

# **Dimensionsgenauigkeit von Implantatabformungen mit konfektionierten Folienabformlöffeln**

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Dr. med. Stefan Hoffmann-Biehl, geb. Hoffmann

aus Braunschweig

Gießen 2016

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

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

der Justus-Liebig-Universität Gießen

Direktor: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Dr. Andreas Neff

Tag der Disputation: 17.10.2017

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>INHALTSVERZEICHNIS</b>	<b>I</b>
<b>1 EINLEITUNG</b>	<b>1</b>
<b>2 LITERATURÜBERSICHT</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Implantatsysteme und –werkstoffe</b>	<b>3</b>
2.1.1 Das BEGO Semados® RI-Implantat TiPure Plus	4
2.1.1.1 BEGO Abformpfosten	5
2.1.2 Das CAMLOG CONELOG® SCREW-LINE Implantat Promote® plus	6
2.1.2.1 CAMLOG Abformpfosten	7
<b>2.2 Implantatabformung</b>	<b>8</b>
2.2.1 Allgemeines	8
2.2.2 Methoden der Implantatabformung	10
2.2.2.1 Konventionelle Abformung	10
2.2.2.2 Geschlossene Abformung	11
2.2.2.3 Offene Abformung	12
2.2.3 Abformmaterialien	13
2.2.3.1 A-Silikone	15
2.2.3.2 Polyether	15
2.2.4 Abformlöffel	16
<b>3 ZIEL DER ARBEIT</b>	<b>18</b>
<b>4 MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>19</b>
4.1 Das Implantat-Urmodell	19
4.2 Urmodellherstellung	20
4.3 Verwendete Materialien	22

<b>4.4</b>	<b>Versuchsdurchführung</b>	<b>24</b>
4.4.1	Rahmenbedingungen	24
4.4.2	Abformung	24
4.4.3	Herstellung der Gipsmodelle	28
4.4.4	Vermessung der Modelle	29
4.4.5	Vermessung des Urmodells und Versuchsserien	31
<b>4.5</b>	<b>Auswertung der Messdaten</b>	<b>33</b>
4.5.1	Statistische Testverfahren	33
<b>5</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>36</b>
<b>5.1</b>	<b>Validierung des Messverfahrens</b>	<b>36</b>
5.1.1	Neigungsänderung	36
5.1.2	Rotationsänderung	37
<b>5.2</b>	<b>Ergebnisse der Modellvermessungen</b>	<b>39</b>
5.2.1	Neigungsänderung der Implantate bei Übertragung auf das Gipsmodell ohne Verblockung der Abformpfosten	39
5.2.1.1	Löffel	41
5.2.1.2	Implantathersteller	42
5.2.1.3	Abformmaterial	43
5.2.1.4	Implantatneigung	44
5.2.2	Rotationsänderung der Implantate bei Übertragung auf das Gipsmodell ohne Verblockung der Abformpfosten	45
5.2.2.1	Löffel	48
5.2.2.2	Implantathersteller	49
5.2.2.3	Abformmaterial	50
5.2.2.4	Implantatneigung	51
5.2.3	Einfluss der Verblockung: MIRATRAY Löffel verblockt vs. Individueller Löffel nicht verblockt	52
5.2.3.1	Neigungsänderung	52
5.2.3.2	Rotation	54
<b>5.3</b>	<b>Zusammenfassung der Ergebnisse</b>	<b>58</b>

<b>6 DISKUSSION</b>	<b>60</b>
<b>6.1 Methodenkritik</b>	<b>60</b>
6.1.1 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung	60
6.1.2 Vermessungsmethode	63
6.1.3 Statistische Datenauswertung	64
<b>6.2 Vergleich der Untersuchungsergebnisse mit der Literatur</b>	<b>65</b>
6.2.1 Neigungs- und Rotationsänderungen in Abhängigkeit vom verwendeten Abformlöffel	65
6.2.2 Neigungs- und Rotationsänderungen in Abhängigkeit vom Implantatsystem	68
6.2.3 Neigungs- und Rotationsänderungen in Abhängigkeit vom verwendeten Abformmaterial	69
6.2.4 Neigungs- und Rotationänderungen in Abhängigkeit von der Implantatneigung	70
6.2.5 Neigungs- und Rotationsänderungen in Abhängigkeit von der Verblockung	72
<b>6.3 Konklusion</b>	<b>73</b>
<b>7 ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>75</b>
<b>8 SUMMARY</b>	<b>77</b>
<b>9 VERZEICHNISSE</b>	<b>79</b>
9.1 Abbildungsverzeichnis	79
9.2 Tabellenverzeichnis	80
<b>10 LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>81</b>
<b>11 ANHANG</b>	<b>90</b>
11.1 Syntax	90

<b>12 PUBLIKATIONSVERZEICHNIS</b>	<b>94</b>
<b>13 ERKLÄRUNG</b>	<b>95</b>
<b>14 DANKSAGUNG</b>	<b>96</b>
<b>15 LEBENSLAUF</b>	<b>97</b>

# 1 EINLEITUNG

Die dentale Implantologie ist in den letzten Jahren für die moderne Zahnheilkunde immer bedeutender geworden. Durch das Einbringen der künstlichen Zahnwurzeln in zahnlose Kieferabschnitte und das anschließende enossale Einheilen der meist schraubenförmigen Implantate in den Knochen können Patienten zahnärztlich prothetisch auf eine Art und Weise versorgt werden, die so bis vor wenigen Jahren nicht möglich war. Dabei kann der Zahnersatz festsitzend mit den Implantaten verbunden sein oder die Implantate übernehmen die Funktion von Pfeilern, die zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz dienen.<sup>28, 66, 88</sup>

Damit der im zahntechnischen Labor angefertigte Zahnersatz optimal in Form und Funktion in den Patientenmund passt ist es von entscheidender Wichtigkeit, dass das Gipsmodell, das durch das Ausgießen einer Negativabformung der Patientensituation mit Gips entsteht, die intraoralen Hart- und Weichgewebe bzw. die Position der Implantate möglichst identisch abbildet.<sup>40, 91, 105</sup>

Die Herstellung eines identischen Modelles ist wegen der werkstoffkundlichen Eigenheiten der heute für die Abformung und Modellherstellung zur Verfügung stehenden Materialien und Herstellungsmethoden nicht möglich.<sup>57, 63, 66, 108</sup> Es haben sich aber bestimmte Vorgehensweisen in Kombination mit bestimmten Materialien herauskristallisiert, die ein akzeptables Modell liefern können als Voraussetzung für einen in Form und Funktion zufriedenstellenden Zahnersatz.

Für die Implantatabformung haben sich als Abformmaterialien in verschiedenen Untersuchungen Polyether und A-Silikone unter Verwendung individueller Abformlöffel als diejenigen erwiesen, die die dimensionsgetreuesten Modelle liefern.<sup>21, 46, 100</sup> Die benötigten individuellen Abformlöffel müssen dabei kostenintensiv im Labor gefertigt werden.<sup>66</sup>

Ziel dieser Untersuchung ist es zu testen, ob ein industriell gefertigter Abformlöffel geeignet ist, vergleichbar dimensionsgetreue Abformungen und somit Modelle zu

liefern wie ein individueller Löffel und ob es Unterschiede bei der Verwendung verschiedener gängiger Implantatsysteme gibt. Auch soll geprüft werden, ob verschiedene Abformmaterialien Einfluss auf die Güte der Abformung und somit auf die Qualität des Modelles haben und ob durch eine in der Praxis einfach durchzuführende Verblockung der Abformpfosten vor der Abformung das Ergebnis verbessert werden kann.

## 2 LITERATURÜBERSICHT

### 2.1 Implantatsysteme und –werkstoffe

Als dentales Implantat bezeichnet man ein alloplastisches, meist aus Reintitan Grad IV hergestelltes Werkstück, welches in den Kieferknochen eingebracht wird und nach erfolgter Osseointegration die Funktion einer Zahnwurzel übernehmen kann.

Auf diese künstliche Zahnwurzel kann dann mit Hilfe eines Verbindungsstückes, des Abutments, eine Krone zum Ersatz eines Einzelzahnes, eine implantatgetragene Brücke zur Versorgung einer größeren Schallücke oder zur Verlängerung einer verkürzten Zahnreihe oder Verbindungselemente wie Anker, Stege, Locator oder Konuskronen zur Versorgung mit herausnehmbarem Zahnersatz aufgebracht werden.

Die zur Zeit am häufigsten verwendeten Implantate sind rotationssymmetrische enossale Schraubenimplantate. Rotationssymmetrische enossale Zylinderimplantate kommen deutlich seltener zur Anwendung. Beide Implantatsysteme werden nach Anlegen einer Kavität in den Kieferknochen eingebracht und heilen dort knöchern ein, es kommt zu einer sogenannten Osseointegration.<sup>18</sup>

Seit es verlässliche Techniken gibt, atrophiierte Kieferknochenabschnitte mit autologem Knochen oder mit Knochenersatzmaterialien zu rekonstruieren<sup>26, 85</sup>, spielen die früher verwendeten subperiostalen Blattimplantate keine Rolle mehr. Diese Art der Implantate wurde verwendet, wenn der zahnlose Kieferknochen in horizontaler Richtung so stark atrophiiert war, dass ein schrauben- oder zylinderförmiges Implantat nicht mehr in den Knochen eingebracht werden konnte. Das Blattimplantat wurde dann unter das Periost auf den kortikalen Knochen aufgelegt. Die zur Aufnahme des Zahnersatzes vorgesehenen Ausziehungen des Implantates traten im Bereich des Zahnbogens durch die Schleimhaut in die Mundhöhle.

Zur Verbesserung der Osseointegration wird eine Vergrößerung der Implantatoberfläche angestrebt, so dass eine größere Fläche des Implantates Kontakt zum umliegenden Knochen hat. Diese Vergrößerung der Oberfläche wird makroskopisch durch die Gestaltung des Implantates wie eine Schraube mit einem

Schraubengewinde (rotationssymmetrisches Schraubenimplantat) oder durch die Anlage von Perforationen durch den Implantatkörper, durch die der sich bei der Osseointegration bildende Knochen wachsen soll, bei sonst zylindrischer Form (rotationssymmetrisches Zylinderimplantat) erreicht. Mikroskopisch wird eine Vergrößerung der Implantatoberfläche entweder additiv durch Aufbringen z.B. einer Titanplasma-schicht oder einer Hydroxylapatitschicht oder subtraktiv durch Säureätzung, Sandstrahlen oder Lasern der Implantatoberfläche erreicht.<sup>48</sup>

Die Gestaltung des Implantates wie eine Schraube hat außerdem noch den Vorteil, dass die Krafteinleitung des belasteten Implantates in den Knochen ähnlich der Krafteinleitung über einen natürlichen Zahn ist und somit einer Atrophie des zahnlosen Kieferabschnittes durch Nicht- oder Fehlbelastung wirkungsvoll vorgebeugt wird.<sup>80</sup>

Im Folgenden werden nun die in dieser Untersuchung verwendeten Implantate der Firmen BEGO und CAMLOG näher beschrieben.

### 2.1.1 Das BEGO Semados® RI-Implantat TiPure Plus

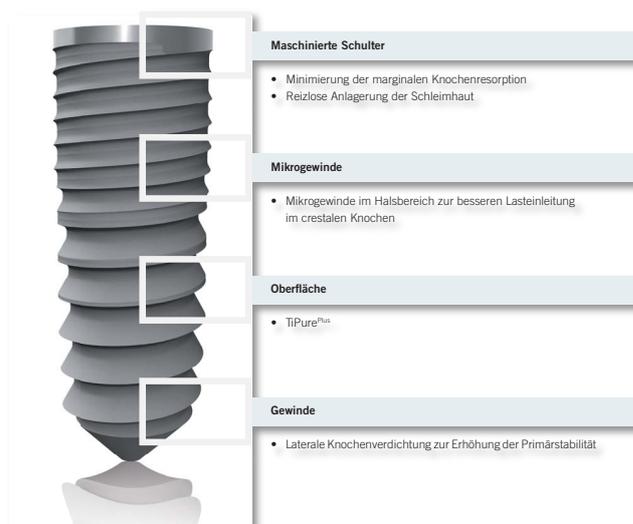


Abbildung 2-1: Aufbau des BEGO Semados RI-Implantates

Das BEGO Semados® RI-Implantat ist ein knochenverdichtendes Implantat, welches in unterschiedlichen Durchmesser (3,75 mm, 4,1 mm, 4,5 mm und 5,5 mm) und in unterschiedlichen Längen (8,5 mm, 10 mm, 11,5 mm, 13 mm und 15 mm) erhältlich ist. Das Implantat verfügt über ein nicht selbstschneidendes Gewinde.

Eine gute Primärstabilität wird durch die konische Grundform des Implantates, ergänzt durch ein knochenkondensierendes Gewindedesign, erreicht. Sogar in den nicht einfach zu versorgenden Fällen im Rahmen einer Sofortimplantation soll auf diese Weise eine gute Primärstabilität des Implantates erreicht werden.

Die Implantat-Abutment-Verbindung ist eine Kombination aus einer Konusverbindung (Konuswinkel 45°) und einer rotationsgesicherten Sechskantverbindung.

Die Implantation von BEGO Semados® RI-Implantaten ist besonders geeignet für eine prothetische Versorgung bei verminderter Knochenqualität (D3 und D4), also zum Beispiel im Rahmen von Sofortimplantationen, bei Implantationen im Oberkiefer sowie bei ausgeprägten horizontalen Kieferkammdefiziten.<sup>16</sup>

### *2.1.1.1 BEGO Abformpfosten*

Der Abformpfosten, der bei der offenen Abformung vor der Abdrucknahme mit den im Patientenmunde befindlichen Implantaten verschraubt wird und vor der Entnahme der Abformung aus dem Patientenmund entsprechend wieder gelöst werden muss, übermittelt die dreidimensionale Information über die Implantatposition im Patientenmunde auf das Gipsmodell.

Als Besonderheit des BEGO Abformpfostens ist der Pfosten in seiner unteren Hälfte geschlitzt, beim Einbringen der Abformschraube wird der Pfosten in seinem unteren Anteil aufgespreizt und findet so optimalen Halt im abzuformenden Implantat. Wird die Abformschraube gelöst, so stellt sich der gespreizte Pfosten wieder zurück und kann so leichter aus der Implantatinnenverbindung herausgleiten. Bei einer nicht achsgerechten Entfernung der Abformung aus dem Patientenmunde kann es so zu einer reversiblen

Formveränderung des Abformpfostens führen, eine zumindest zum Teil irreversible Positionsänderung des Abformpfostens im Abformmaterial bleibt aber aus.

### BEGO Semados RI Implantat / **offene** Abformung



Abbildung 2-2: geschlitzter Abformpfosten des BEGO Semados RI Implantates

### 2.1.2 Das CAMLOG CONELOG® SCREW-LINE Implantat Promote® plus



Abbildung 2-3: das CAMLOG CONELOG SCREW-LINE Implantat

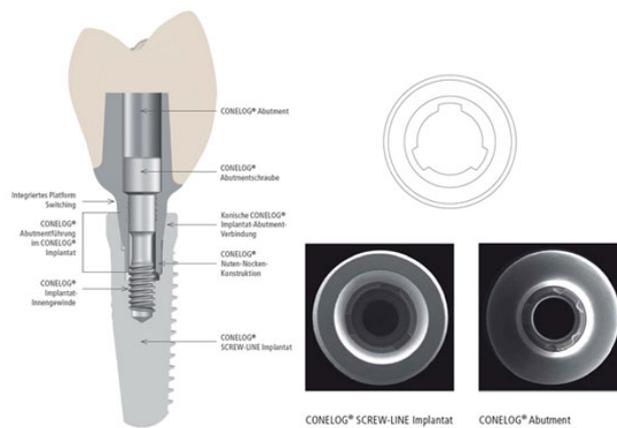


Abbildung 2-4: Aufbau des CAMLOG Implantates

Auch das CAMLOG CONELOG® SCREW-LINE Implantat Promote® plus ist mit unterschiedlichen Durchmessern (3,3 mm, 3,8 mm, 4,3 mm und 5 mm) und in unterschiedlichen Längen (7 mm, 9 mm, 11 mm, 13 mm und 16 mm) erhältlich.

CONELOG® SCREW-LINE Implantate verfügen über einen Innenkonus (Konuswinkel 7,5°) zur sicheren Verbindung mit dem Abutment, drei Nuten sollen für eine verlässlichen Abutmentpositionierung sorgen. Die CONELOG® SCREW-LINE Implantate haben eine konische Grundform (3° bis 9°, je nach Implantatlänge und –durchmesser), das Gewinde ist selbstschneidend und selbstzentrierend.

Durch das selbstschneidende Gewinde soll eine hohe Primärstabilität erreicht werden, so dass sich die Implantate auch für die Sofortimplantation bzw. die verzögerte Sofortimplantation eignen.<sup>23</sup>

#### *2.1.2.1 CAMLOG Abformpfosten*

Sowohl die CAMLOG-Implantate als auch die entsprechenden Abformpfosten weisen eine dreifache Nuten-Innenkonfiguration auf. Durch diese Konfiguration der Abformpfosten wird sichergestellt, dass sich der Pfosten bei der Abformung in der korrekten Position befindet.

Bevor die Abformung aus dem Patientenmund entfernt werden kann, muss zunächst die Schraube gelöst werden und anschließend zurückgezogen werden, bis ein Anschlag spürbar ist. Andernfalls könnte wegen der Achsendivergenzen der inserierten Implantate das Entfernen der Abformung aus dem Patientenmund schwierig bis unmöglich werden oder es könnte durch die zu große Kompression des Abformmaterials zu einer permanenten Deformierung der Abformung kommen.<sup>23</sup>



Abbildung 2-5: Abformpfosten CAMLOG

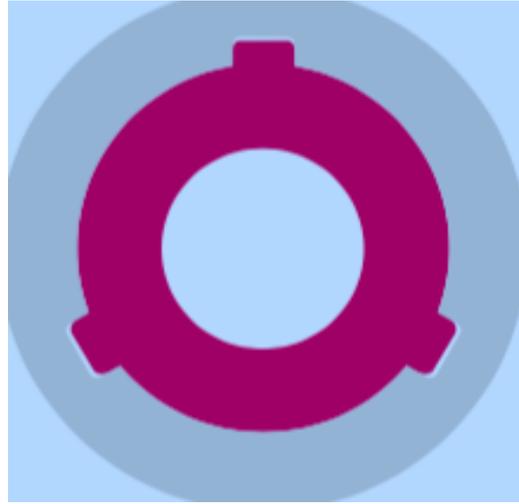


Abbildung 2-6: Nuten-Innendesign des CAMLOG Implantates

## 2.2 Implantatabformung

### 2.2.1 Allgemeines

Im Gegensatz zur Abformung eines natürlichen Zahnes, der zur Aufnahme eines prothetischen Versorgungselementes beschliffen wurde, kommt es bei der Abformung eines in den Knochen osseointegrierten Implantates nicht auf die präzise Darstellung der Oberflächendetails, sondern auf die exakte Übertragung der Position des Implantates im Munde des Patienten auf das Gipsmodell an, da für die weitere prothetische Versorgung des Implantates industriell gefertigte Präzisionsteile verwendet werden und somit die Passung der verwendeten Teile nicht von den möglichst genau abgeformten Oberflächendetails des Abformpfostens abhängt.<sup>64</sup>

Kann bei der prothetischen Versorgung eines natürlichen Zahnes eine Ungenauigkeit der Abformung und dadurch des Arbeitsmodelles in Grenzen durch die natürliche Eigenbeweglichkeit des Zahnes kompensiert werden, so ist dies durch das annähernd unbeweglich ankylotisch knöchern integrierte Implantat nicht möglich.<sup>9</sup>

Der natürliche Zahn ist über das Parodont, den Zahnhalteapparat, mit dem Kieferknochen verbunden. Das parodontale Ligament, auch als Desmodont bezeichnet, ist ein faser- und zellreiches derbes Bindegewebe, welches auch Blutgefäße zur

Versorgung des natürlichen Zahnes sowie autonome barosensible Nervenfasern enthält. Die Funktion dieser Nervenfasern kann eine mechanische Überbelastung des natürlichen Zahnes vermeiden.

Die Breite des Parodontalspaltes eines parodontal gesunden Zahnes beträgt 0,15 – 0,2 mm. Durch die Dehnung der sogenannten Sharpeyschen Fasern im Parodont während einer Belastung sowie durch die Verformung des kristallinen Alveolarknochens, der bei Belastungen von mehr als 1 N auftreten kann, beträgt die Beweglichkeit eines natürlichen parodontal gesunden Zahnes durchschnittlich 20µm.

