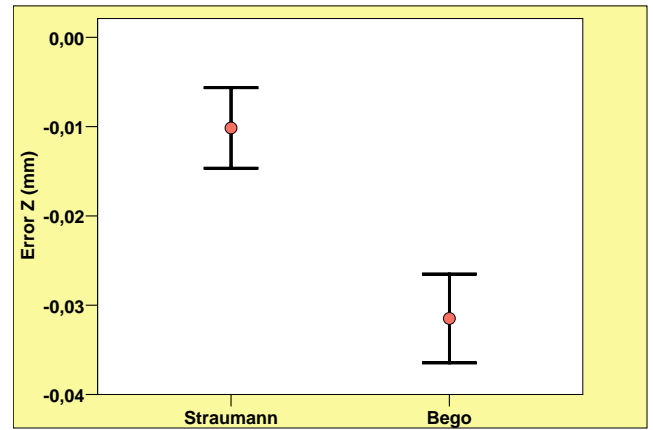


Abb. 9.16: Straumann versus Bego bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse bei dem Abformmaterial Flexitime Monophase

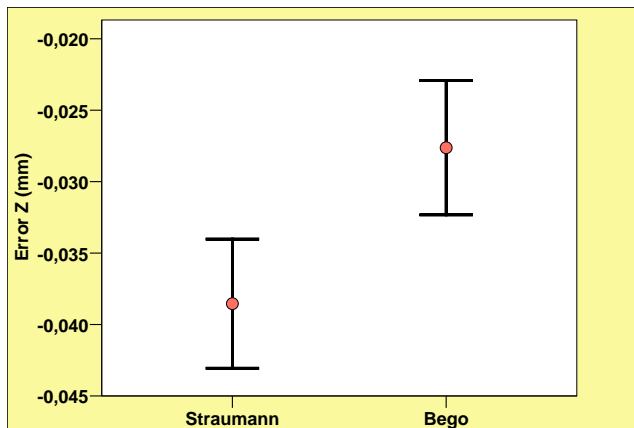


Abb. 9.17: Straumann versus Bego bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse bei dem Abformmaterial Fusion

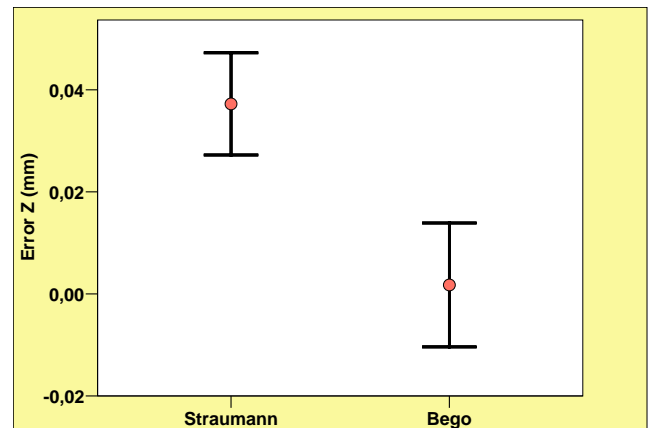


Abb. 9.18: Straumann versus Bego bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse bei dem Abformmaterial Impregum Penta

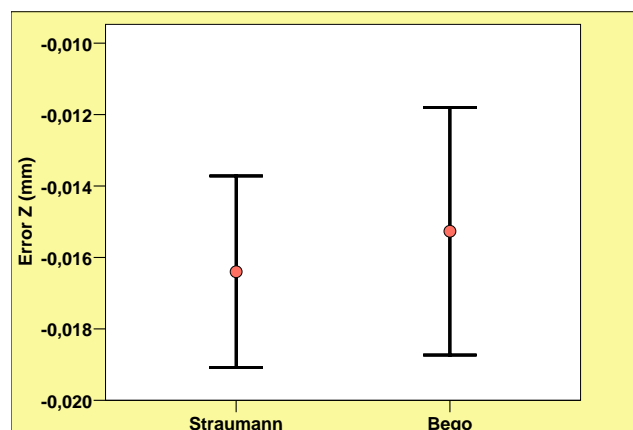


Abb. 9.19: Straumann versus Bego bezogen auf die Verschiebung entlang der z-Achse bei dem Abformmaterial P2 Polyether Magnum

10 Erklärung

Ich erkläre: „Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die ich wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen habe, 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.“

11 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann für die Überlassung des Dissertationsthemas. Gleichzeitig stand er mir bei Problemen und Fragen jederzeit hilfreich zur Seite und förderte die zügige Fertigstellung der Arbeit durch seine offene, unkomplizierte Art.

Ferner danke ich Frau Dr. Tanja Kottmann für die Unterstützung hinsichtlich der statistischen Auswertung der Daten sowie Herrn Dr. Jorge Garcia für die Hilfe beim Verfassen der mathematischen Grundlagen.

Dank aussprechen möchte ich auch Herrn Ulrich Heun, der mir immer mit Rat und Tat in labortechnischen Fragen zur Seite stand.

Von ganzem Herzen bedanken möchte ich mich bei meiner Mutter und bei Herrn Dr. Bernd Brinkert für ihre Hilfe und Geduld mit der Korrektur der Arbeit. Ferner möchte ich mich bei Frau Doerte Weiser für die Unterstützung bei der Übersetzung der Zusammenfassung ins Englische bedanken.

Mein allergrößter Dank gilt jedoch meiner Familie, ganz besonders meiner Mutter und meinem Vater, die mir immer voller Vertrauen ermutigend zur Seite gestanden haben und dadurch mein Studium und somit auch diese Arbeit ermöglicht haben.

Nicht zuletzt möchte ich mich von ganzem Herzen bei meinem Freund Stefan für seine liebevolle Unterstützung sowie für seinen Verzicht auf viele gemeinsame Stunden bedanken. Seine aufmunternde Art hat mir bei der Erstellung dieser Arbeit sehr geholfen.

**Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen
Version der Arbeit entfernt.**

**The curriculum vitae was removed from the
electronic version of the paper.**