Die Beweglichkeit eines osseointegrierten Implantates wird lediglich durch die elastische Verformbarkeit des Implantatmaterials sowie durch die Verformbarkeit des Alveolarknochens ermöglicht und beträgt durchschnittlich 2µm, also nur etwa ein Zehntel.<sup>9</sup>

Schon kleinste Dimensionsungenauigkeiten bei der Implantatabformung und der anschließenden Modellherstellung können zu Passungenauigkeiten der Suprakonstruktion führen. Diese Passungenauigkeiten der Suprakonstruktion können dann wiederum biologische und/ oder mechanische Komplikationen nach sich ziehen.<sup>63</sup> Ablagerungen harter und weicher Beläge am Implantat aufgrund der Passungenauigkeit der Suprakonstruktion mit einer möglichen nachfolgenden Periimplantitis werden dabei unter den biologischen Komplikationen verstanden<sup>69</sup>, mechanisch kann es aufgrund der fehlenden Passung zu einer Lockerung oder einem Bruch der Fixationsschraube kommen oder es entstehen okklusale Interferenzen wegen der mangelnden Passgenauigkeit.<sup>39, 87, 99</sup>

Besondere Anforderungen an die Dimensionstreuung der Abformung müssen gestellt werden, wenn die kombiniert zahn-implantatgetragene Versorgung einer Patientensituation vorgesehen ist. Wegen der unterschiedlichen Eigenbeweglichkeiten von Zahn und Implantat kann es zu so genannten Mobilitätsadaptationen kommen, d.h. es kann zur Lockerung von entweder Zahn oder Implantat kommen. Dabei spielt die Art der Belastung eine entscheidende Rolle. Bei kurzzeitig wirkenden hohen Kräften oder bei längerfristig einwirkenden geringen Kräften kann die Interzellularflüssigkeit aus dem Desmodont des natürlichen Zahnes nicht schnell genug verdrängt werden, so dass sich die Eigenbeweglichkeiten von Zahn und Implantat in diesem Falle gleichen.<sup>84</sup>

Mobilitätsadaptationen kommen deswegen bevorzugt bei längerfristigen höheren Belastungen auf eine Hybridkonstruktion vor.<sup>9</sup> Unter normalen kauphysiologischen Belastungen ist hingegen ein Zahn ähnlich unbeweglich im Knochen verankert wie ein Implantat.

Damit kombiniert zahn-implantatgestützte Suprakonstruktionen eine ähnliche Überlebensrate aufweisen wie rein implantatgetragener Zahnersatz (94,1% nach 5 Jahren)<sup>17, 93</sup>, ist der Dimensionsgenauigkeit bei der Abformung größte Bedeutung beizumessen.

## **2.2.2 Methoden der Implantatabformung**

In der Literatur sind viele Untersuchungen zur Genauigkeit von Implantatabformungen zu finden.<sup>1, 2, 11, 12, 14, 22, 31, 38, 78, 82, 89, 94</sup> Bei den Abformtechniken von Implantaten können grundsätzlich drei verschiedene Vorgehensweisen unterschieden werden:

- a. konventionelle Abformtechnik
- b. geschlossene Abformung
- c. offene Abformung.<sup>64</sup>

### **2.2.2.1 Konventionelle Abformung**

Die konventionelle Abformung, die genauso durchgeführt wird wie die Abformung eines natürlichen Zahnes, der zur Aufnahme einer Krone beschliffen wurde, ist heutzutage annähernd bedeutungslos. Lediglich in Ausnahmefällen, in denen die Abformung mit den industriell vorgefertigten Abformhilfen nicht möglich ist, muss auf diese Abformmethode zurückgegriffen werden. Die durch Beschleifen individualisierten Aufbaupfosten müssen hierbei detail- und dimensionsgetreu abgeformt werden. Da für eine möglichst perfekte Passung hierbei auch die Detailtreue der abgeformten Pfosten von absoluter Wichtigkeit ist, ist meistens eine Korrektur- oder Doppelmischabformung notwendig.<sup>64</sup>

Durch die Verwendung industriell hergestellter vorgefertigter Abformpfosten spielt die Detailtreue bei der Abformung keine Rolle mehr, dies führt zu einer Reduzierung von möglichen Fehlerquellen.

### *2.2.2.2 Geschlossene Abformung*

Bei der geschlossenen Abformung werden die meist kürzeren Abformpfosten zunächst auf den Implantaten verschraubt, anschließend erfolgt die Abformung mit einem geschlossenen perforierten Abformlöffel. Nach dem Entfernen des Abformlöffels aus dem Munde des Patienten verbleiben die Abformpfosten zunächst auf den Implantaten. Sie werden aus dem Munde des Patienten entfernt und nach dem Verschrauben mit einem Laboranalogon in den Negativabdruck des Abformpfostens im Abformmaterial zurückgesetzt. Diese Methode wird deswegen auch als Repositionstechnik bezeichnet.

Da der Verbleib des Abformpfostens im Abformmaterial nicht gewünscht ist, sollte zur Abformung wegen seiner im Vergleich zu einem Polyether geringeren adhäsiven Eigenschaften ein A-Silikon bevorzugt werden. Unterschnittene Abformpfosten sollten vermieden werden, nicht unterschnittenen Abformpfosten ist der Vorzug zu geben.<sup>83</sup>

Unterschiedliche Modifikationen der Repositionstechnik sind bekannt. So finden beispielsweise so genannte Transfer-Caps Verwendung, die vor der geschlossenen Abformung auf die Abformpfosten aufgesteckt werden. Sie verbleiben nach Entfernen des Abformlöffels im Abformmaterial und sollen so die korrekte Reposition des Pfostens erleichtern.<sup>83</sup>

Die Firma Straumann hat einen zweiteiligen Abformpfosten entwickelt, der aus einem Positionierzylinder sowie aus einer Abformkappe besteht. Dieser zweiteilige Abformpfosten wird nicht mit dem Implantat verschraubt, sondern rastet mithilfe eines Snap-On Mechanismus auf dem Implantat ein. Dieser Abformpfosten verbleibt bei der Abformung im Abformmaterial, so dass das Laboranalogon hinterher in den Abformpfosten eingerastet werden kann und auf diese Weise reponiert wird.<sup>90</sup>

Geschlossene Abformungen werden einzzeitig entweder als Einphasen- oder als Doppelmischabformungen durchgeführt. Bei der Einphasenabformung wird nur ein

Abformmaterial verwendet, bei der Doppelmischabformung wird über ein zähfließendes Material ein dünnfließendes Material gegeben und somit eine zweiphasige Abformung einzeitig durchgeführt. Da eine höhere Dimensionsgenauigkeit bei der Verwendung der Einphasenabformung gegenüber der zweiphasigen Doppelmischabformung nachgewiesen werden konnte, wurden in dieser Untersuchung die Abformungen einphasig durchgeführt.<sup>54</sup>

Die exakte Reponierung des Abformpfostens in die Abformung ist das entscheidende Problem bei dieser Art der Übertragung der Implantatposition auf das Gipsmodell. Wird der Abformpfosten nicht exakt reponiert oder das Abformmaterial beim Vorgang des Reponierens dauerhaft verformt, so resultieren ungenaue Modelle. Bei Vergleich der Modelle, die nach Abformung mit der Repositionstechnik hergestellt wurden, finden sich in Bezug auf ein Urmodell bis zu drei mal größere Achsabweichungen als bei Modellen, die nach Abformung mit der Pickup-Technik hergestellt wurden.<sup>113</sup>

### *2.2.2.3 Offene Abformung*

Bei der offenen Abformung verbleiben die anfänglich auf den abzuformenden Implantaten fest verschraubten Abformpfosten nach Lösen der Verschraubungen vor Entfernung des Abformlöffels aus dem Munde des Patienten im Abformmaterial. Die offene Technik wird deswegen auch als Pickup-Technik bezeichnet.

Da der Abformlöffel nach dem Aushärten des Abformmaterials Zugang zu den okklusalen Fixierschrauben gewährleisten muss, ist eine offene Abformung mit einem herkömmlichen Abformlöffel nicht möglich. Einen Zugang zu den Fixierschrauben gewährt entweder ein im Labor gefertigter individueller Löffel, der für jeden Abformpfosten eine Art nach oben offenen Kamin vorsieht, in dem das Abformmaterial den Abformpfosten gleichmäßig umfließen kann<sup>107</sup> oder ein neuartiger Folienabformlöffel, der vorgefertigt ist und bei dem die Abformpfosten die dünne Folie am Boden des Löffels durchstoßen können.<sup>50</sup>

Untersuchungen von WÖSTMANN ET AL. konnten zeigen, dass Abformungen mit der Pickup-Technik zu den dimensionsgetreuesten dreidimensionalen Übertragungen der Implantatposition führen<sup>110</sup>, andere Studien belegten diese Aussage.<sup>6, 15, 34, 67</sup>

Um eine weitere Verbesserung der Dimensionstreu bei der Abformung mit der Pickup-Technik zu erreichen, wurde in verschiedenen Studien vor der Abformung eine Verblockung der Abformpfosten durchgeführt.<sup>32, 36, 43, 62, 96</sup> Als Verblockungsmaterial kamen hauptsächlich autopolymerisierende Acrylatkunststoffe zur Anwendung, auch von der Verwendung von Abformgips wird berichtet. Dualhärtende Acrylatkunststoffe führen im Vergleich zu autopolymerisierenden Acrylatkunststoffen durch die verstärkte Polymerisationsschrumpfung zu größeren Ungenauigkeiten. Die Verblockung der Abformpfosten mit z. B. einem Metallbohrer und nur einer geringen Menge eines Kunststoffes liefert die genauesten Abformergebnisse.<sup>73</sup>

Auch die offene Abformung wurde in dieser Untersuchung einzeitig und einphasig vorgenommen.

### 2.2.3 Abformmaterialien

In verschiedenen Untersuchungen haben sich additionsvernetzende Silikone (A-Silikone) und Polyether als diejenigen Abformmaterialien herauskristallisiert, die am genauesten und am dimensionsgetreuesten abformen.<sup>11, 12, 66</sup> Andere in der Zahnheilkunde zur Abformung verwendeten Materialien wie Alginat, Abformgipse, Polysulfide, reversible und irreversible Hydrokolloide sowie kondensationsvernetzende Silikone (C-Silikone) formen weniger genau ab und spielen deswegen in der Implantatprothetik keine Rolle.

A-Silikone und Polyether sind irreversibel elastische gummiartige Abformmassen auf der Basis von Polysiloxanen, Polysulfiden, Polyethern oder anderen synthetischen Stoffen. Den in Reinform ölartigen makromolekularen Substanzen sind anorganische Füllstoffe feinsten Körnung (beispielsweise  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaCO}_3$ ,  $\text{CaSO}_4$ ) zugesetzt, diese sind verantwortlich für die dünn- bis zähflüssige Konsistenz des Abformmaterials und dessen charakteristisches Fließverhalten.<sup>65, 75</sup>

Da die Abbindereaktion des Abformmaterials bereits mit dem Mischbeginn der beiden Komponenten des Abformmaterials startet, ist es sehr wichtig, die vom Hersteller angegebenen Verarbeitungszeiten exakt einzuhalten. Schon beim Positionieren des Löffels im Patientenmund ist ein gewisser Vernetzungsgrad des Abformmaterials erreicht. Dieser Grad der Vernetzung ist nicht homogen, so dass im Material vernetzte Molekülgeflechte neben unvernetzten zu liegen kommen. Beim Einbringen des Löffels in den Patientenmund entstehen elastische Verformungen der bereits vernetzten Molekülgeflechte, die sich aber wegen der rasch voranschreitenden Vernetzung der umliegenden Molekülketten nicht mehr vollständig zurückstellen können, so dass innerhalb des Gemisches verspannte Molekülgeflechte entstehen. Die Rückstellung kann erst erfolgen, wenn die Abformmasse vom abzuformenden Objekt entfernt wird, ein verzerrtes Volumen des abgeformten Objektes ist die Folge.

Um diese endogenen Spannungen möglichst gering zu halten und somit eine Fehlerquelle für die Dimensionsungenauigkeit auszuschließen, ist das genaue Einhalten der angegebenen Verarbeitungszeiten unabdingbar.<sup>75</sup>

Auch kann das Herabsetzen der Temperatur der Abformmaterialien den zum Zeitpunkt der Abformung vorhandenen sich elastisch verhaltenden bereits vernetzten Anteil der Molekülgeflechte reduzieren und gleichzeitig die Reaktionsgeschwindigkeit verlangsamen. Auch auf diese Weise wird dem Entstehen endogener Spannungen vorgebeugt.<sup>76, 104</sup>

Einen weiteren positiven Einfluss auf die Dimensionsgenauigkeit der Abformung hat die homogene Durchmischung der beiden Komponenten des Abformmaterials mittels automatischer Anmischgeräte. Diese homogene Durchmischung mit automatischen Anmischgeräten führt nach WÖSTMANN zu reproduzierbaren Ergebnissen und sollte der Anmischung der Komponenten per Hand vorgezogen werden.<sup>107, 111</sup>

### 2.2.3.1 A-Silikone

Die in der Zahnheilkunde verwendeten A-Silikone bestehen aus einer Basispaste und einer Härterpaste, welche im Verhältnis 1:1, idealerweise mit einem automatischen Mischsystem<sup>111</sup>, angemischt werden.

Beim Vermischen der Basispaste, welche aus Polydimethylsiloxan mit endständigen Vinylgruppen, Hexachlorplatinsäure als Katalysator sowie Füll- und Farbstoffen besteht, und der Härterkomponente, bestehend aus Organohydrogensiloxanen sowie Füll- und Farbstoffen, kommt es unter Ausbildung von Ethylbrücken zu einer Vernetzung der endständigen Vinylgruppen des Polydimethylsiloxans (Basis) und den seitlichen Wasserstoffgruppen der Organohydrogensiloxane (Härter).<sup>75</sup>

Da die Vernetzung im Gegensatz zu den C-Silikonem, bei denen reaktionsbedingt ein Kondensat, zumeist Alkohol, abgespalten wird, als Polyadditionsreaktion abläuft, entsteht kein Kondensationsprodukt, die reaktionsbedingte lineare Schrumpfung liegt meist unter 0,05%. Eine weitere Schrumpfung während der Lagerung der Abformung sind, anders als bei C-Silikonem, nicht zu erwarten.<sup>92</sup>

Wegen ihrer langkettigen apolaren Kohlenwasserstoffstruktur sind A-Silikone ausgeprägt hydrophob, ihr Anfließverhalten an die Zahnhartsubstanz und an die Gingiva ist, insbesondere zum Zeitpunkt der Applikation in den Patientenmund, schlecht. Durch den Zusatz tensidartiger Verbindungen soll die Hydrophobie der A-Silikone reduziert werden.<sup>108</sup> Dies geschieht durch die im Laufe der Vernetzungsreaktion zunehmende Ansammlung von polaren Molekülstrukturen an der Oberfläche der Abformungen.<sup>71</sup> Initial bleibt den A-Silikonem dennoch eine ausgeprägte Hydrophobie erhalten.

### 2.2.3.2 Polyether

Polyether, ebenfalls der Gruppe der elastomeren Abformmaterialien zugehörig, bestehen aus einem Paste-Paste-System, d. h. sowohl die Basis ( Polyetherpolymer, Weichmacher, Füll- und Farbstoffe) als auch der Härter (Aromatische Sulfonsäureester, Weichmacher, Füll- und Farbstoffe) liegen in Form einer Paste vor.

Die Vernetzungsreaktion der Polyether läuft ebenfalls ohne die Bildung eines flüchtigen Nebenproduktes ab, so dass eine Schrumpfung nach Aushärtung des Materials nicht zu erwarten ist. Die lineare Schrumpfung nach 24 beträgt etwa 0,2%, die der A-Silikone nach 24 Stunden unter 0,1%.<sup>98</sup>

Polyetherabformungen sind, eine kühle und trockenen Lagerung vorausgesetzt, etwa 2 Wochen lang dimensionsstabil.<sup>104</sup>

Beim Anmischvorgang von Basis- und Härterpaste des Polyethers werden die reaktionsfreudigen endständigen Ethylenimino-Gruppen des Polyetherpolymers der Basispaste durch die aromatischen Sulfonsäureester des Härters aufgebrochen, durch die anschließende kationische Polyaddition der Ethylenimino-Gruppen kommt es schließlich zur Vernetzung und zum Aushärten der Abformmasse.<sup>98</sup>

Wegen ihrer Molekülstruktur sind Polyether ausgesprochen hydrophil, ihr Anfließverhalten im Patientenmund ist deutlich besser als das der A-Silikone.<sup>10, 29, 60, 112</sup>

#### 2.2.4 Abformlöffel

Als Abformlöffel wird der Träger für das Abformmaterial bezeichnet, auf dem das Abformmaterial im Patientenmund platziert wird. Er soll verschiedenen Anforderungen genügen<sup>68</sup>:

- der Abformlöffel muss alle abzuformenden Strukturen überdecken,
- der Abformlöffel muss verwindungssteif sein und darf keine Formveränderung zeigen,
- der Abformlöffel muss der verwendeten Abformmasse genügend Raum für deren elastische Rückstellung bieten und
- der Abformlöffel muss die Abformmasse fest verankern, dazu kann bei der Verwendung von elastomeren Abformmassen die Verwendung eines Haftlackes notwendig sein.

Somit kommt der Auswahl des Abformlöffels neben der Auswahl des geeigneten Abformmaterials und der geeigneten Abformmethode für ein dimensionsgetreues Abformergebnis eine nicht zu unterschätzende Bedeutung zu.<sup>109</sup>

Für eine Präzisionsabformung mit elastomeren Abformmassen haben sich perforierte metallische Serienlöffel, perforierte metallische halbindividuelle Abformlöffel und aus Kunststoff laborgefertigte individuelle Löffel bewährt, unperforierte metallische Serienlöffel und Serienlöffel aus Kunststoff sind eher für Situationsabformungen mit Alginaten geeignet.

Bei der Entnahme des Abformlöffels aus dem Mund des Patienten soll darauf geachtet werden, eine übermäßige Stauchung des Abformmaterials zu vermeiden, damit es allenfalls zu elastischen, nicht aber zu dauerhaften Verformungen des Abformmaterials kommen kann. Bei elastomeren Abformmassen ist dies nur gewährleistet, wenn die Stauchung des Materials einen Betrag von 30-40% nicht überschreitet.<sup>106, 109</sup> Es ist darauf zu achten, dass im Bereich der größten Unterschnitte (im Unterkiefer im Seitenzahnbereich lingual, im Oberkiefer vestibulär) der Abstand der Löffelwand zum Zahnäquator etwa drei mal so groß ist wie der Unterschnitt, den der Zahn aufweist, damit die Stauchung des elastomeren Abformmaterials auf nicht weniger als  $\frac{1}{3}$  der Ausgangslänge erfolgt.<sup>74</sup>

Wird für eine Präzisionsabformung ein individueller, laborgefertigter Kunststofflöffel verwendet, so ist auf eine ausreichende Materialstärke des Abformlöffels zu achten, damit es bei der Abformung nicht zu einer Verwindung des Löffelmaterials und somit nachfolgend zu einer Verzerrung der Abformung kommt. Die Abformung soll einzeitig erfolgen, das verwendete Abformmaterial sollte mittel- bis niedrigviskos sein. Für die Verwendung von Putty-Materialien und für Korrekturabformungen sind Kunststofflöffel ungeeignet.<sup>103, 104</sup>

### 3 ZIEL DER ARBEIT

In dieser Studie soll untersucht werden, ob der konfektionierte Folienabformlöffel MIRATRAY IMPLANT bei der Implantatabformung vergleichbar dimensiongetreue Abformergebnisse im Vergleich zum derzeitigen Goldstandard, dem individuellen laborgefertigter Abformlöffel, liefern kann.

Die Ergebnisse, die jeweils bei der Abformung von CAMLOG-Implantaten und BEGO-Implantaten erzielt werden, werden gegenübergestellt.

Ebenfalls gegenübergestellt werden die Ergebnisse, die mit den bei der Implantatabformung bevorzugt verwendeten Abformmaterialien, nämlich einem A-Silikon (Flexitime Monophase, Heraeus Kulzer, Hanau) und einem Polyether (Impregum Penta, 3M ESPE, Seefeld), erzielt werden können.

Zusätzlich soll getestet werden, ob die Verblockung der Abformpfosten vor Durchführung der Abformung die Genauigkeit, die Dimensionstreue der Abformung verbessern kann.

## 4 MATERIAL UND METHODEN

### 4.1 Das Implantat-Urmodell

Das Implantat-Urmodell sollte bestmöglich eine Patientensituation simulieren, damit die in dieser Untersuchung gewonnenen Erkenntnisse auch auf klinische Situationen übertragbar sind. Es wurde deswegen das Modell eines frontal restbezahnten Oberkiefers (Restbeziehung 13-23) hergestellt, die Implantate wurden in den Regionen 14, 16 und 18 sowie in den Regionen 24, 26 und 28 angeordnet. Das Oberkiefermodell wurde dabei aus dem transparenten Prothesenkunststoff Acryl-Ortho (Henry Schein Dental, Langen) hergestellt, welcher ein Edelstahlgerüst, bestehend aus einer Grundplatte, einem Referenzquader in der Mitte des Gaumens sowie verschraubten Edelstahlröhrchen zur Aufnahme der Implantate, zu dem Oberkiefermodell ergänzte.

Da es bei der Verarbeitung von Prothesenkunststoffen durch die Polymerisationsschrumpfung und durch thermische Kontraktionen einerseits und durch das Einwirken äußerer Kräfte andererseits zu inneren Spannungen im Kunststoff kommt, wurden die Edelstahlröhrchen, die zur Aufnahme der Implantate dienten, fest mit der Grundplatte verschraubt. Ebenso wurde der Referenzquader in der Mitte des Gaumens, der bei der späteren Vermessung zur Festlegung des Ursprungs des Werkstückkoordinatensystems diente, fest mit der Grundplatte verschraubt. Auf diese Weise konnten Veränderungen des Urmodelles durch die entstandenen inneren Spannungen im Prothesenkunststoff, die auch noch nach seiner Verarbeitung auftreten können, ausgeschlossen werden.

Die Implantate der Firma BEGO befanden sich an den Positionen 14, 16 und 18, die Implantate der Firma CAMLOG befanden sich an den Positionen 24, 26 und 28.

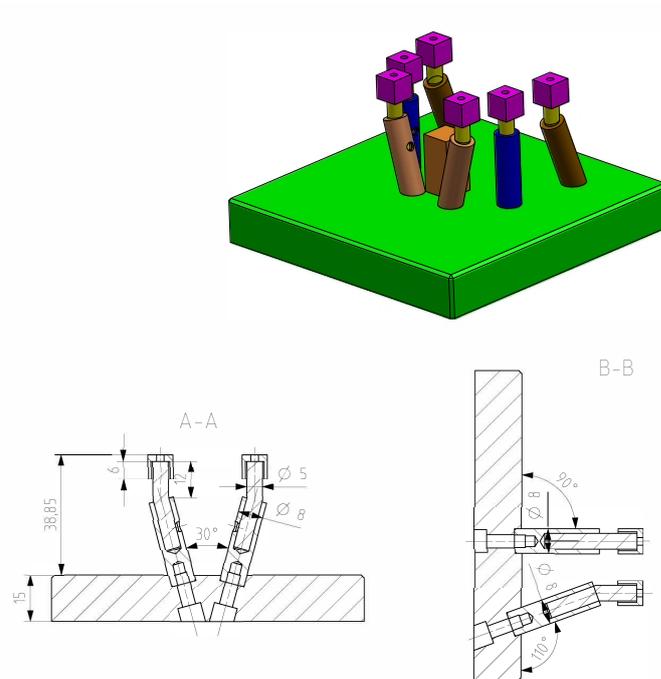
Da es klinisch extrem selten vorkommen wird, dass 6 Implantate im Patientenmund exakt parallel zueinander und rechtwinklig zur Okklusionsebene eingebracht werden, wurden die Implantate in den Positionen 14 und 24 mit einem Winkel von 15° nach vestibulär, die Implantate in den Positionen 16 und 26 rechtwinklig zur Grundplatte und die Implantate in den Positionen 18 und 28 mit einem Winkel von 20° nach mesial angebracht. Diese Winkel wurden so gewählt, weil sie erfahrungsgemäß so oder so

ähnlich durchaus auch im Patientenmund anzutreffen sind und andererseits, weil durch die sowohl von der Firma BEGO als auch von der Firma CAMLOG erhältlichen Abutments mit 15°- bzw. 20°-Neigung eine annähernd parallele Ausrichtung der Vermessungsaufbauten auf den zu vermessenden Modellen möglich war. Diese annähernd parallele Ausrichtung der Vermessungsaufbauten erleichterte das Antasten der Aufbauten durch die 3D-Koordinatenmessmaschine.

## 4.2 Urmodellherstellung

Auf einer 10 x 10 cm messenden, 1 cm dicken Edelstahlgrundplatte wurden 6 Edelstahlröhrchen so angebracht, dass die Öffnungen der Röhrchen in regio der fehlenden Zähne 14, 16, 18, 24, 26 und 28 aus der späteren Modelloberfläche austraten. Dabei wurden die Röhrchen in Position 14 und 24 um 15° nach vestibulär geneigt, die Röhrchen in Position 16 und 26 senkrecht zur Grundplatte angebracht und die Röhrchen in Position 18 und 28 um 20° nach mesial geneigt. In dieser Position wurden die Röhrchen fest auf der Grundplatte verschraubt. Die Bohrungen in den Röhrchen, deren Außendurchmesser 6,5 mm betrug, waren für die Aufnahme der Implantate entsprechend dimensioniert.

In der Mitte des Modelles wurde ein Edelstahlzylinder mit einer Länge und Breite von 1 cm ebenfalls fest verschraubt. Die Höhe des Zylinders wurde so gewählt, dass am fertigen Modell der Metallzylinder annähernd würfelförmig aus der Modelloberfläche herausragt.



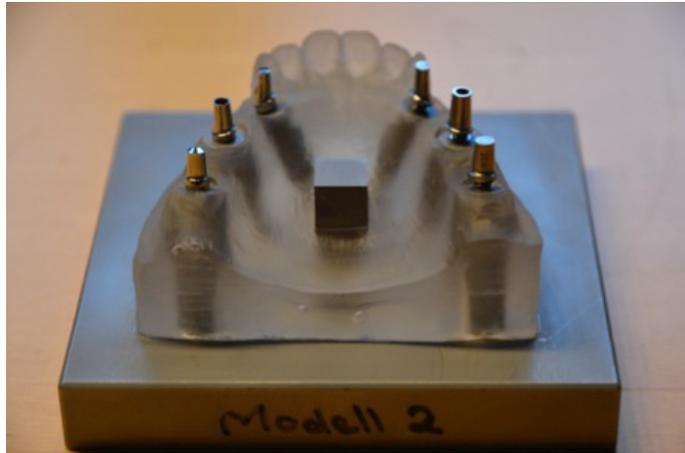
**Abbildung 4-1: Konstruktionszeichnung (Urmmodell) des Edelstahlgerüsts, der Röhren zur Aufnahme der Implantate und der Messaufbauten**

Um das Urmmodell herzustellen wurde zunächst eine Abformung eines von Zahn 13 bis Zahn 23 teilbezahnten Patientenoberkiefers mit flüssigem Wachs ausgegossen, das Wachs nach dem Erstarren aus der Abformung gelöst und dieses Wachspositiv auf das Edelstahlgerüst aufgebracht. Nachdem alle entstandenen Hohlräume mit flüssigem Wachs verschlossen waren, wurde eine Situationsabformung von dem Wachsmodell auf dem Edelstahlgerüst genommen. Nun wurde das Wachs aus der Abformung entfernt, das Edelstahlgerüst in die Silikonabformung reponiert und der nun vorhandene Hohlraum über einen in die Silikonmasse geschnittenen Zulauf mit dem transparenten Prothesenkunststoff ausgegossen. Das Polymerisieren des Kunststoffes erfolgte über 30 Minuten bei 45° Celsius in einem Drucktopf. Anschließend wurden Kunststoffüberschüsse entfernt, das Modell versäubert.

Nach Sandstrahlen der Innenseite der Edelstahlröhren zur Vergrößerung der Rauigkeit wurden dann die Implantate mit Galvanokleber (Zirconium Cem, GDF – Private Label Chemistry, Rosbach) in die Röhren so eingeklebt, dass das Implantat gerade bündig mit der Modelloberfläche abschloss.

Damit die Vermessung in der 3D-Koordinatenmessmaschine erfolgen konnte, wurden würfelförmige Messaufbauten der Kantenlänge 8 mm, die eine entsprechende Bohrung

zur Aufnahme der entsprechenden Abutments besaßen, ebenfalls mit Galvanokleber auf die entsprechend abgewinkelten bzw. geraden Abutments geklebt. Nach der Montage der Abutments mit den Messaufbauten waren diese dann annähernd parallel.



**Abbildung 4-2:** das Implantat-Urmodell mit aufgeschraubten Abutments

### 4.3 Verwendete Materialien

Im Fokus der Untersuchung stand der Folienabformlöffel MIRATRAY IMPLANT (HAGER & WERKEN, Duisburg), ein universell einsetzbarer Einweg-Implantatabformlöffel, dessen Boden aus einer 15µm dicken durchstoßbaren Polyamidfolie besteht. Er wurde verglichen mit einem laborgefertigten individuellen Löffel, der nach Herstellung eines Dubliermodelles vom Urmodell in typischer Art und Weise aus C-Plast (Candolor, Wangen, Schweiz), einem selbsthärtenden kaltpolymerisierenden Präzisionskunststoff, hergestellt wurde.

Die in dieser Untersuchung verwendeten Implantate waren die Semados RI-Implantate der Firma BEGO (BEGO Implant Systems, Bremen) mit einem Implantatdurchmesser von 4,1 mm und einer Implantatlänge von 15 mm (LOT-Nr. 003289) einerseits und die CONELOG SCREW-LINE Implantate der Firma CAMLOG (CAMLOG, Wimsheim) mit einem vergleichbaren Durchmesser von 4,3 mm und einer Implantatlänge von 16 mm (LOT-Nr. 0000032150).

Um zu überprüfen, ob durch eine in der Praxis einfach durchzuführende Verblockung der Abformpfosten eine Verbesserung der Abformgenauigkeit mit dem MIRATRAY-Löffel herbeizuführen ist, wurden die Abformpfosten mit losen kieferorthopädischen Elastics (3M, GREG, 5/16'', 7,9 mm, 20 oz (56,7 g)), welche in einer 8er-Ligatur um zwei benachbarte Abformpfosten gelegt wurden, und anschließend aufgebracht Pattern Resin (GC America, Alsip, IL, USA) miteinander verblockt (siehe Abbildungen 4-5 – 4-7).

Die Abformungen erfolgten mit elastomeren Abformmassen, nämlich einem Polyether (Impregum Penta, 3M ESPE, Seefeld) und einem A-Silikon (Flexitime Monophase, Heraeus-Kulzer, Hanau), die den irreversibel-elastischen Abformmassen zuzuordnen sind. Als Adhäsivlacke, also als chemische Haftvermittler zur Verbesserung der Haftung des Abformmaterials an der Löffelwand und somit zur Verbesserung einer dimensionsgetreuen Abformung, wurde bei der Abformung mit Impregum Penta das Polyether Adhesive (3M ESPE, Seefeld) des gleichen

Herstellers verwendet, bei der Abformung mit Flexitime Monophase ein Universal Adhesive für siloxane Abformmaterialien (Heraeus-Kulzer, Hanau), ebenfalls vom gleichen Hersteller wie das Abformmaterial.

Die Gipsmodelle wurden mit Superhartgips der Klasse 4 hergestellt (Fuji Rock EP, GC Dental, Leuven, Belgien).

## **4.4 Versuchsdurchführung**

### **4.4.1 Rahmenbedingungen**

Alle Versuche wurden im Werkstoffkundelabor der Prothetischen Abteilung der Zahnklinik des Universitätsklinikums in Gießen durchgeführt. Die Luftfeuchtigkeit betrug mindestens 40%, die Raumtemperatur war konstant bei 22-23°Celsius.

Vor Durchführung der Abformung wurden die Abformlöffel mit dem für das zu verwendende Abformmaterial geeigneten Haftlack dünn und gleichmäßig bestrichen, der Haftlack wurde 5 Minuten lang trocknen gelassen. Die Anmischung des Abformmaterials erfolgte automatisch mit dem Pentamix-2-Anmischgerät der Firma 3M ESPE (3M ESPE, Seefeld).

Nach dem Aushärten des Abformmaterials wurde die Abformung sorgfältig vom Implantat-Urmodell entnommen. Vor der Herstellung des Gipsmodelles wurde die Abformung 60-90 Minuten liegen gelassen, damit sich in dieser Zeit die bei der Entfernung der Abformung vom Urmodell entstandenen elastischen Deformationen des Abformmaterials wieder zurückstellen konnten.

Vor der Vermessung der Modelle wurden diese unter konstanten äußeren Bedingungen für wenigstens 8 Tage im Labor gelagert, weil die maximale Abbindeexpansion des Gipses erst nach 24 Stunden erreicht war und die anschließende Schrumpfungsphase weitere 7 Tage andauerte.

### **4.4.2 Abformung**

Bevor das Urmodell abgeformt werden konnte, wurden zunächst die langen Abformpfosten handfest auf den Implantaten verschraubt.

Wurde mit dem individuellen Löffel abgeformt, wurde zunächst der Löffel mit dem für das Abformmaterial geeigneten Haftlack dünn und gleichmäßig bestrichen, zum Trocknen des Lackes wurde 5 Minuten abgewartet. Anschließend wurde der Löffel mit dem im Pentamix-2-Gerät automatisch angemischten Abformmaterial beschickt und die Abformpfosten umspritzt. Anschließend wurde der Löffel auf das Urmodell gesetzt. Dabei war darauf zu achten, dass die Verschraubungen der Abformpfosten aus den Schloten des individuellen Löffels geführt wurden, damit die Verschraubungen vor dem Abnehmen der Abformung vom Modell wieder gelöst werden konnten.

Wurde mit dem MIRATRAY-Löffel abgeformt, wurden zunächst die Durchtrittspunkte der Abformpfosten am Folienboden des Löffels markiert und mit einer zahnärztlichen Sonde durchstoßen, anschließend erfolgte das Bepinseln mit Haftlack und die fünfminütige Trocknung des Lackes. Anschließend wurde das Abformmaterial wieder automatisch angemischt und der Löffel beschickt, die Abformpfosten umspritzt und dann der Löffel auf das Modell gesetzt. An den auf der Folie markierten Punkten wurde die Folie durch die Abformpfosten perforiert, so dass auch hier die Verschraubungen der Abformpfosten einfach zu erreichen waren.

Nach Abwarten der Aushärtung des Materials wurden die Verschraubungen der Abformpfosten gelöst und die Abformungen zügig, aber sorgfältig vom Modell entfernt.

Vor der Herstellung des Gipsmodelles wurden die Abformungen 60 – 90 Minuten ruhen gelassen, damit sich die elastischen Verformungen, die am Abformmaterial beim Abnehmen der Abformung vom Modell entstehen, vollständig zurückstellen konnten.

Die Abformungen mit den verschiedenen Abformmaterialien und den verschiedenen Löffeln wurden gruppenweise wie folgt durchgeführt:

Gruppe	Löffel	Abformmaterial	Verblockung	Modellnummer
1	Miratray	Impregum	nein	1-5, 21-25
2	Individuell	Impregum	nein	6-10, 26-30
3	Miratray	Flexitime	nein	11-20
4	Miratray	Flexitime	ja	31-40
5	Miratray	Impregum	ja	51-60
6	Individuell	Flexitime	nein	41-50

**Tabelle 1: Abformgruppen**

In jeder Gruppe wurden 10 Abformungen vom Modell genommen und 10 Gipsmodelle hergestellt, so dass insgesamt 60 Gipsmodelle zur Vermessung zur Verfügung standen.



**Abbildung 4-3: Folienabformlöffel Miratray IMPLANT mit durchstoßener Folie, Abformmaterial Impregum**



**Abbildung 4-4: Folienabformlöffel Miratray IMPLANT, Abformmaterial Flexi Time**

Für die Verblockung wurde um je zwei benachbarte Abformpfosten ein Gummiring, wie er in der Kieferorthopädie verwendet wird (Elastics, hier: 3M, GREG, 5/16'', 7,9mm, 20 oz (56,7g)), gelegt und diente somit als Leitschiene für das anschließend zur Verblockung aufgebrachte Pattern Resin.



**Abbildung 4-5: Urmodell zur Verblockung vorbereitet**



**Abbildung 4-6: Verblockung im 2. Quadranten erfolgt**



**Abbildung 4-7: Verblockung vollständig erfolgt**

#### 4.4.3 Herstellung der Gipsmodelle

Zunächst wurden die Laboranaloga der Implantate mit den in der Abformung befindlichen Abformpfosten handfest verschraubt.

Anschließend erfolgte das Anrühren des Superhartgipses nach Herstellerangaben mit 20ml Aqua dest. pro 100g Gipspulver. Die Wassermenge wurde mit einem Messzylinder bestimmt, die Gipsmenge wurde mit einer digitalen Laborwaage (Kern & Sohn GmbH, Balingen, Germany) mit einer Genauigkeit von 0,1g abgewogen.

Zunächst wurde nach Zugabe des destillierten Wassers zum Gipspulver das Gemisch für 20 Sekunden sumpfen gelassen, bevor es mit der Hand kurz durchgerührt wurde. Das weitere Anmischen erfolgte dann in einem Vakuumanmischgerät (Twister, Firma Renfert, Hilzingen) für 40 Sekunden bei einem Vakuum von 80 – 100 mbar bei 350 Umdrehungen/Minute.

Das Ausgießen der Abformungen erfolgte auf einem Rüttelgerät (Vibrax, Firma Renfert, Hilzingen), das Sockeln erfolgte mit dem Sockelsystem Modell-Tray.

Das Aushärten des Gipses wurde 90 Minuten lang abgewartet, bevor dann die Verschraubungen der Abformpfosten mit den Laboranaloga der Implantate gelöst wurden und die Abformung vom Gipsmodell entfernt werden konnte.

Bevor die Vermessung der Gipsmodelle erfolgte, wurde eine Zeit von wenigstens 8 Tagen abgewartet, da der Gips erst nach etwa 24 Stunden seine maximale Abbindeexpansion erreicht hatte und nach weiteren 7 Tagen die anschließende Schrumpfung des Modelles beendet war.

#### 4.4.4 Vermessung der Modelle

Die Vermessung der Gipsmodelle erfolgte mit einer 3D-Koordinaten-Messmaschine RAPID von THOME PRÄZISION (Maschinen-Nr. 654203, Baujahr 04/2007, Messel, Deutschland). Die Messgenauigkeit der Maschine beträgt lt. Herstellerangaben  $\pm 2,5\mu\text{m}$ . Die Maschine arbeitet mit der Messsoftware Metrolog XG Vers. 13.006.

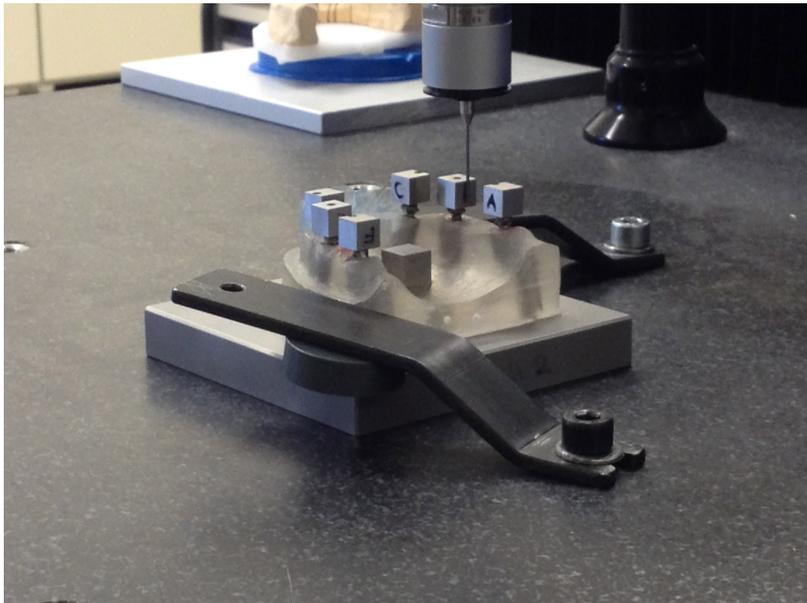


Abbildung 4-8: 3D-Koordinaten-Messmaschine RAPID von THOME PRÄZISION

Das zu vermessende Werkstück wird in der Maschine fixiert, anschließend wird es von einem Messtaster angetastet. Der Scanning Messtaster (Renishaw, Pliezhausen, Deutschland) hatte hier ein Länge von 20 mm und einen Durchmesser von 1,5 mm.

Da die Laborimplantate in dem Gipsmodell gefasst sind, ist das direkte Antasten der Implantate nicht möglich. Es wurden aus diesem Grunde Messaufbauten ebenfalls aus Edelstahl hergestellt, die würfelförmig mit einer Kantenlänge von 8mm waren, eine Bohrung zur Aufnahme des Abutments und eine gegenüberliegende Bohrung als Zugang zu der Fixierschraube des Abutments besaßen. Diese 6 Messaufbauten wurden dann mit dem Galvanokleber auf den Abutments fixiert, so dass die auf das Modell aufgeschraubten Messaufbauten annähernd parallel standen.

Die Messaufbauten wurden entsprechend den Herstellerangaben mit dem vorgegebene Drehmoment auf den Implantaten mit einem Drehmomentschlüssel verschraubt. Die Abutments der Firma CAMLOG wurden mit einem Drehmoment von 20 Ncm fixiert, die Abutments der Firma BEGO wurden mit einem Drehmoment vom 30 Ncm verschraubt.



**Abbildung 4-9: in die Messmaschine eingespanntes Urmodell mit aufgeschraubten Messaufbauten**

Damit alle Modelle auf die gleiche Art und Weise vermessen werden konnten, wurde ein Messprotokoll programmiert, welches dann für jedes zu vermessende Modell automatisch von der Maschine abgearbeitet wurde.

Das Messprotokoll tastete zunächst je drei Punkte an drei Flächen des Referenzquaders, der in der Gaumenmitte positioniert war, an. Aus diesen drei Punkten je Fläche errechnete die Messsoftware drei Ebenen, aus jeweils zwei Ebenen wurde eine Schnittgerade konstruiert, aus den beiden auf diese Weise konstruierten Schnittgeraden zwischen den drei Ebenen des Referenzquaders wurde der Schnittpunkt konstruiert, der dann den Ursprung (0/0/0) des Werkstückkoordinatensystems bildete.

In dem auf diese Weise festgelegten Werkstückkoordinatensystem (WKS) wurden dann die sechs auf den Implantaten verschraubten Messaufbauten angetastet, ebenfalls je 3 Flächen, auf jeder Fläche 3 Punkte, damit durch diese 3 Punkte eine Ebene eindeutig festgelegt ist. Aus den so gewonnenen Messdaten wurden dann wiederum von der Messsoftware Punkte, Geraden und Ebenen konstruiert. Die Distanzen zwischen Punkten sowie die Winkel zwischen Geraden und Ebenen, die bei der Vermessung der Gipsmodelle gewonnen wurden, konnten dann mit den Daten verglichen werden, die bei der Vermessung des Urmodells als Ist-Werte festgelegt wurden.

#### **4.4.5 Vermessung des Urmodells und Versuchsserien**

Zunächst wurden die Messgenauigkeiten der Maschine sowie des angewendeten Verfahrens gemessen. Zu diesem Zweck wurde das Urmodell mit den aufgeschraubten Messwürfelchen in der Maschine platziert und das zuvor programmierte Messprotokoll zehn mal hintereinander durchgeführt, ohne dass die Position des Modelles oder der aufgeschraubten Messwürfelchen geändert worden wären.

Aus den auf diese Weise gemessenen Daten wurde das arithmetische Mittel gebildet und die so erhaltenen Werte wurden als Ist-Werte angenommen.

Danach wurden zur Validierung des Messverfahrens folgende Messungen durchgeführt:

- I. Das Urmodell wurde erneut in der Maschine platziert und der Messvorgang erneut zehnmal gestartet, ohne die Position des Modelles oder der Aufbauten zu verändern. Diese Messreihe sollte nun die Messgenauigkeit der Maschine

abbilden, indem die in dieser Messreihe gemessenen Werte mit denen aus der ersten Messreihe (Ist-Werte) verglichen wurden.

- II. Bei der nächsten Messreihe blieb die Position des Urmodelles in der Messmaschine unverändert, jedoch wurden die Messaufbauten nach jedem Messvorgang von den Implantaten entfernt und vor der nächsten Messung wieder handfest verschraubt.
- III. Die folgende Messreihe wurde durchgeführt, indem nach jeder Messung das Urmodell von seiner Position entfernt wurde und vor der nächsten Messung wieder an seinem ursprünglichen Platz fixiert wurde. Die Messaufbauten blieben dabei unverändert auf dem Modell verschraubt. Diese Messreihen sollten zeigen, ob das Lösen und Refixieren der Messaufbauten oder das Entfernen und das erneute Positionieren des Modells am Messplatz Einfluss auf die Güte der Messung haben.
- IV. In der letzten Messreihe wurde dann vor jeder neuen Messung das Modell vom Messplatz entfernt, die Vermessungsaufbauten gelöst und refixiert und abschließend das Modell erneut auf dem Messplatz fixiert. Diese Messreihe simulierte das komplette Messprocedere und sollte Aufschluss geben über die verfahrensbedingten und nicht zu beeinflussenden Messungenauigkeiten.

Nun wurden die einzelnen Modelle vermessen, dabei wurde für jedes Modell das Messprogramm einmal durchlaufen, die erhaltenen Messwerte wurden alle von der Messsoftware gespeichert und in einem Dateiformat zur Verfügung gestellt, das die Weiterverarbeitung mit SPSS Statistics (IBM Corp. Released 2015. IBM SPSS Statistics for Mac, Version 23.0. Armonk, NY: IBM Corp.) ermöglichte.

## 4.5 Auswertung der Messdaten

Zur Auswertung der durch die Messungen gewonnenen Daten wurden diese in das Statistikprogramm IBM SPSS Statistics (IBM Corp. Released 2015. IBM SPSS Statistics for Mac, Version 23.0. Armonk, NY: IBM Corp.) importiert und dort entsprechend ausgewertet. Die erfassten Messdaten wurden nach Abschluss der Untersuchung auf ein Speichermedium (CD-ROM) übertragen und werden für mindestens 10 Jahre aufbewahrt.

### 4.5.1 Statistische Testverfahren

Die Daten wurden mit mehrfaktoriellen Varianzanalysen ausgewertet. Aufgrund des speziellen Datendesigns, in dem der Faktor Verblockung nur innerhalb des Faktors „Löffel: MIRATRAY IMPLANT“ variiert (beim Individuellen Löffel wurden die Abformungen nur unverblockt durchgeführt) wurde zunächst (Analyse 1) eine Analyse nur innerhalb der Daten gerechnet, die aus den Messungen der nicht verblockten Abformungen erhoben wurden. Danach (Analyse 2) wurden die Daten des Individuellen Löffels (nicht verblockt) gegen die Daten der mit dem MIRATRAY Löffel abgeformten Modelle, welche vor der Abformung miteinander verblockt wurden, getestet, um zu untersuchen, ob durch die Verblockung der Abformpfosten vor Abformung mit dem MIRATRAY IMPLANT Abformlöffel ein ebenso gutes oder besseres Ergebnis erzielt werden kann wie bei der Abformung mit dem Individuellen Löffel.

Die abhängigen Variablen Neigungsänderung und Rotation (jeweils Absolutwerte) wurden getrennt ausgewertet.

Bei Vorliegen eines signifikanten Haupteffektes für einen Faktor mit mehr als zwei Stufen wurden die einzelnen Faktorstufen mittels paarweiser Vergleiche, korrigiert für die Alphafehlerkumulation nach Bonferroni, durchgeführt.

Der tolerierte Alphafehler wird auf 5 Prozent gesetzt. Zur besseren Interpretation der statistischen Tests und aufgrund der direkten Abhängigkeit der p-Werte von den realisierten Fallzahlen werden standardisierte Effektstärkemaße ( $r$ , partielles  $\eta^2$ ) berichtet.

## Analyse 1

Die Analyse erfolgt mit einer vierfaktoriellen 2x2x2x3 Varianzanalyse mit folgenden Zwischensubjektfaktoren:

Löffel:	Individueller Löffel versus Miratray Implant
Implantathersteller:	CAMLOG versus BEGO
Abformmaterial:	Flexitime Monophase versus Impregum
Implantatneigung:	15° vestibulär versus 0° Neigung versus 20° mesial

## Analyse 2

Die Analyse erfolgt mit einer vierfaktoriellen 2x2x2x3 Varianzanalyse mit folgenden Zwischensubjektfaktoren:

Verblockung:	Individueller Löffel, nicht verblockte Abformpfosten versus MIRATRAY Löffel, verblockte Abformpfosten
Implantathersteller:	CAMLOG versus BEGO
Abformmaterial:	Flexitime Monophase versus Impregum
Implantatneigung:	15° vestibulär versus 0° Neigung versus 20° mesial

## Testvoraussetzungen (vgl. HORTON)<sup>55</sup>:

- Unabhängigkeit der Daten: durch das mehrfaktorielle Design werden die Abhängigkeiten, die sich aus der Zugehörigkeit der Daten zu einzelnen Faktorstufen ergibt, angemessen berücksichtigt.
- Varianzhomogenität der Residuen: für Modelle mit erheblicher Varianzheterogenität wird eine Validierung mit der Prozedur MIXED vorgenommen, in der die Heterogenität mitmodelliert werden kann (vgl. Syntaxanhang).

- annähernde Normalverteilung der Residuen: die Störungen der Residuen wurden daraufhin analysiert, ob sie erheblichen Einfluss auf die Ergebnisse hatten. Insbesondere können Ausreißer sich als problematisch erweisen. Beim Vorliegen von problematischen Ausreißern, die jedoch tatsächlich gemessene und realistische Werte darstellen, wurde eine Sensitivitätsanalyse gerechnet (Modell einmal mit, einmal ohne Ausreißer). Wenn die Ergebnisse der Modelle sich deutlich unterscheiden, werden beide in Kombination interpretiert.

## 5 ERGEBNISSE

### 5.1 Validierung des Messverfahrens

#### 5.1.1 Neigungsänderung

Sowohl das mehrmalige Vermessen des Modelles ohne Veränderung der Position des Modelles innerhalb der Maschine und ohne das Entfernen der Messaufbauten vom Modell (Gruppe I), das mehrmalige Vermessen des Modelles bei unveränderter Position in der Messmaschine, aber Entfernen und Remontieren der Messaufbauten nach jeder Messung (Gruppe II), das mehrmalige Vermessen des Urmodells nach dem Entnehmen aus der Messmaschine, Entfernen und Remontieren der Messaufbauten und Zurücksetzen in die Maschine vor jeder Messung (Gruppe III) als auch das Vermessen des Modelles nach Entfernung aus der Maschine und Zurücksetzen des Modells vor der nächsten Messung in die Maschine ohne Entfernen der Messaufbauten (Gruppe IV) führen zu einer Abweichung der Messwerte vom Original.

Dabei führt das Entfernen und Zurücksetzen des Modells aus der bzw. in die Maschine (Gruppe IV,  $M$  (=Mittelwert, Mean)=0,006°,  $SD$  (=Standardabweichung, Standard Deviation)=0,0049) zu keiner statistisch signifikant stärkeren Abweichung als die alleinige wiederholte Messung ohne Veränderung von Modellposition oder Messaufbauten (Gruppe I,  $M=0,003^\circ$ ,  $SD=0,0025$ ) ( $p=0,516$ ,  $n=60$ ).

Das Entfernen und Remontieren der Messaufbauten führt zu einer zusätzlichen Abweichung vom Ist-Wert, wobei das zusätzliche Entfernen des Modells aus der Maschine mit anschließender Reposition (Gruppe III,  $M=0,034^\circ$ ,  $SD=0,0281$ ) eine stärkere Abweichung vom Ist-Wert zeigt als das alleinige Entfernen und Remontieren der Messaufbauten ohne Entnahme des Modells aus der Maschine (Gruppe II,  $M=0,022^\circ$ ,  $SD=0,0254$ ). Die Unterschiede zu den Gruppen I und IV sind hoch signifikant ( $p<0,001$ ). Die errechnete Effektstärke  $r=0,3$ , womit der Effekt statistisch gesehen im mittelstarken Bereich einzuordnen ist<sup>42</sup>.

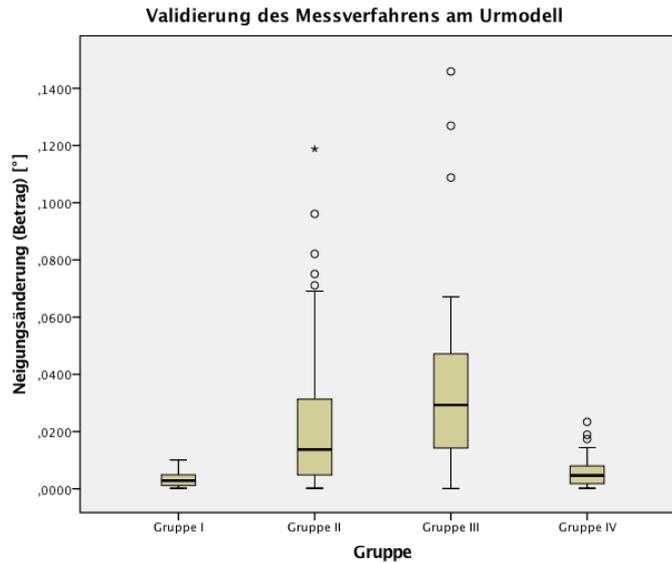


Abbildung 5-1: Messgenauigkeit Maschine, Neigungsänderung (Gruppen I-IV: vgl. auch Seiten 31 und 32)

### 5.1.2 Rotationsänderung

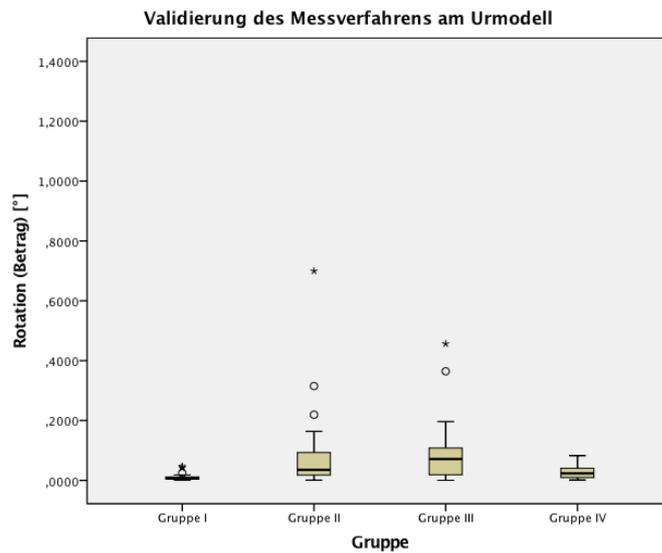
Auch bezüglich der Rotation zeigen sich Differenzen der gemessenen Daten im Vergleich zum Original, die durch die Messungenauigkeit der Maschine und durch das Entfernen des Modells aus der Maschine und das Zurücksetzen des Modells in die Maschine bedingt sind.

Das Entfernen des Modells aus der Maschine und das Zurücksetzen des Modells in die Maschine (Gruppe IV,  $M=0,027$ ,  $SD=0,0198$ ) führt zu keiner statistisch signifikant größeren Abweichungen als das alleinige mehrmalige Vermessen des Modelles ohne Positionsänderung (Gruppe I,  $M=0,010$ ,  $SD=0,0095$ ;  $p=0,146$ ,  $n=60$ ).

Auch bezüglich des Rotationsfehlers hat das Entfernen und Remontieren der Messaufbauten den größten Einfluss auf die Messgenauigkeit, bei zusätzlicher Entfernung des Modelles aus dem Messgerät (Gruppe III,  $M=0,080^\circ$ ,  $SD=0,0813$ ) ist die Abweichung vom Ist-Wert größer als beim alleinigen Entfernen und Reponieren der Messaufbauten unter Verbleib des Modelles am Messplatz (Gruppe II,  $M=0,071^\circ$ ,  $SD=0,1017$ ) und somit insgesamt am größten.

Die gemessenen Unterschiede zwischen den Gruppen II und III sind statistisch nicht signifikant ( $p=0,447$ ), die Unterschiede der Gruppen II und III zu den Gruppen I und IV sind jeweils statistisch hoch signifikant ( $p<0,001$ ).

Die errechnete Effektstärke  $r$  mit  $r=0,2$  weist den Effekt als schwachen bis mittelstarken Effekt aus.<sup>42</sup>



**Abbildung 5-2: Messgenauigkeit Maschine, Rotation (Gruppen I-IV: vgl. auch Seiten 31 und 32)**

Statistisch gesehen sind die Effekte im schwachen bis mittelstarken Bereich<sup>27</sup>, inhaltlich gesehen sind die gemessenen sehr geringen Abweichungen aber innerhalb der vom Hersteller angegebenen Messgenauigkeit und somit zu tolerieren.

## 5.2 Ergebnisse der Modellvermessungen

### 5.2.1 Neigungsänderung der Implantate bei Übertragung auf das Gipsmodell ohne Verblockung der Abformpfosten

Der Grundidee der Untersuchung folgend, wurde zunächst im direkten Vergleich getestet, ob es bei der Verwendung des MIRATRAY IMPLANT Abformlöffels zu Unterschieden im Vergleich zur Verwendung des Individuellen Löffels kommt. Alle Abformpfosten waren dabei unverblockt.

Um zu testen, ob es zwischen den Faktoren Löffel, Abformmaterial, Implantathersteller oder Implantatneigung zu Interaktionen bezüglich der Abformgenauigkeit kommt, wurde zunächst eine multifaktorielle univariate Varianzanalyse gerechnet.

Nur eine der getestete Interaktionen wurde als signifikant ausgewiesen: Hersteller\*Abformmaterial\*Implantatneigung,  $p < 0,05$ . Die Interaktion ist nur knapp signifikant, hat einen statistisch nur schwachen Effekt (partielles  $\eta^2 = 0,03$ ) und ist inhaltlich kaum sinnvoll zu interpretieren. Aus diesen Gründen werden die Haupteffekte dargestellt und interpretiert. (vgl. Tab. 2)

Quelle	Sig.	Partielles Eta-Quadrat
HERSTELLER	,822	,000
LÖFFEL	,423	,003
ABFORMMATERIAL	,008	,032
IMPLANTATNEIGUNG	,000	,113
HERSTELLER * LÖFFEL	,837	,000
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL	,610	,001
HERSTELLER * IMPLANTATNEIGUNG	,850	,002
LÖFFEL * ABFORMMATERIAL	,245	,006
LÖFFEL * IMPLANTATNEIGUNG	,276	,012
ABFORMMATERIAL *	,211	,014
IMPLANTATNEIGUNG		
HERSTELLER * LÖFFEL *	,686	,001
ABFORMMATERIAL		
HERSTELLER * LÖFFEL *	,424	,008
IMPLANTATNEIGUNG		
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL *	,036	,030
IMPLANTATNEIGUNG		
LÖFFEL * ABFORMMATERIAL *	,650	,004
IMPLANTATNEIGUNG		
HERSTELLER * LÖFFEL *	,315	,011
ABFORMMATERIAL *		
IMPLANTATNEIGUNG		

**Tabelle 2: Haupteffekte und Interaktionen bei unverblochten Implantaten (Neigungsänderung), n=240**

### 5.2.1.1 Löffel

Die Genauigkeit der Abformungen bezüglich der Neigungsänderungen hängt statistisch gesehen nicht von der Auswahl der hier untersuchten Abformlöffel ab. Die beiden Löffel unterscheiden sich nur wenig (Individueller Löffel:  $M=0,27^\circ$ ,  $SD=0,25$ ; MIRATRAY Implant  $M=0,25^\circ$ ,  $SD=0,23$ ). Der Unterschied wird als statistisch sehr schwach (partielles  $\eta^2=0,003$ ) und deutlich nicht signifikant ausgewiesen ( $p=0,423$ ).

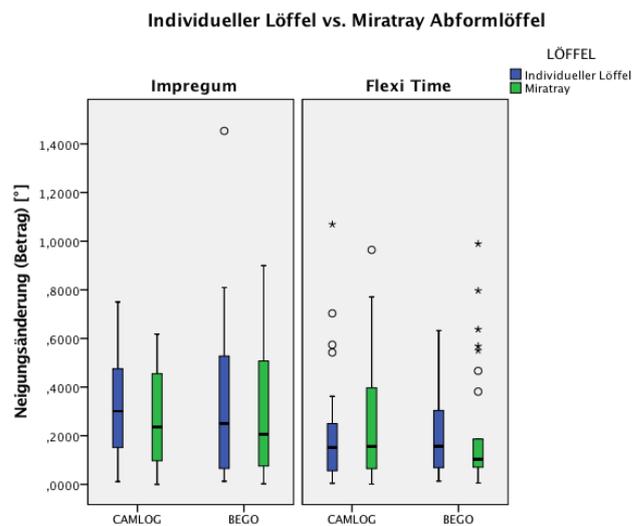


Abbildung 5-3: Neigungsänderungen Individueller Löffel vs. Miratray

### 5.2.1.2 Implantathersteller

Auch die Unterschiede zwischen den Implantatherstellern sind sehr gering (CAMLOG:  $M=0,255^\circ$ ,  $SD=0,221$ ; BEGO:  $M=0,262^\circ$ ,  $SD=0,258$ ), bezogen auf die Neigungsänderung der abgeformten Modelle, der Unterschied wird als deutlich nicht signifikant ( $p=0,822$ ) und sehr schwach (partielles  $\eta^2 < 0,001$ ) ausgewiesen.

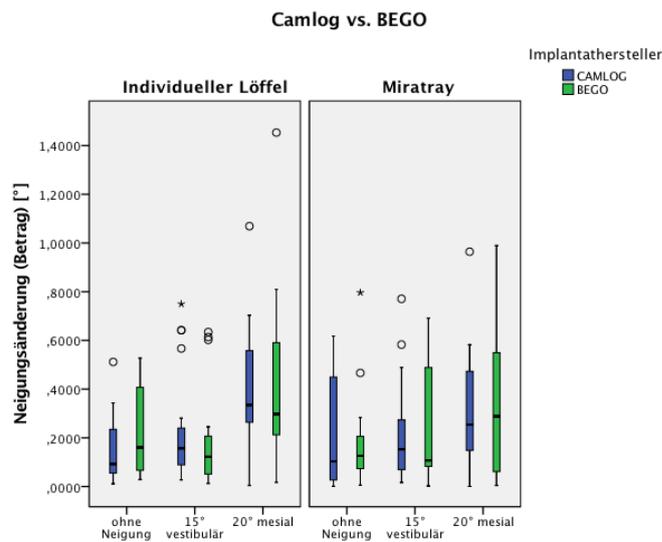


Abbildung 5-4: Neigungsänderungen, CAMLOG vs. BEGO

### 5.2.1.3 Abformmaterial

Unterschiede, die als statistisch signifikant ausgegeben werden, finden sich, bezogen auf die Neigungsänderung der nicht verblockt abgeformten Implantate, beim Vergleich der beiden verwendeten Abformmaterialien.

Dabei ist der bei Verwendung des Abformmaterials Flexitime Monophase eine geringere Neigungsänderung ( $M=0,220^\circ$ ,  $SD=0,227$ ) zu messen als bei der Verwendung des Abformmaterials Impregum ( $M=0,297^\circ$ ,  $SD=0,246$ ) ( $p<0,01$ ). Der Unterschied ist jedoch als nur schwach anzusehen (partielles  $\eta^2=0,032$ ).

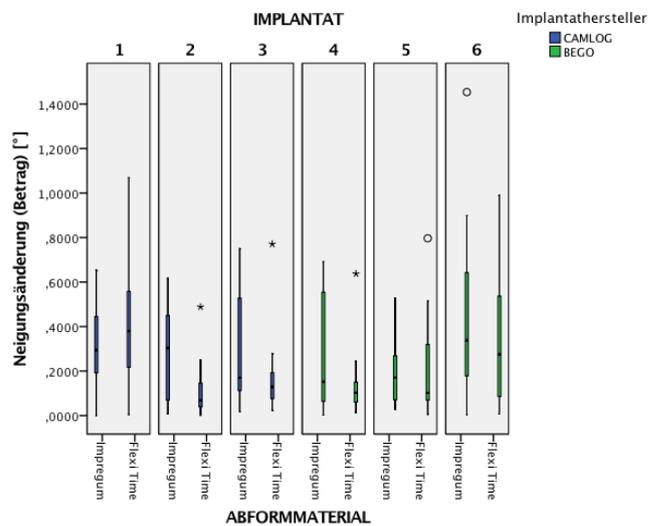


Abbildung 5-5: Neigungsänderungen, Flexitime vs. Impregum (Implantate: 1=Position 28, CAMLOG, 20° mesial ; 2=Position 26, CAMLOG, 0°; 3=Position 24, CAMLOG, 15° vestibulär; 4=Position 14, BEGO, 15° vestibulär; 5=Position 16, BEGO, 0°; 6=Position 18, BEGO, 20° mesial)

### 5.2.1.4 Implantatneigung

Auch die Implantatneigung hat einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Güte der Dimensionsgenauigkeit der Implantatabformung ( $p < 0,001$ , partielles  $\eta^2 = 0,113$ ).

Die Unterschiede zwischen den um  $0^\circ$  geneigten Implantaten ( $M = 0,194$ ,  $SD = 0,179$ ) und den um  $15^\circ$  nach vestibulär geneigten Implantaten ( $M = 0,216$ ,  $SD = 0,212$ ) sind gering und statistisch nicht signifikant ( $p = 1$ ). Die Unterschiede zwischen den um  $20^\circ$  nach mesial angulierten Implantaten ( $M = 0,366$ ,  $SD = 0,281$ ) und den um  $0^\circ$  geneigten Implantaten als auch die Unterschiede zwischen den um  $20^\circ$  nach mesial angulierten Implantaten und den um  $15^\circ$  nach vestibulär angulierten Implantaten werden als statistisch hoch signifikant ausgewiesen ( $p < 0,001$ ,  $p < 0,001$ ).

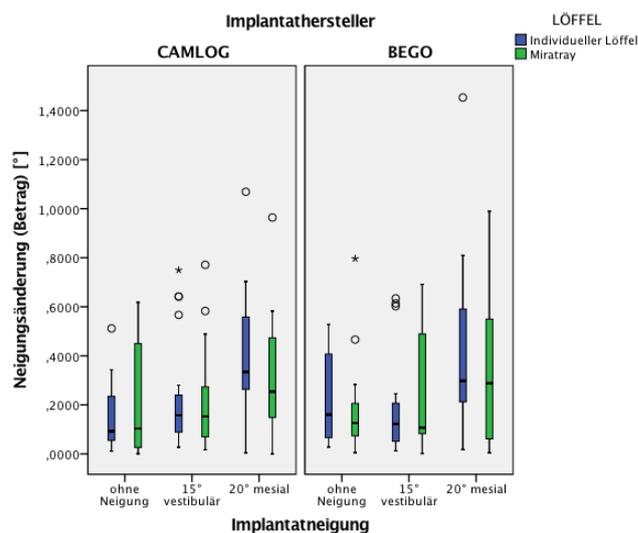


Abbildung 5-6: Neigungsänderungen bei unterschiedlichen Implantatneigungen

## 5.2.2 Rotationsänderung der Implantate bei Übertragung auf das Gipsmodell ohne Verblockung der Abformpfosten

Analog zum Vorgehen bei der Untersuchung der Neigungsänderung der Implantate nach Abformung des Urmodelles, wurde zunächst im direkten Vergleich getestet, ob es bei der Verwendung des Miratray Implant Abformlöffels zu Unterschieden bei der Rotation der Modellimplantate im Vergleich zur Verwendung des Individuellen Löffels kommt. Alle Abformpfosten waren dabei unverblockt.

Um zu testen, ob es zwischen den Faktoren Löffel, Abformmaterial, Implantathersteller oder Implantatneigung zu Interaktionen bezüglich der Abformgenauigkeit kommt, wurde zunächst eine multifaktorielle univariate Varianzanalyse gerechnet.

Nur eine der getestete Interaktionen wurde als signifikant ausgewiesen: Implantathersteller \*Implantatneigung,  $p < 0,001$ . Die Interaktion ist deutlich signifikant und hat einen statistisch mittelstarken Effekt (partielles  $\eta^2 = 0,140$ ) (vgl. Tab.3).

Quelle	Sig.	Partielles Eta-Quadrat
HERSTELLER	,000	,367
LÖFFEL	,366	,004
ABFORMMATERIAL	,475	,002
IMPLANTATNEIGUNG	,000	,268
HERSTELLER * LÖFFEL	,965	,000
HERSTELLER *	,876	,000
ABFORMMATERIAL		
HERSTELLER *	,000	,140
IMPLANTATNEIGUNG		
LÖFFEL * ABFORMMATERIAL	,494	,002
LÖFFEL * IMPLANTATNEIGUNG	,052	,027
ABFORMMATERIAL *	,283	,012
IMPLANTATNEIGUNG		
HERSTELLER * LÖFFEL *	,948	,000
ABFORMMATERIAL		
HERSTELLER * LÖFFEL *	,792	,002
IMPLANTATNEIGUNG		
HERSTELLER *	,636	,004
ABFORMMATERIAL *		
IMPLANTATNEIGUNG		
LÖFFEL * ABFORMMATERIAL *	,235	,013
IMPLANTATNEIGUNG		
HERSTELLER * LÖFFEL *	,180	,016
ABFORMMATERIAL *		
IMPLANTATNEIGUNG		

**Tabelle 3: Haupteffekte und Interaktionen bei unverblochten Implantaten, Rotation (n=240)**

Auch die Haupteffekte „Implantathersteller“ und „Implantatneigung“ werden als deutlich signifikant ( $p < 0,001$  bzw.  $p < 0,001$ ) ausgewiesen, die statistischen Effekte sind ausgeprägt (partielles  $\eta^2 = 0,367$  bzw. partielles  $\eta^2 = 0,268$ ).

Betrachtet man die Interaktion zwischen den Faktoren Implantathersteller und Implantatneigung, so fällt eine stärkere Rotation bei den CAMLOG-Implantaten im Vergleich zu den BEGO-Implantaten auf, besonders stark ist die Rotation bei den um  $0^\circ$  geneigten Implantaten.

Generell findet sich eine stärkere Rotation je geringer die Implantatneigung ist. Diese Tendenz ist bei den BEGO-Implantaten schwächer ausgeprägt, es findet sich hier auch eine stärkere Rotation bei den um 20° nach mesial geneigten Implantaten im Vergleich zu den um 15° nach vestibulär angulierten Implantaten.

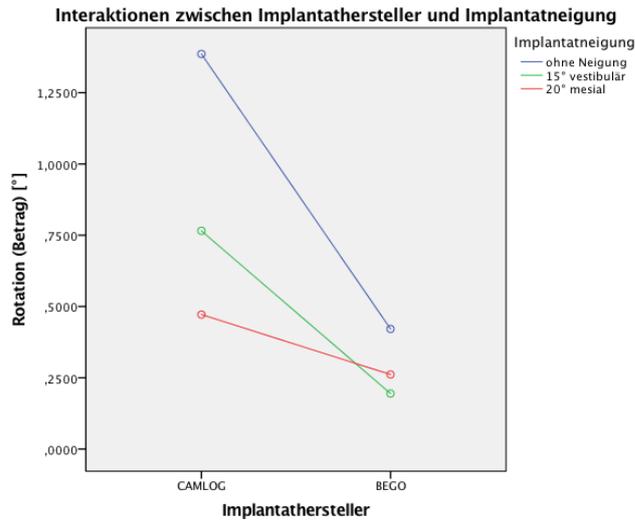


Abbildung 5-7: Interaktion zwischen Implantathersteller und Implantatneigung, Rotation (n=240)

### 5.2.2.1 Löffel

Auch für die Rotation der abgeformten Implantate spielt es keine Rolle, ob die Abformung mit dem Individuellen Löffel oder mit dem Folienabformlöffel Miratray Implant durchgeführt wurde. Die Mittelwerte unterscheiden sich nur gering (Individueller Löffel:  $M=0,56^\circ$ ,  $SD=0,520$ , Miratray Löffel:  $M=0,61^\circ$ ,  $SD=0,611$ ), die Unterschiede sind statistisch deutlich nicht signifikant ( $p=0,366$ ) und werden statistisch als sehr schwach ausgewiesen (partielles  $\eta^2=0,004$ ).

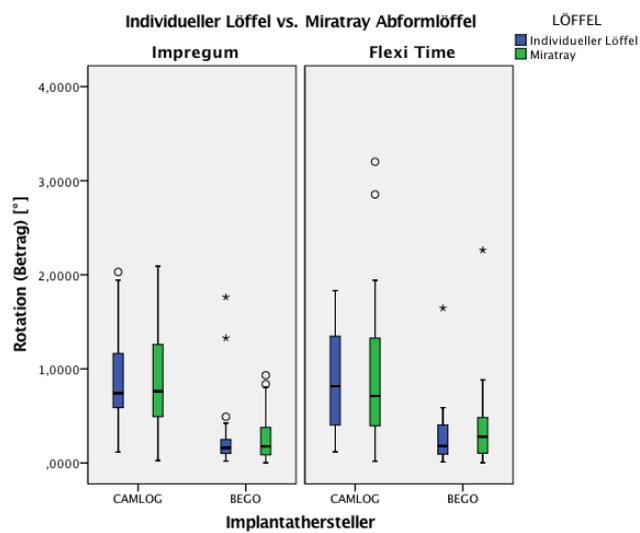


Abbildung 5-8: Rotation, Individueller Löffel vs. Miratray

### 5.2.2.2 Implantathersteller

Statistisch deutlich signifikante Unterschiede, deren Effekt auch als stark ausgewiesen wird, finden sich bezüglich der Rotation zwischen den hier untersuchten Implantaten der Hersteller CAMLOG einerseits und BEGO andererseits.

So finden sich bei den untersuchten BEGO-Implantaten deutlich geringere Rotationsfehler ( $M=0,292^\circ$ ,  $SD=0,347$ ) als bei den Camlog-Implantaten ( $M=0,874^\circ$ ,  $SD=0,595$ ),  $p<0,001$ . Der statistische Effekt ist stark ausgeprägt (partielles  $\eta^2=0,367$ ).

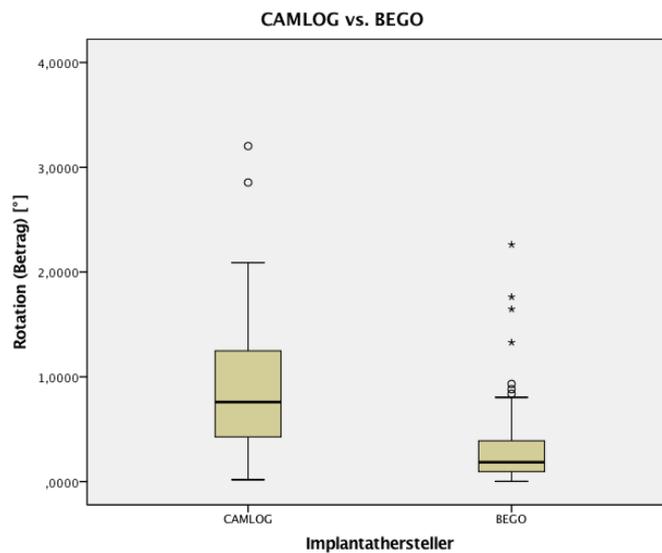


Abbildung 5-9: Rotation, CAMLOG vs. BEGO

### 5.2.2.3 Abformmaterial

Für entstehende Rotationsfehler ist es unerheblich, mit welchem der hier untersuchten Abformmaterialien abgeformt wird.

Der Unterschied zwischen den beiden hier untersuchten Materialien ist gering (Flexitime:  $M=0,602$ ,  $SD=0,607$ , Impregum:  $M=0,565$ ,  $SD=0,525$ ), er wird als deutlich nicht signifikant ausgewiesen ( $p=0,475$ ) und ist nur sehr schwach (partielles  $\eta^2=0,002$ ).

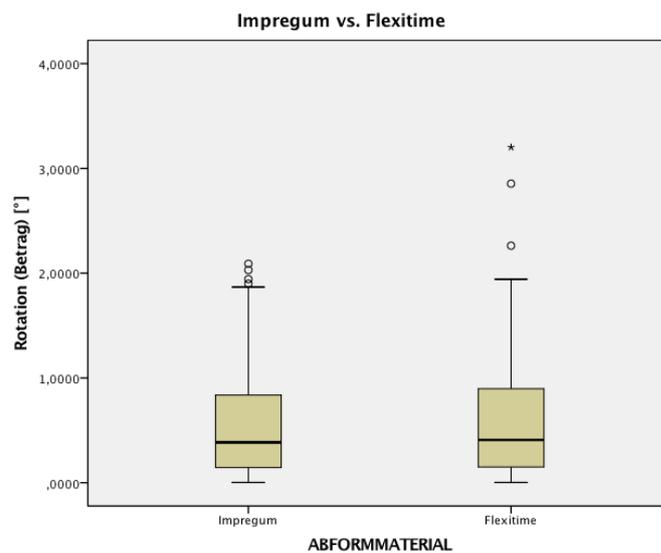


Abbildung 5-10: Rotation, Impregum vs. Flexitime

### 5.2.2.4 Implantatneigung

Die Neigung der abgeformten Implantate hat einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der Abformung bezüglich des Rotationsfehlers.

Dabei werden sowohl der Unterschied zwischen den um 0° geneigten Implantaten (M=0,904°, SD=0,740) zu den um 15° nach vestibulär angulierten Implantaten (M=0,480°, SD=0,421) ( $p < 0,001$ ) als auch der Unterschied zwischen den um 0° geneigten Implantaten zu den um 20° nach mesial angulierten Implantaten (M=0,367, SD=0,292) als statistisch signifikant ausgewiesen. Der Unterschied zwischen den um 15° nach vestibulär geneigten und den um 20° nach mesial angulierten Implantaten ist statistisch nicht signifikant ( $p = 0,228$ ).

Die Effektstärke ist mit 26,8% (partielles  $\eta^2 = 0,268$ ) durchaus stark.

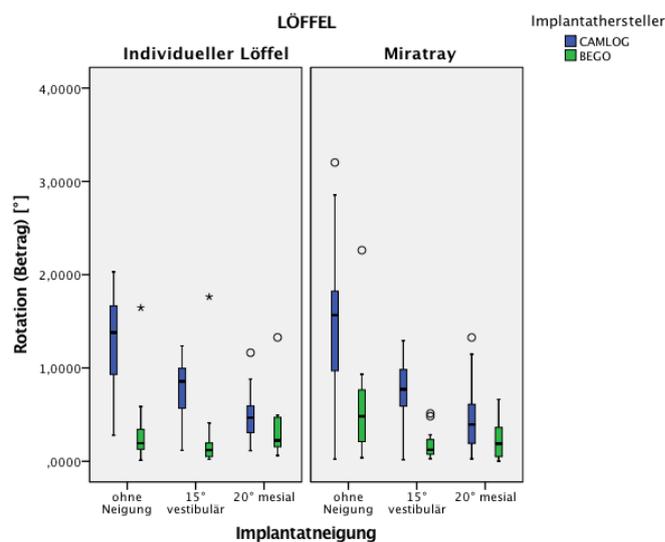


Abbildung 5-11: Rotation bei unterschiedlichen Implantatneigungen

### 5.2.3 Einfluss der Verblockung: MIRATRAY Löffel verblockt vs. Individueller Löffel nicht verblockt

#### 5.2.3.1 Neigungsänderung

Die Daten von Miratray, verblockt ( $M=0,216$ ) unterscheiden sich signifikant von Individueller Löffel, nicht verblockt ( $M=0,270$ ) ( $p<0,05$ ). Die Unterschiede sind jedoch nur schwach signifikant, relativ gering und werden auch standardisiert als nur schwach ausgewiesen (partiell  $\eta^2=0,021$ ).

Allerdings zeigten sich in dieser Analyse zwei Probleme: Erstens eine erhebliche Varianzheterogenität, zweitens ein deutlicher Ausreißer.

Die Varianzheterogenität erwies sich als statistisch unbedeutend. Es wurde eine Validierung mit der Prozedur MIXED vorgenommen, in der die Heterogenität mitmodelliert werden kann (vgl. Syntaxanhang).

Das Ergebnis wird wesentlich beeinflusst durch einen Ausreißer in der Bedingungskombination Individueller Löffel, BEGO, Neigung  $20^\circ$  mesial und Impregum als Abformmaterial. Die Neigungsänderung beträgt für diesen Ausreißer  $1,4^\circ$ , der nächst kleinere Wert ist  $1,0^\circ$ !

Wird die Varianzanalyse ohne diesen Ausreißer gerechnet, sind die Unterschiede schwächer (Miratray:  $M=0,216$ , Individueller Löffel:  $M=0,261$ ), knapp nicht signifikant ( $p=0,054$ ), der Effekt noch etwas geringer (partiell  $\eta^2=0,017$ ).

Auch die Interaktion Hersteller\*Abformmaterial\*Implantatneigung, bei Berechnung mit dem Ausreißer knapp signifikant ( $p=0,046$ ) und mit schwachem Effekt (partiell  $\eta^2=0,028$ ), wird bei Berechnung der Analyse ohne diesen Ausreißer nicht signifikant ( $p=0,083$ ), der Effekt noch schwächer (partiell  $\eta^2=0,023$ ).

Hingegen findet sich bei Berechnung ohne diesen Ausreißer einer Interaktion zwischen den Faktoren Abformmaterial\*Implantatneigung ( $p=0,035$ , partiell  $\eta^2=0,022$ ), welche zuvor bei Berechnung mit diesem Ausreißer nicht signifikant war ( $p=0,102$ ,

partielles  $\eta^2=0,021$ ). Die Interaktion ist jedoch nur knapp signifikant und schwach ausgeprägt.

**Haupteffekte und Interaktionen, Miratray verblockt vs. Individueller Löffel, nicht verblockte Abformpfosten**

Quelle	Partielles Eta-	
	Sig.	Quadrat
HERSTELLER	,883	,000
ABFORMMATERIAL	,000	,062
IMPLANTATNEIGUNG	,000	,194
VERBLOCKUNG	,031	,021
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL	,491	,002
HERSTELLER * IMPLANTATNEIGUNG	,824	,002
HERSTELLER * VERBLOCKUNG	,724	,001
ABFORMMATERIAL * IMPLANTATNEIGUNG	,102	,021
ABFORMMATERIAL * VERBLOCKUNG	,493	,002
IMPLANTATNEIGUNG * VERBLOCKUNG	,616	,004
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL *	,046	,028
IMPLANTATNEIGUNG		
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL *	,573	,001
VERBLOCKUNG		
HERSTELLER * IMPLANTATNEIGUNG *	,084	,023
VERBLOCKUNG		
ABFORMMATERIAL * IMPLANTATNEIGUNG *	,348	,010
VERBLOCKUNG		
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL *	,245	,013
IMPLANTATNEIGUNG * VERBLOCKUNG		

**Tabelle 4: Haupteffekte und Interaktionen Individueller Löffel, nicht verblockt, vs. Miratray Löffel, verblockt, Neigungsänderungen**

**Haupteffekte und Interaktionen, Miratray verblockt vs. Individueller Löffel, nicht verblockt, ohne einen Ausreißer**

Quelle	Partielles Eta-	
	Sig.	Quadrat
HERSTELLER	,826	,000
ABFORMMATERIAL	,000	,058
IMPLANTATNEIGUNG	,000	,191
VERBLOCKUNG	,054	,017
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL	,722	,001
HERSTELLER * IMPLANTATNEIGUNG	,491	,007
HERSTELLER * VERBLOCKUNG	,999	,000
ABFORMMATERIAL * IMPLANTATNEIGUNG	,022	,035
ABFORMMATERIAL * VERBLOCKUNG	,724	,001
IMPLANTATNEIGUNG * VERBLOCKUNG	,749	,003
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL *	,083	,023
IMPLANTATNEIGUNG		
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL *	,329	,004
VERBLOCKUNG		
HERSTELLER * IMPLANTATNEIGUNG *	,082	,023
VERBLOCKUNG		
ABFORMMATERIAL * IMPLANTATNEIGUNG *	,440	,008
VERBLOCKUNG		
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL *	,193	,015
IMPLANTATNEIGUNG * VERBLOCKUNG		

**Tabelle 5: Haupteffekte und Interaktionen Individueller Löffel, nicht verblockt, vs. Miratray Löffel, verblockt, ohne einen Ausreißer, Neigungsänderungen**

Die übrigen Haupteffekte wie Implantathersteller, Abformmaterial und Implantatneigung bleiben grundsätzlich unverändert, auch wenn sich zahlenmäßig die Werte für die Signifikanz und das partielle  $\eta^2$  unbedeutend ändern.

### 5.2.3.2 Rotation

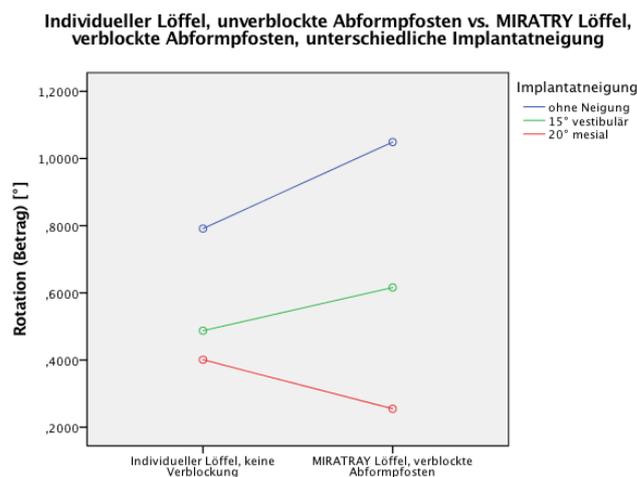
Die Daten für die mit dem Miratray Löffel von den verblockten Abformpfosten genommenen Abformungen ( $M=0,640$ ) unterscheiden sich bezüglich des Rotationsfehlers statistisch nicht signifikant ( $p=0,057$ ) und nur sehr schwach (partielles  $Eta^2=0,017$ ) von den Daten Individueller Löffel, unverblokte Abformpfosten ( $M=0,560$ ). Auch die übrigen Haupteffekte bleiben dem Grunde nach von der Verblockung unbeeinflusst, statistisch signifikante Unterschiede bei Vergleich Miratray Löffel, verblockte Abformpfosten zu Individueller Löffel, nicht verblockte Abformpfosten ergeben sich zwischen den Implantatherstellern und der Implantatneigung, nicht jedoch beim Abformmaterial.

Quelle	Sig.	Partielles Eta-Quadrat
HERSTELLER	,000	,509
ABFORMMATERIAL	,828	,000
IMPLANTATNEIGUNG	,000	,387
VERBLOCKUNG	,057	,017
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL	,072	,015
HERSTELLER * IMPLANTATNEIGUNG	,000	,257
HERSTELLER * VERBLOCKUNG	,273	,006
ABFORMMATERIAL *	,568	,005
IMPLANTATNEIGUNG		
ABFORMMATERIAL *	,799	,000
VERBLOCKUNG		
IMPLANTATNEIGUNG *	,000	,070
VERBLOCKUNG		
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL *	,790	,002
IMPLANTATNEIGUNG		
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL *	,127	,011
VERBLOCKUNG		
HERSTELLER * IMPLANTATNEIGUNG	,071	,024
* VERBLOCKUNG		
ABFORMMATERIAL *	,103	,021
IMPLANTATNEIGUNG *		
VERBLOCKUNG		
HERSTELLER * ABFORMMATERIAL *	,402	,008
IMPLANTATNEIGUNG *		
VERBLOCKUNG		

**Tabelle 6: Interaktionen Individueller Löffel, nicht verblockt, vs. Miratray Löffel, verblockt, Rotation**

Die Interaktion zwischen Implantatneigung\*Verblockung wird in der Varianzanalyse als statistisch signifikant ausgewiesen ( $p < 0,001$ ), sie erklärt jedoch nur 7% des Unterschiedes und ist somit schwach ausgeprägt (partielles  $\text{Eta}^2 = 0,070$ ).

Generell sind Unterschiede bei der Rotation in Abhängigkeit von der Neigung der inserierten Implantate sichtbar, die am stärksten geneigten Implantate zeigen die geringste Rotation. Bei den ohne Neigung eingebrachten Implantaten und bei den um  $15^\circ$  nach vestibulär geneigten Implantaten führt die Verblockung der Abformpfosten vor Abformung mit dem MIRATRAY Löffel zu einer Verschlechterung der Abformgenauigkeit, eine Verbesserung ergibt sich bei den um  $20^\circ$  nach mesial geneigten Implantaten.



**Abbildung 5-12: Rotation, Interaktion zwischen Verblockung und Implantatneigung**

Auch die Interaktion zwischen dem Implantathersteller und der Implantatneigung beim Vergleich der Abformgenauigkeit zwischen dem Individuellen Löffel mit unverbloekten Abformpfosten und dem MIRATRAY Löffel mit verbloekten Abformpfosten wird als statistisch als signifikant ausgewiesen ( $p > 0,001$ ) mit starkem Effekt (partielles  $\text{Eta}^2 = 0,257$ ).

Die CAMLOG-Implantate weisen durchweg größere Rotationsfehler auf als die BEGO-

Implantate, bei zunehmender Neigung der eingebrachten CAMLOG-Implantate wird der Rotationsfehler stets kleiner.

Bei den BEGO-Implantaten ist der Rotationsfehler bei den um 15° nach vestibulär geneigten Implantaten am kleinsten, bei den um 20° nach mesial geneigten Implantaten etwas größer. Der größte Rotationsfehler tritt ebenfalls bei der Abformung der nicht geneigten Implantate auf.

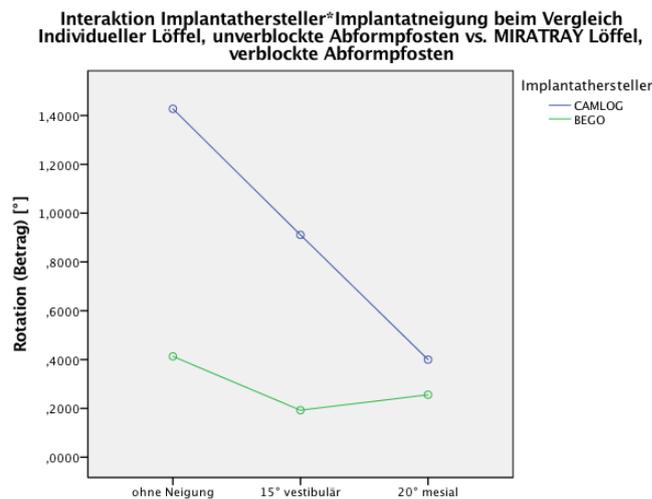


Abbildung 5-13: Rotation, Interaktion zwischen Verblockung und Implantatneigung, BEGO

Die folgende Abbildung zeigt die Unterschiede zwischen den unterschiedlich geneigten Implantaten der beiden Implantathersteller CAMLOG und BEGO bei Abformung mit dem Individuellen Löffel (nicht verbloekt) und dem Miratray Löffel (verbloekt). Die Abbildung dient lediglich der Anschaulichkeit, eine Interaktion zwischen den drei Faktoren besteht nicht ( $p=0,071$ , partielles  $\eta^2=0,024$ ).

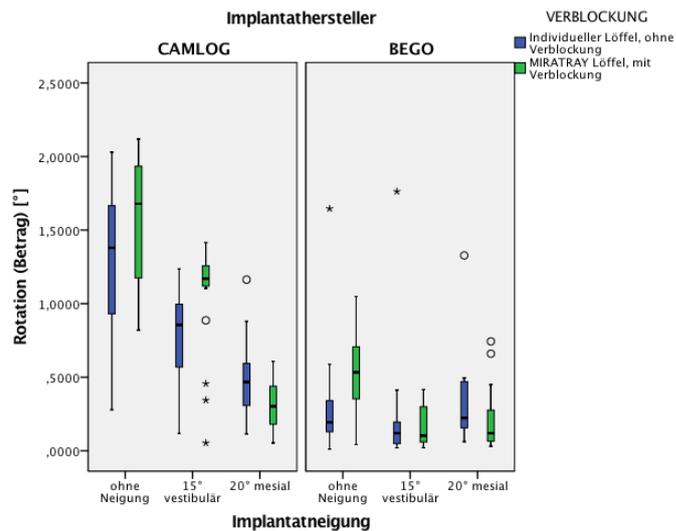


Abbildung 5-14: Rotation, CAMLOG vs. BEGO bei unterschiedlicher Implantatneigung

Die Daten von CAMLOG ( $M=0,913^\circ$ ) und BEGO ( $M=0,287^\circ$ ) unterscheiden sich signifikant ( $p<0,001$ ), ebenso die Daten zwischen den unterschiedlich geneigten Implantaten ( $0^\circ$  ( $M=0,920$ ) zu  $15^\circ$  vestibulär ( $M=0,552$ ),  $0^\circ$  zu  $20^\circ$  mesial ( $M=0,328$ ),  $15^\circ$  vestibulär zu  $20^\circ$  mesial: jeweils  $p<0,001$ ).

Interessant ist hierbei die Beobachtung, dass die deutlichsten Rotationsfehler bei den nicht geneigten Implantaten auftreten und mit zunehmender Implantatneigung die Rotationsfehler kleiner werden.

### 5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

- Das gewählte Messverfahren ist präzise, bezüglich des Neigungsfehlers finden sich lediglich Abweichungen von  $0,01^{\circ}$ - $0,05^{\circ}$  vom Original, bezüglich des Rotationsfehlers liegt die Abweichung bei  $0,02^{\circ}$ - $0,10^{\circ}$ .
- Werden multiple nicht verblockte Implantate abgeformt, so hat die Auswahl der hier getesteten Abformlöffel bezüglich der Neigungsänderung keinen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis der Abformung.
- Statistisch signifikante Unterschiede bezüglich des auftretenden Neigungsfehlers lassen sich in dieser Untersuchung bei multiplen nicht verblockten Implantaten in Abhängigkeit vom Implantathersteller nicht nachweisen.
- Der statistisch signifikante Unterschied bei der Verwendung der unterschiedlichen Abformmassen bei der Abformung multipler unterschiedlich angulierter Implantate bezüglich der Neigungsänderung weist einen Vorteil bei der Verwendung von Flexitime Monophase gegenüber dem Abformmaterial Impregum auf.
- Statistisch signifikante Unterschiede bezüglich der Neigungsänderung finden sich innerhalb der unterschiedlich anguliert eingebrachten nicht verblockten Implantate, der Unterschied zwischen den um  $0^{\circ}$  geneigten Implantaten und den um  $20^{\circ}$  geneigten Implantaten sowie der Unterschied zwischen den um  $15^{\circ}$  geneigten und den um  $20^{\circ}$  geneigten Implantaten ist statistisch signifikant, wobei mit zunehmender Angulation des Implantates mit einer zunehmenden Neigungsänderung zu rechnen ist.
- Bezüglich des Rotationsfehlers ergeben sich zwischen den hier getesteten Abformlöffeln, dem Individuellen Löffel einerseits und dem MIRATRAY IMPLANT Folienabformlöffel, keine signifikanten Unterschiede.

- Statistisch hochsignifikante Unterschiede finden sich bezüglich des Rotationsfehlers zwischen den beiden hier getesteten Implantatherstellern. So ist der Rotationsfehler bei den CAMLOG Implantaten größer als bei den BEGO Implantaten.
- Bezüglich des Rotationsfehlers spielt die Auswahl der hier getesteten Abformmaterialien Flexitime Monophase und Impregum keine Rolle, statistisch signifikante Unterschiede werden nicht ausgewiesen.
- Die Neigung der inserierten Implantate bedingt Unterschiede in der Abformgenauigkeit bezogen auf die Rotation, bei den am stärksten geneigten Implantaten (20° mesial) findet sich der geringste Rotationsfehler, bei den um 0° geneigten Implantaten findet sich der stärkste Rotationsfehler. Die Unterschiede 0° zu 15° vestibulär und 0° zu 20° mesial sind statistisch signifikant, die Unterschiede zwischen 15° vestibulär zu 20° mesial sind es nicht.
- Die in dieser Untersuchung durchgeführte Art und Weise der Verblockung der Abformpfosten vor Abformung mit dem MIRATRAY-Löffel ist nicht geeignet bessere Abformergebnisse zu erzielen im Vergleich zur Abformung der nicht verblockten Abformpfosten mit dem Individuellen Löffel. Bezüglich des auftretenden Rotationsfehlers unterscheiden sich die Ergebnisse nicht statistisch signifikant, die Neigungsänderung wird durch die hier vorgenommene Art der Verblockung ebenfalls nicht signifikant verkleinert.

## 6 DISKUSSION

Naturgemäß gibt es nicht viele wissenschaftliche Untersuchungen zur Qualität eines neu auf dem Markt erschienen Produktes und darüber, ob dieses neue Produkt geeignet ist, das Bewährte und als Goldstandard geltende zu ersetzen. Dies gilt auch für den Folienabformlöffel MIRATRAY IMPLANT.

Verschiedene Untersuchungen zeigen, dass ein individueller Abformlöffel Vorteile gegenüber einem vorgefertigten Serienlöffel hat und somit dem individuellen Löffel bei der Implantatabformung der Vorzug zu geben ist.<sup>20, 77, 81, 86</sup> Dies hängt auch damit zusammen, dass die Pickup-Technik genauere Ergebnisse zu liefern vermag als die Repositionstechnik.<sup>66, 113</sup>

Auch bei den sinnvollerweise zu verwendenden Abformmaterialien besteht zur Zeit Einigkeit darüber, dass den Polyethern und A-Silikonen der Vorzug vor allen anderen Abformmaterialien zu geben ist.<sup>11, 41, 70, 99, 100, 113</sup>

Die Auswahl des verwendeten Implantatsystems scheint einen Einfluss auf die Genauigkeit der Abformung zu haben.<sup>100</sup>

### 6.1 Methodenkritik

#### 6.1.1 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung

Da es bei der Verwendung eines Urmodelles aus Superhartgips nach häufigen Abformungen und der damit verbundenen erhöhten Beanspruchung zu einer Veränderung des Urmodelles kommen kann (z. B. durch Abrasion der Gipskanten<sup>75</sup>) wurde für diese Versuchsanordnung ein Modell aus Kunststoff hergestellt. Wären die Implantate direkt in den Kunststoff eingelassen worden, so wäre durch die inneren Spannungen innerhalb des polymerisierten Kunststoffes eine Veränderung der Ausgangssituation zu erwarten gewesen. Deswegen wurden zunächst auf einer Edelstahlplatte 6 Metallröhrchen angebracht, die zur Aufnahme der Implantate dienen. Das Kunststoffmodell wurde so angefertigt, dass die freien Enden der Metallröhrchen

die Oberfläche des Kunststoffmodells gerade eben erreichten, so dass die Implantate in dem entsprechenden Röhrchen fixiert werden konnten.

Dabei wurden die am weitesten mesial gelegenen Röhrchen mit einem Winkel von  $15^\circ$  nach vestibulär angebracht, die mittleren Röhrchen wurden rechtwinklig zur Metallgrundplatte und die am weitesten distal gelegenen Röhrchen in einem Winkel von  $20^\circ$  nach mesial angebracht. Im Gegensatz zu anderen Untersuchungen<sup>5, 43</sup>, die eine genauere Abformung für gerade angebrachte bzw. rechtwinklig zur Oberfläche des Urmodells und parallel angebrachte Implantate beschreiben, ist die Anordnung der abzuformenden Implantate in dieser Untersuchung geneigt gewählt und nicht parallel; jedoch war es nicht das Ziel der Untersuchung, das bestmögliche Abformergebnis zu erzielen durch die Optimierung aller veränderbaren Parameter, sondern die Unterschiede der unterschiedlichen Messgrößen unter zwar standardisierten, aber so weit als möglich praxisnahen Bedingungen zu erfassen. Da es im Patientenmund nur extrem selten den Fall geben wird, dass 6 Implantate absolut parallel zueinander und rechtwinklig zur Okklusionsebene inseriert worden sind, erscheint die hier gewählte Anordnung realistischer.

Bei der Durchführung der Versuche wurden nicht nur die Arbeitsanweisungen der Hersteller der verwendeten Materialien genau befolgt, sowohl die Abformungen, die Modellherstellungen, die Lagerung der Modelle als auch die Vermessung der Modelle erfolgte bei konstanten Bedingungen für Raumtemperatur und Luftfeuchtigkeit. Eine Nichteinhaltung dieser äußeren Bedingungen hätte ebenfalls Einfluss nehmen können auf die Güte und die Reproduzierbarkeit der Untersuchungen.<sup>75</sup>

Eine weitere Fehlerquelle, nämlich ein nicht konstantes Mischungsverhältnis der aus zwei Komponenten per Hand angemischten Abformmaterialien, wurde durch die Verwendung des automatischen Anmischgerätes Pentamix 2 beseitigt. Eine Studie von WÖSTMANN ET AL.<sup>111</sup> konnte zeigen, dass durch die Verwendung maschinenangemischter Abformmaterialien eine größere Abformgenauigkeit erzielt werden kann als mit handangemischten Abformmaterialien.

Ob eine Verblockung der Abformpfosten vor der Abformung zu einer Verbesserung der Abformgenauigkeit führen kann, wird in der Literatur unterschiedlich bewertet. Teils wird berichtet, dass eine Verblockung der Abformpfosten der Abformgenauigkeit

schadet<sup>19</sup>, in anderen Untersuchungen ist kein signifikanter Unterschied in der Abformgenauigkeit zu erkennen, unabhängig davon, ob die Abformpfosten verblockt sind oder nicht.<sup>21, 25, 37, 53, 67</sup>

Wieder andere Autoren fanden einen Vorteil bezüglich der Abformgenauigkeit, wenn die Abformpfosten verblockt waren.<sup>32, 33, 43, 49, 73, 82</sup> Ein Teilen der polymerisierten Verblockung zur Auflösung der Spannungen in Folge der Polymerisationsschrumpfung und das anschließende erneute Verblocken, nun des kleinen Spaltes, bringt keine Vorteile<sup>36</sup>.

Die in dieser Untersuchung verwendete Methode der Verblockung der Abformpfosten sollte einfach und damit praxisnahe sein, damit sie, falls sie im Vergleich zu den nicht verblockten Abformpfosten signifikant genauere Abformergebnisse liefern sollte, auch ohne großen zusätzlichen Aufwand in der Praxis eingesetzt werden kann.

Als Abformmethode wurde in dieser Untersuchung die einzeitige einphasige Abformung gewählt, da für diese Methode in verschiedenen Untersuchungen bezüglich der Abformgenauigkeit bei Implantaten ein Vorteil gegenüber der Korrektur- oder Doppelmischabformung nachgewiesen werden konnte.<sup>52, 77, 86</sup>

Zu einer weiteren Standardisierung der Untersuchung hätte möglicherweise ein identischer Abformdruck bei den Abformungen beigetragen, so wie dies in Untersuchungen verschiedener Autoren durchgeführt wurde.<sup>5-8, 43</sup> Es wurde zu diesem Zweck während der Abbindezeit des Abformmaterials ein identischer Druck durch einen genormten Metallblock auf den Abformlöffel ausgeübt. Da in der vorliegenden Untersuchung mit offenen Abformtechniken gearbeitet wurde, wäre dies schwerlich möglich gewesen, da verfahrensbedingt die Abformpfosten aus dem Abformlöffel herausragen und somit eine gleichmäßige Verteilung des Druckes unmöglich gewesen wäre.

### 6.1.2 Vermessungsmethode

Zur Beurteilung der Dimensionsgenauigkeit einer Abformung kann entweder die Abformung direkt vermessen werden oder das Gipsmodell, das entsteht, wenn die Abformung mit Gips ausgegossen wird. Diese Methode entspricht der indirekten Vermessung. In den meisten Untersuchungen wird die Methode der indirekten Vermessung angewandt, lediglich in der Arbeit von Glockengiesser<sup>45</sup> werden unter anderem Abformungen direkt mit dem Messmikroskop vermessen.

Bei den indirekten Verfahren kommen hauptsächlich zwei Vermessungsmethoden zum Einsatz: entweder es werden zunächst das Urmodell und anschließend die aus den Abformungen hergestellten Modelle vermessen und die erhaltenen Messwerte miteinander verglichen<sup>43, 44, 53</sup> oder es wird die Passgenauigkeit einer auf dem Urmodell hergestellten Suprakonstruktion auf dem aus den Abformungen erzeugten Gipsmodellen überprüft.<sup>3, 4, 97</sup>

Die in dieser Untersuchung gewählte indirekte Vermessung mit der CNC-3D-Koordinatenmessmaschine mit einer Auto-CAD-Software liefert präzise Messergebnisse<sup>7, 102</sup> und ist nicht abhängig vom Untersucher, so wie dies beispielsweise bei der Verwendung von Messmikroskopen der Fall sein kann.<sup>15, 52</sup>

Nachteilig ist es, dass beim Messen des Gipsmodelles, das aus der Abformung hergestellt wurde, nicht nur die Dimensionsänderungen, die durch den Prozess und die verwendeten Materialien des Abformens entstehen, gemessen werden, sondern auch unerwünschterweise die Veränderungen, die durch das Anfertigen des Gipsmodelles erzeugt werden.

Durch die Modellherstellung unter standardisierten Laborbedingungen und unter genauester Einhaltung der Verarbeitungsanweisungen der Hersteller wurden diese materialimmanenten systematischen Fehler minimiert. Die vor Vermessung der Modelle durchgeführten Messungen am Urmodell zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Messungen zeigen, dass das gewählte Messverfahren präzise ist und im Vergleich zu den vom Urmodell gewonnenen Ist-Werten bezogen auf den Neigungsfehler lediglich um  $0,01^\circ$ - $0,05^\circ$ , bezogen auf den Rotationsfehler um  $0,02^\circ$ - $0,10^\circ$  abweicht.

### 6.1.3 Statistische Datenauswertung

Die Daten wurden mit mehrfaktoriellen Varianzanalysen ausgewertet. Aufgrund des speziellen Datendesigns, in dem der Faktor Verblockung nur innerhalb des Löffels MIRATRAY IMPLANT variiert, wurde zunächst (Analyse 1) eine Analyse nur innerhalb der nicht verblockten Daten gerechnet. Danach (Analyse 2) wurden die Daten des Individuellen Löffels (nicht verblockt) gegen die Daten von MIRATRAY, verblockt getestet.

Folgende Testvoraussetzungen zur Durchführbarkeit einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse mussten gegeben sein<sup>55</sup>:

- Unabhängigkeit der Daten: durch das mehrfaktorielle Design werden die Abhängigkeiten, die sich aus der Zugehörigkeit der Daten zu einzelnen Faktorstufen ergibt, angemessen berücksichtigt.
- Varianzhomogenität der Residuen: für Modelle mit erheblicher Varianzinhomogenität wird eine Validierung mit der Prozedur MIXED vorgenommen, in der die Heterogenität mitmodelliert werden kann (vgl. Syntaxanhang).
- annähernde Normalverteilung der Residuen: die Störungen der Residuen wurden daraufhin analysiert, ob sie erheblichen Einfluss auf die Ergebnisse hatten. Insbesondere können Ausreißer sich als problematisch erweisen. Beim Vorliegen von problematischen Ausreißern, die jedoch tatsächlich gemessene und realistische Werte darstellen, wurde eine Sensitivitätsanalyse gerechnet (Modell einmal mit, einmal ohne Ausreißer). Wenn die Ergebnisse der Modelle sich deutlich unterschieden, wurden beide in Kombination interpretiert.

## **6.2 Vergleich der Untersuchungsergebnisse mit der Literatur**

In dieser Untersuchung wurde die Abformgenauigkeit verschiedener Abformlöffel und Abformmaterialien unterschiedlich angulierter Implantate verschiedener Hersteller unter Einsatz verschiedenen Abformmaterialien untersucht. Bei der Auswertung wurden die entsprechend angulierten Implantate der beiden untersuchten Hersteller gegenübergestellt.

Zunächst war von Interesse, ob unterschiedliche Abformgenauigkeiten zu finden sind, wenn die unterschiedlichen Löffel mit unterschiedlichen Abformmaterialien verwendet werden. Die vor Abformung verblockten Abformpfosten wurden dabei zunächst nicht berücksichtigt, es sollte herausgefunden werden, ob es Unterschiede bei der Verwendung der beiden Löffel gibt. Zunächst wurden die Interaktionen der Faktoren Abformlöffel, Implantatsystem, Abformmaterial und Implantatneigung betrachtet, anschließend deren Haupteffekte. Neigungsänderungen und Rotationsfehler wurden getrennt untersucht.

Anschließend wurde getestet, ob durch eine einfach durchzuführende Verblockung der mit dem MIRATRAY IMPLANT Folienabformlöffel abgeformten Modelle eine Verbesserung des Abformergebnisses zu erzielen ist. Getestet wurden die aus diesen Abformungen gewonnenen Daten gegen die Daten, die von den mit dem individuellen Löffel abgeformten Modellen mit nicht verblockten Abdruckpfosten gemessen wurden. Es erfolgte ebenfalls zunächst eine Betrachtung der Interaktionen und anschließend die Auswertung der Haupteffekte von Verblockung, Implantathersteller, Abformmaterial und Implantatneigung. Ebenfalls getrennt wurden die Neigungsänderung und die Rotation untersucht.

### **6.2.1 Neigungs- und Rotationsänderungen in Abhängigkeit vom verwendeten Abformlöffel**

Betrachtet man die Neigungsänderungen der unverblockten Implantate nach Abformung, so findet sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den hier

gegeneinander getesteten Löffeln (Individueller Löffel:  $M=0,27^\circ$ ,  $SD=0,25$ ; MIRATRAY Implant  $M=0,25^\circ$ ,  $SD=0,23$ ). Der Unterschied wird als statistisch sehr schwach (partielles  $Eta^2=0,003$ ) und deutlich nicht signifikant ausgewiesen ( $p=0,423$ ).

Auch für die Rotation der abgeformten Implantate spielt es keine Rolle, ob die Abformung mit dem Individuellen Löffel oder mit dem Folienabformlöffel Miratray Implant durchgeführt wurde. Die Mittelwerte unterscheiden sich nur gering (Individueller Löffel:  $M=0,56^\circ$ ,  $SD=0,52$ , Miratray Löffel:  $M=0,61^\circ$ ,  $SD=0,61$ ), die Unterschiede sind statistisch deutlich nicht signifikant ( $p=0,366$ ) und werden als sehr schwach ausgewiesen (partielles  $Eta^2=0,004$ ).

Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen HASELHUHN UND WOLFART 2010, auch bei dieser Untersuchung war die Abformgenauigkeit des Folienabformlöffels vergleichbar mit der des individuellen Löffels.<sup>51</sup> Bei dieser Untersuchung erfolgte die Abformung von 6 parallelen Implantaten (regiones 16, 14, 12, 22, 24 und 26) mit einem Polyether, die Vermessung erfolgte in einer Koordinatenmessmaschine, indem speziell markierte Implantataufbauten vermessen wurden. Als Referenz diente der Implantataufbau in regio 26.

Eine Untersuchung aus dem Jahr 2014 kommt hingegen zu dem Ergebnis, dass die Abformgenauigkeit mit dem Folienabformlöffel im Vergleich zum individuellen Löffel signifikant schlechter ist.<sup>72</sup> Bei dieser Untersuchung erfolgte die Abformung von 4 parallelen Implantaten mit einem Silikon, die Vermessung des Randspaltes einer an einem Implantat fixierten Suprakonstruktion erfolgte messmikroskopisch.

Interessant ist hierbei, dass es sich um die gleichen Arbeitsgruppen handelt, in der Untersuchung von 2010 die Versuchsbedingungen ähnlich den Bedingungen in der hier vorliegenden Untersuchung sind, in der Untersuchung von 2014 aber abweichende Untersuchungsbedingungen gewählt wurden.

Da in der Literatur von einer größeren Abformgenauigkeit von verwindungssteifen Metalllöffeln und von individuellen Löffeln berichtet wird, wenn mehrere Implantate in einem vollständig zahnlosen Kiefer abgeformt werden, wäre ein signifikanter Nachteil der MIRATRAY IMPLANT Abformlöffel zu erwarten gewesen.<sup>24, 35, 47, 56, 72, 77</sup> Insbesondere die Arbeit vom MAROTTI ET AL. 2014<sup>72</sup> legt diese Vermutung nahe, da in dieser Arbeit der Miratraylöffel gegen einen konventionellen offenen Abformlöffel

getestet wurde und der Miratraylöffel eine statistisch signifikant schlechtere Abformgenauigkeit lieferte.

Dieser deutliche Unterschied konnte in der vorliegenden Arbeit nicht bestätigt werden, die Ergebnisse sind eher vergleichbar mit den Ergebnissen von GOKCEN-ROHLIG ET AL. 2014<sup>46</sup>, die bei der Abformung von multiplen Implantaten im vollständig zahnlosen Kiefer keinen Unterschied bei der Verwendung unterschiedlicher Abformlöffel (konfektionierte Metalllöffel, individuelle Löffel aus Acryl, perforierte Kunststofflöffel) fanden.

## 6.2.2 Neigungs- und Rotationsänderungen in Abhängigkeit vom Implantatsystem

Die Unterschiede zwischen den hier gegeneinander getesteten Implantatsystemen sind sehr gering (CAMLOG:  $M=0,26^\circ$ ,  $SD=0,22$ ; BEGO  $M=0,26^\circ$ ,  $SD=0,26$ ), bezogen auf die Neigungsänderung der abgeformten Modelle, der Unterschied wird als deutlich nicht signifikant ( $p=0,822$ ) ausgewiesen.

Statistisch deutlich signifikante Unterschiede, deren Effekt auch als stark ausgewiesen wird, finden sich bezüglich der Rotation zwischen den hier untersuchten Implantaten der Hersteller CAMLOG einerseits und BEGO andererseits.

So finden sich bei den untersuchten BEGO-Implantaten deutlich geringere Rotationsfehler ( $M=0,29^\circ$ ,  $SD=0,35$ ) als bei den CAMLOG-Implantaten ( $M=0,87^\circ$ ,  $SD=0,60$ ),  $p>0,001$ . Der statistische Effekt ist stark ausgeprägt (partielles  $\eta^2=0,367$ ).

Einen ebensolchen Einfluss des verwendeten Implantatsystems auf die Dimensionstreue der Abformung wurde auch von WEGNER ET AL. 2013<sup>100</sup> berichtet. Es wurden hier die Implantatsysteme STANDARD PLUS, STRAUMANN gegen SEMADOS, BEGO getestet.

Interessanterweise fanden sich in dieser Untersuchung keine statistisch signifikanten Unterschiede bezüglich der auftretenden Rotationsfehler, jedoch statistisch signifikante Unterschiede bezüglich der Achsneigung und bezüglich der Verschiebung in den 3 Achsen des Raumes.

Ebenso wurde in der Untersuchung von WESKOTT<sup>101</sup> ein Einfluss des abgeformten Implantatsystems auf die Abformgenauigkeit gefunden. Gegeneinander getestet wurden die Implantatsysteme von STRAUMANN und von BEGO, bei der offenen Abformung mit dem individuellen Löffel ergaben sich beim Implantatsystem BEGO signifikant geringere Neigungsänderungen als bei System von STRAUMANN.

Signifikante Unterschiede bei den Rotationsfehlern fanden sich zwischen den Implantatsystemen nicht, obwohl tendentiell die BEGO-Implantate eine wesentlich geringere Rotationsänderung aufwiesen.

Die in der vorliegenden Untersuchung gemessenen Daten spiegeln einen signifikanten Einfluss des abgeformten Implantatsystems wider, im Gegensatz zu den beiden

genannten Untersuchungen ergeben sich die Unterschiede aber bei den Rotationsfehlern, nicht bei der Neigungsänderung. Dies mag an den zu den in den Voruntersuchungen unterschiedlichen getesteten Implantatsystemen liegen, interessant wäre hier vielleicht der Vergleich CAMLOG vs. STRAUMANN.

Ein Einfluss des verwendeten Implantatsystems auf die Abformgenauigkeit bei multiplen angulierten nicht verblockten Implantaten ist aber zu erwarten.

### **6.2.3 Neigungs- und Rotationsänderungen in Abhängigkeit vom verwendeten Abformmaterial**

Unterschiede, die als statistisch signifikant ausgegeben werden, finden sich, bezogen auf die Neigungsänderung der nicht verblockt abgeformten Implantate, beim Vergleich der beiden verwendeten Abformmaterialien.

Dabei ist der bei Verwendung des Abformmaterials Flexitime Monophase eine geringere Neigungsänderung ( $M=0,22^\circ$ ,  $SD=0,23$ ) zu messen als bei der Verwendung des Abformmaterials Impregum ( $M=0,30^\circ$ ,  $SD=0,25$ ) ( $p=0,008$ ). Der Effekt des Abformmaterials auf die Neigungsänderung ist aber eher schwach ausgeprägt (partielles  $\eta^2=0,032$ ).

Für entstehende Rotationsfehler ist es unerheblich, mit welchem der hier untersuchten Abformmaterialien abgeformt wird.

Der Unterschied zwischen den beiden hier untersuchten Materialien ist gering (Flexitime:  $M=0,60^\circ$ ,  $SD=0,61$ , Impregum:  $M=0,57$ ,  $SD=0,53$ ), er wird als deutlich nicht signifikant ausgewiesen ( $p=0,475$ ) und ist nur sehr schwach (partielles  $\eta^2=0,002$ ).

Der Einfluss der in dieser Untersuchung verwendeten Abformmaterialien auf die Abformgenauigkeit bezüglich der Neigungsänderung ist eher gering, aber nachweisbar und statistisch signifikant. Zu einem ähnlichen Ergebnis kommen auch andere Autoren<sup>21, 70, 95</sup>. Die Mehrzahl der veröffentlichten Arbeiten postuliert jedoch die

Gleichwertigkeit der beiden Abformmaterialien Polyether und A-Silikon.<sup>6, 30, 41, 46, 66, 81, 99, 100, 113</sup>

Eine mögliche Ursache für die etwas schlechteren Ergebnisse bei Verwendung des Polyethers Impregum ist vielleicht, dass ein Polyether empfindlicher auf Deformationen des Materials reagiert und längere Zeit für die elastische Rückstellung des Materials benötigt als beispielsweise ein Silikon, so dass bei einem Polyether eher permanente Deformationen zu erwarten sind als bei einem Silikon<sup>13</sup>. Diese permanenten Deformationen in Folge unzureichender Materialrückstellung könnten dann natürlich auch zu einem etwas schlechteren Abformergebnis führen.

#### **6.2.4 Neigungs- und Rotationänderungen in Abhängigkeit von der Implantatneigung**

Die Implantatneigung hat einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Güte der Dimensionsgenauigkeit der Implantatabformung.

Die Unterschiede zwischen den um 0° geneigten Implantaten (M=0,19, SD=0,18) und den um 15° nach vestibulär geneigten Implantaten (M=0,22, SD=0,21) sind gering und statistisch nicht signifikant. Die Unterschiede zwischen den um 20° nach mesial angulierten Implantaten (M=0,37, SD=0,28) und den um 0° geneigten Implantaten (M=0,19, SD=0,18) als auch die Unterschiede zwischen den um 20° nach mesial angulierten Implantaten (M=0,37, SD=0,28) und den um 15° nach vestibulär angulierten Implantaten (M=0,22, SD=0,21) werden als statistisch signifikant ausgewiesen ( $p < 0,001$ ,  $p < 0,001$ ).

Ebenfalls hat die Neigung der abgeformten Implantate einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der Abformung bezüglich des Rotationsfehlers.

Dabei werden sowohl der Unterschied zwischen den um 0° geneigten Implantaten (M=0,90°, SD=0,74) zu den um 15° nach vestibulär angulierten Implantaten (M=0,48°, SD=0,42) ( $p < 0,001$ ) als auch der Unterschied zwischen den um 0° geneigten Implantaten (M=0,90°, SD=0,74) zu den um 20° nach mesial angulierten Implantaten (M=0,37°, SD=0,29) als statistisch signifikant ausgewiesen. Der Unterschied zwischen den um 15° nach vestibulär geneigten und den um 20° nach mesial angulierten Implantaten ist statistisch nicht signifikant ( $p = 0,228$ ).

Die Effektstärke der Implantatneigung auf die Rotation ist mit 26,8% (partielles  $\eta^2=0,268$ ) durchaus stark.

Der Einfluss der Angulation, das heißt der Winkel zur Oberfläche des Alveolarkammes, unter dem ein Implantat inseriert wurde, ist in der Literatur gut untersucht. Viele Arbeiten der letzten Jahre beschäftigen sich mit dieser Thematik.<sup>1, 6, 12, 28, 58, 59, 79, 81, 89, 96</sup> Während ein Teil der Autoren keinen Einfluss der Implantatneigung auf die Abformgenauigkeit findet, so ist bei anderen Autoren mit einer zunehmenden Ungenauigkeit zu rechnen, je größer der Winkel der Implantatneigung ist<sup>6, 12, 79, 96</sup>. Es wurden in diesen Arbeiten Implantatneigungen von bis zu 15° in vestibulo-oraler Richtung und von bis zu 30° mesio-distaler Richtung angegeben.

Die hier vorliegende Untersuchung hat statistisch signifikante Unterschiede in der Abformgenauigkeit, die in der Neigung der Abgeformten Implantate begründet sind, ebenfalls gefunden.

Dabei stimmen bezüglich des auftretenden Neigungsfehlers die hier gefundenen Ergebnisse mit der Literatur überein, bei zunehmendem Neigungswinkel der abgeformten Implantate ist mit einem zunehmenden Neigungsfehler der Laboranaloge im Gipsmodell zu rechnen.

Interessanterweise verhält es sich in dieser Untersuchung umgekehrt, was den Rotationsfehler angeht. Mit zunehmender Implantatneigung wird der auftretende Rotationsfehler kleiner, der größte Rotationsfehler wird bei den um 0° geneigten Implantaten gefunden. Günstigerweise spielt der Rotationsfehler bei um 0° geneigten Implantaten keine Rolle, da für die Versorgung keine abgewinkelten Abutments benutzt werden müssen und die geraden Abutments rotationssymmetrisch sind.

Somit sind die besten Abformergebnisse zu erwarten, wenn die Implantate möglichst ohne Neigung inseriert werden können.

## 6.2.5 Neigungs- und Rotationsänderungen in Abhängigkeit von der Verblockung

In dieser Untersuchung wurde versucht, durch eine einfache Methode der Verblockung der Abformpfosten vor Abformung mit dem MIRATRAY IMPLANT Abformlöffel eine Verbesserung zu erzielen im Vergleich zu einer Abformung, die mit dem identischen Abformmaterial mit einem individuellen Löffel gemacht wurde, hier ohne Verblockung der Abformpfosten.

In dieser Untersuchung konnte keine statistisch signifikante Verbesserung der Abformgenauigkeit durch die Verblockung der Abformpfosten, so wie sie in dieser Untersuchung durchgeführt wurde, erreicht werden.

Eine Verbesserung der Abformgenauigkeit durch die Verblockung der Abformpfosten wird in anderen Veröffentlichungen nachgewiesen.<sup>32, 61, 62, 82, 96</sup> Hierbei werden die besten Ergebnisse erzielt, wenn für die Verblockung eine möglichst starre Form verwendet wird, beispielsweise Metallbohrer, die dann mit einer nur geringen Menge eines Kunststoffes an den Abformpfosten befestigt werden.<sup>32</sup> Unterschiede lassen sich auch aufzeigen, wenn für die Verblockung unterschiedliche Kunststoffe verwendet werden. So werden genauere Abformergebnisse erzielt, wenn zur Verblockung ein Composit-Kunststoff verwendet wird, schlechtere Ergebnisse werden bei Verwendung von Pattern Resin erreicht.<sup>61</sup>

Nun sollte in dieser Studie untersucht werden, ob durch eine in der zahnärztlichen Praxis einfach zu handhabende Methode der Verblockung eine Verbesserung der Abformgenauigkeit bei der Verwendung des Abformlöffels MIRATRAY IMPLANT erzielt werden kann; durch die hier angewendete Methode ist dies nicht der Fall.

Am ehesten zu erklären ist dies durch die durch die Polymerisationschrumpfung entstehenden Spannungen im Verblockungskunststoff, die sich nach Entfernen der Abformung vom Urmodell lösen können. Deswegen werden anschließend bei der Modellherstellung die geschraubten Laborimplantate in nicht korrekter Position fixiert werden.

Wird eine starre Verblockung gewählt, wie dies beispielsweise bei der Verwendung von Metallbohrern zur interimplantären Verbindung der Fall ist, so entstehen nur geringste Spannungen dadurch, dass lediglich zum Fixieren des Bohrers eine kleinste Menge

Kunststoffes benötigt wird. Folglich wird auch die Polymerisationsschrumpfung entsprechend gering ausfallen und die Stellungsänderung der Abformpfosten in der Abformmasse wird ebenfalls minimal sein.

Dieses Vorgehen entspricht unserer Erfahrung nach jedoch nicht einer in der Praxis im Patientenmund einfach anzuwendenden Methode der Verblockung, so dass unterschiedliche Methoden zur Verblockung der Abformpfosten nicht weiter untersucht wurden.

### 6.3 Konklusion

Auf Grundlage der in dieser Untersuchung gewonnenen Erkenntnisse und vor dem Hintergrund der in der Literatur veröffentlichten Ergebnisse lässt sich sagen, dass der Folienabformlöffel MIRATRY IMPLANT im Vergleich zu dem als Goldstandard geltenden individuellen laborgefertigten Abformlöffeln ähnlich akzeptable Abformergebnisse liefert.

Das verwendete Implantatsystem beeinflusst die Güte der Dimensionstreuung der Abformung. Insgesamt finden sich Neigungsänderungen eher bei den BEGO-Implantaten, Rotationsfehler finden sich eher bei den CAMLOG-Implantaten.

Die als für die Implantatabformung am besten geeigneten Abformmaterialien, nämlich die Polyether und die A-Silikone, beeinflussen das Abformergebnis bezüglich der Rotation der abgeformten Implantate nicht maßgeblich, eine geringere Implantatneigungsänderung hingegen wird bei der Verwendung von Flexitime Monophase (A-Silikon) im Vergleich zu Impregum (Polyether) ausgewiesen.

Die Implantatneigung, mit der das Implantat in den Patientenknochen eingebracht wird, beeinflusst das Abformergebnis signifikant. Dabei ist es zur Vermeidung von Neigungsfehlern günstiger, wenn das abzuformende Implantat möglichst ohne Neigung inseriert wurde. Rotationsfehler sind dagegen am wenigsten bei den um 20° nach mesial geneigten Implantaten zu erwarten.

Eine Verblockung der Abformpfosten zur Verbesserung der Dimensionsgenauigkeit einer Abformung wird in der Literatur kontrovers diskutiert, überwiegend finden die Autoren positive Effekte. Die Verblockung der Abformpfosten kann eine Verbesserung der Abformgenauigkeit herbeiführen, nicht jedoch die in dieser Studie angewandte Methode.

Auf Grund der Tatsache, dass die Herstellung eines individuellen Löffels mehr Ressourcen einfordert (Situationsabformung mit Modellherstellung, Laborfertigung des individuellen Löffels, zusätzlicher Patiententermin, Einsatz von Praxispersonal) und die Ergebnisse dieser Untersuchung keine Nachteile in Bezug auf die Abformpräzision aufzeigen konnte, ist der Einsatz eines konfektionierten Folienabformlöffels durchaus zu empfehlen.

Die Parameter, die in dieser Untersuchung das Abformergebnis signifikant beeinflussen können, liegen nicht in der Hand des Prothetikers, der die Patienten nach erfolgter Implantatinsertion und Osseointegration zur weiteren Versorgung vom Chirurgen zugewiesen bekommt. Der Prothetiker hat keinen Einfluss auf die Auswahl des Implantatsystems, das der Chirurg verwendet und er hat keinen Einfluss auf die Implantatneigung, mit der der Chirurg das Implantat im Kieferknochen inseriert.

Er kann lediglich das Abformmaterial und den Abformlöffel auswählen. Diese Parameter beeinflussen das Abformergebnis aber nicht maßgeblich.

## 7 ZUSAMMENFASSUNG

Die Abformung von Implantaten mit einem individuellen Abformlöffel und einem A-Silikon oder einem Polyether gilt als Goldstandard.

Ziel dieser Untersuchung war es herauszufinden, ob die Abformung mit einem industriell hergestellten konfektionierten Folienabformlöffel (MIRATRAY IMPLANT) gleich gute dimensionsgetreue Ergebnisse liefert wie die Abformung mit einem laborgefertigten individuellen Löffel.

Grundlage für die Untersuchung war das Modell eines von Zahn 13 bis Zahn 23 teilbezahnten Oberkiefers, an den Positionen 14, 16 und 18 waren 3 Implantate der Firma BEGO, an den Positionen 24, 26 und 28 waren 3 Implantate der Firma CAMLOG inseriert. Damit das Modell einer klinischen Situation nahekommt, wurden die Implantate in den Regionen 14 und 24 um  $15^\circ$  nach vestibulär und die Implantate in den Regionen 18 und 28 um  $20^\circ$  nach mesial anguliert in das Modell eingebracht, die Implantate in den Regionen 16 und 26 wurden hingegen gerade eingebracht.

Die Abformungen erfolgten mit den beiden Abformmaterialien Impregum (Polyether) und Flexitime Monophase (A-Silikon) und beiden Löffeln (individueller Löffel und Folienabformlöffel) in Serien zu je 10 Abformungen. Zusätzlich wurden je 10 weitere Abformungen mit dem Folienabformlöffel und beiden Abformmaterialien genommen, nachdem zuvor die Abformpfosten mit einem autopolymerisierenden Kunststoff verblockt wurden.

Nachdem aus diesen Abformungen die Gipsmodelle hergestellt wurden, konnten anschließend die Modelle in der 3D-Koordinatenmessmaschine RAPID (Thome Präzision, Messel, Deutschland) mit Hilfe eigens angefertigter Messaufbauten bezüglich einer Neigungs- und einer Rotationsänderung der Implantate im Vergleich zum Urmodell vermessen.

Die Untersuchung zeigt statistisch nicht signifikante Unterschiede bei der Abformung von multiplen angulierten nicht verblockten Implantaten für die Implantatneigung und

die Implantatrotation, der Faktor Löffel (individuell oder konfektionierter Folienabformlöffel) spielt dabei keine Rolle.

Im Vergleich zu den CAMLOG-Implantaten ist bei der Abformung von BEGO-Implantaten mit kleineren Rotationsfehlern zu rechnen.

Das für die Abformung ausgewählte Abformmaterial beeinflusst das Abformergebnis. Eine geringere Implantatneigungsänderung wird bei der Verwendung von Flexitime Monophase (A-Silikon) im Vergleich zu Impregum (Polyether) ausgewiesen, für den zu erwartenden Rotationsfehler spielt die Wahl der hier getesteten Abformmaterialien keine Rolle.

Die Neigung des abzuformenden Implantates hat einen Einfluss auf die Abformgenauigkeit. Der auftretende Neigungsfehler ist um so größer, je größer die Implantatneigung ist, der Rotationsfehler nimmt mit zunehmender Implantatneigung hingegen ab.

Werden die Abformpfosten vor der Abformung mit dem MIRATRAY-Löffel mit einem autopolimerisierenden Kunststoff (hier: Pattern Resin) verblockt, so finden sich keine statistisch signifikanten Unterschiede im Vergleich zu den mit dem individuellen Löffel abgeformten nicht verblockten Implantate. Eine Verbesserung der Abformgenauigkeit mit dem Folienabformlöffel im Vergleich zum Goldstandard kann also durch die hier praktizierte Form der Verblockung nicht erreicht werden.

Der Folienabformlöffel MIRATRAY-IMPLANT liefert ähnlich genaue Abformergebnisse wie der laborgefertigte individuelle Abformlöffel und ist somit im klinischen Einsatz zu empfehlen.

## 8 SUMMARY

The open-tray technique with a custom acrylic tray and polyvinyl siloxane or polyether as the impression material is the gold-standard for implant impression.

The aim of this study was to evaluate the accuracy of a self-perforating impression tray employing foil technique (MIRATRAY IMPLANT) and to compare it to the accuracy of an implant impression taken with a custom acrylic tray.

In order to simulate the clinical situation of a patient, a reference model of a partially edentulous maxilla (teeth from 13-23) was fabricated and 6 implants were placed in an angulated position in the following regions: first premolars (15° to vestibular), first molars (rectangular) and wisdom teeth (20° to mesial).

The implant-systems Bego-RI-Implants (Bego-Semandos, Bremen) and CAMLOG-Conelog Screw-Line-Implants (CAMLOG, Wimsheim) were included in this study, whereas BEGO-implants were placed on the right side and CAMLOG-implants were placed on the left side of the upper-jaw-model.

The impressions were carried out using two different types of trays, custom-made laboratory-fabricated impression-trays and Miratray-Implant impression-trays, which include a 15µm pierceable foil at the bottom. Two different impression-materials were tested with each type of tray: polyether (PE) (Impregum-Penta, 3M-Espe, Seefeld) and polyvinyl siloxane (PVS) (Fexitime Monophase, Heraeus-Kulzer, Hanau). Another 20 impressions were taken with both materials PE and PVS with the Miratray-implant tray after splinting the impression copings with pattern resin.

Typ IV-gypsum-casts (Fuji-Rock-EP, GC-Dental, Leuven, Belgien) were poured from each of the 60 impressions and digitalized using 3D-coordinate-measuring machine RAPID (Thome Präzision, Messel). The upper-jaw-model was digitalized as reference

and deviations were determined with the Metrolog-XG-Vers.-13.006 software. The mean values of the samples were calculated by ANOVA.

The different tray types tested in this study (custom-made laboratory-fabricated impression-trays and MIRATRAY IMPLANT impression-tray) produce similar accuracy results.

The transfer accuracy of the intraoral implant position on the working cast is dependent on the implant system. The implant system significantly influenced the transfer accuracy for rotation, BEGO implants showed less change of rotation.

The choice of impression-material (Polyether/A-silicone) exhibited a significant impact on the accuracy of the impression. Using an A-silicone lead to significant better results for the change of gradient of the implant.

Implant-angulation had a significant effect on the impression-accuracy of multiple, angled and unsplinted implants. Exclusively the difference between the 0° angulated implants and the 15° angulated implants showed no significance for the change of gradient of the implant.

The statistical analyses revealed that there is no significant difference between the splinted impressions (MIRATRAY IMPLANT impression tray) and the unsplinted impressions (custom-made laboratory-fabricated impression-tray). In this study splinting didn't lead to more accurate impressions.

The results of this study imply that there is no difference in accuracy between the two tray-systems tested. The MIRATRAY-IMPLANT-trays seem to provide this similarly accurate results as the current gold-standard, the custom-made laboratory-fabricated impression-trays. It can be recommended for clinical use.

## 9 VERZEICHNISSE

### 9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1: Aufbau des BEGO Semados RI-Implantates	4
Abbildung 2-2: geschlitzter Abformpfosten des BEGO Semados RI Implantates	6
Abbildung 2-3: das CAMLOG CONELOG SCREW-LINE Implantat	6
Abbildung 2-4: Aufbau des CAMLOG Implantates	6
Abbildung 2-5: Abformpfosten CAMLOG	8
Abbildung 2-6: Nuten-Innendesign des CAMLOG Implantates	8
Abbildung 4-1: Konstruktionszeichnung (Urmodell) des Edelstahlskelettes, der Röhren zur Aufnahme der Implantate und der Messaufbauten	21
Abbildung 4-2: das Implantat-Urmodell mit aufgeschraubten Abutments	22
Abbildung 4-3: Folienabformlöffel Miratray IMPLANT mit durchstoßener Folie, Abformmaterial Impregum	26
Abbildung 4-4: Folienabformlöffel Miratray IMPLANT, Abformmaterial Flexi Time	26
Abbildung 4-5: Urmodell zur Verblockung vorbereitet	27
Abbildung 4-6: Verblockung im 2. Quadranten erfolgt	27
Abbildung 4-7: Verblockung vollständig erfolgt	27
Abbildung 4-8: 3D-Koordinaten-Messmaschine RAPID von THOME PRÄZISION	29
Abbildung 4-9: in die Messmaschine eingespanntes Urmodell mit aufgeschraubten Messaufbauten	30
Abbildung 5-1: Messgenauigkeit Maschine, Neigungsänderung (Gruppen I-IV: vgl. auch Seite 32)	37
Abbildung 5-2: Messgenauigkeit Maschine, Rotation (Gruppen I-IV: vgl. auch Seite 32)	38
Abbildung 5-3: Neigungsänderungen Individueller Löffel vs. Miratray	41
Abbildung 5-4: Neigungsänderungen, CAMLOG vs. BEGO	42
Abbildung 5-5: Neigungsänderungen, Flexitime vs. Impregum (Implantate: 1=Position 28, CAMLOG, 20° mesial ; 2=Position 26, CAMLOG, 0°; 3=Position 24, CAMLOG, 15° vestibulär; 4=Position 14, BEGO, 15° vestibulär; 5=Position 16, BEGO, 0°; 6=Position 18, BEGO, 20° mesial)	43
Abbildung 5-6: Neigungsänderungen bei unterschiedlichen Implantatneigungen	44
Abbildung 5-7: Interaktion zwischen Implantathersteller und Implantatneigung, Rotation (n=240)	47
Abbildung 5-8: Rotation, Individueller Löffel vs. Miratray	48

Abbildung 5-9: Rotation, CAMLOG vs. BEGO	49
Abbildung 5-10: Rotation, Impregum vs. Flexitime	50
Abbildung 5-11: Rotation bei unterschiedlichen Implantatneigungen	51
Abbildung 5-12: Rotation, Interaktion zwischen Verblockung und Implantatneigung	55
Abbildung 5-13: Rotation, Interaktion zwischen Verblockung und Implantatneigung, BEGO	56
Abbildung 5-14: Rotation, CAMLOG vs. BEGO bei unterschiedlicher Implantatneigung	57

## 9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Abformgruppen	26
Tabelle 2: Haupteffekte und Interaktionen bei unverblochten Implantaten (Neigungsänderung), n=240	40
Tabelle 3: Haupteffekte und Interaktionen bei unverblochten Implantaten, Rotation (n=240)	46
Tabelle 4: Haupteffekte und Interaktionen Individueller Löffel, nicht verblockt, vs. Miratray Löffel, verblockt, Neigungsänderungen	53
Tabelle 5: Haupteffekte und Interaktionen Individueller Löffel, nicht verblockt, vs. Miratray Löffel, verblockt, ohne einen Ausreißer, Neigungsänderungen	53
Tabelle 6: Interaktionen Individueller Löffel, nicht verblockt, vs. Miratray Löffel, verblockt, Rotation	54

## 10 LITERATURVERZEICHNIS

1. Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;**28** (1):149-157.
2. Al Quran FA, Rashdan BA, Zomar AA, Weiner S. Passive fit and accuracy of three dental implant impression techniques. *Quintessence Int* 2012;**43** (2):119-125.
3. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;**11** (2):216-222.
4. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;**14** (6):885-888.
5. Assuncao WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1--Influence of transfer copings surface abrasion. *J Prosthodont* 2008;**17** (8):641-647.
6. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant dentistry* 2004;**13** (4):358-366.
7. Assuncao WG, Gomes EA, Tabata LF, Gennari-Filho H. A comparison of profilometer and AutoCAD software techniques in evaluation of implant angulation in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;**23** (4):618-622.
8. Assuncao WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes EA. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant dentistry* 2008;**17** (3):248-256.
9. Augthun M, Mundt T. Implantatprothetische Konzepte zur Ergänzung der verkürzten Zahnreihe. 2008, DGZMK.
10. Bader F, Setz J. Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 1991;**46**:346-348.
11. Baig MR. Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;**29** (4):869-880.
12. Baig MR. Multi-unit implant impression accuracy: A review of the literature. *Quintessence Int* 2014;**45** (1):39-51.
13. Balkenhol M, Haunschild S, Erbe C, Wostmann B. Influence of prolonged setting time on permanent deformation of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 2010;**103** (5):288-294.

14. Balouch F, Jalalian E, Nikkheslat M, Ghavamian R, Toopchi S, Jallalian F, et al. Comparison of Dimensional Accuracy between Open-Tray and Closed-Tray Implant Impression Technique in 15 degrees Angled Implants. *Journal of dentistry* 2013;**14** (3):96-102.
15. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1993;**2** (2):75-82.
16. BEGO; Gebrauchsinformation [aktualisiert am 27.05.2015]. Link: [www.bego.com](http://www.bego.com).
17. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clinical oral implants research* 2001;**12** (1):26-34.
18. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery* 1969;**3** (2):81-100.
19. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent* 1997;**77** (1):68-75.
20. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent* 2003;**89** (3):250-255.
21. Buzayan M, Baig MR, Yunus N. Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;**28** (6):1512-1520.
22. Calesini G, Zarone F, Sorrentino R, Micarelli C, Fabianelli A, Papacchini F, et al. Effect of 2 impression techniques on the dimensional accuracy of working implant prosthesis models: an in vitro study. *The Journal of craniofacial surgery* 2014;**25** (3):822-827.
23. camlog; CONELOG Produktbroschüre [aktualisiert am 27.05.2015]. Link: [www.camlog.de](http://www.camlog.de).
24. Carrotte PV, Johnson A, Winstanley RB. The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work--an investigation and review. *British dental journal* 1998;**185** (11-12):580-585.
25. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. 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** (5):761-768.
26. Clementini M, Morlupi A, Canullo L, Agrestini C, Barlattani A. Success rate of dental implants inserted in horizontal and vertical guided bone regenerated areas: a

systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 2012;**41** (7):847-852.

27. Cohen J. A Power Primer. *Psychological Bulletin* 1992;**112**:155-159.
28. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* 2007;**97** (6):349-356.
29. Craig RG, Sun Z. Trends in elastomeric impression materials. *Operative dentistry* 1994;**19** (4):138-145.
30. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont* 2001;**14** (2):152-158.
31. de Avila ED, Barros LA, Del'Acqua MA, Castanharo SM, Mollo Fde A, Jr. Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: an in vitro study. *Journal of prosthodontic research* 2013;**57** (4):268-274.
32. de Avila ED, de Matos Moraes F, Castanharo SM, Del'Acqua MA, de Assis Mollo F, Jr. Effect of splinting in accuracy of two implant impression techniques. *J Oral Implantol* 2014;**40** (6):633-639.
33. Del'Acqua MA, Chavez AM, Castanharo SM, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. The effect of splint material rigidity in implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;**25** (6):1153-1158.
34. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;**23** (2):226-236.
35. Del'acqua MA, de Avila ED, Amaral AL, Pinelli LA, de Assis Mollo F, Jr. Comparison of the accuracy of plastic and metal stock trays for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;**27** (3):544-550.
36. Di Fiore A, Meneghello R, Savio G, Sivoletta S, Katsoulis J, Stellini E. In Vitro Implant Impression Accuracy Using a New Photopolymerizing SDR Splinting Material. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015.
37. Dullabh HD, Sykes LM. The accuracy of three impression transfer techniques for implant supported prostheses. *SADJ* 2008;**63** (8):458, 460-452, 464-455.
38. Ebadian B, Rismanchian M, Dastgheib B, Bajoghli F. Effect of different impression materials and techniques on the dimensional accuracy of implant definitive casts. *Dental research journal* 2015;**12** (2):136-143.
39. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15** (5):662-667.

40. Engel E, Weber H. Treatment of edentulous patients with temporomandibular disorders with implant-supported overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;**10** (6):759-764.
41. Faria AC, Rodrigues RC, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. *Brazilian oral research* 2008;**22** (4):293-298.
42. Field A. Discovering statistics using IBM SPSS statistics. *Sage* 2013.
43. Filho HG, Mazaro JV, Vedovatto E, Assuncao WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont* 2009;**18** (2):172-176.
44. Forrester-Baker L, Seymour KG, Samarawickrama D, Zou L, Cherukara G, Patel M. A comparison of dimensional accuracy between three different addition cured silicone impression materials. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 2005;**13** (2):69-74.
45. Glockengiesser J. Untersuchung zur Genauigkeit verschiedener Abformmethoden in Kombination verschiedener Abformmaterialien bei Verwendung des BRANEMARK-Implantatsystems. Philipps-Universität Marburg; 2003 (Dissertation).
46. Gokcen-Rohlig B, Ongul D, Sancakli E, Sermet B. Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy. *Implant dentistry* 2014;**23** (3):283-288.
47. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1990;**63** (1):12-15.
48. Gutwald R, Gellrich, N.-C., Schmelzeisen, R. Einführung in die zahnärztliche Chirurgie und Implantologie. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2010.
49. Hariharan R, Shankar C, Rajan M, Baig MR, Azhagarasan NS. Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using various splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;**25** (1):38-44.
50. Haselhuhn K. Entwicklung eines neuen Implantatabformlöffels mit einer Folientechnik. *Implantologie* 2010;**18** (4):441-449.
51. Haselhuhn K, Wolfart, S. Vergleichende Untersuchung zur Abformgenauigkeit bei multiplen Implantaten unter Verwendung von zwei unterschiedlichen Abformlöffeln. Posterpräsentation, Jahrestagung der DGI, Hamburg 2010.
52. Hassfurth U. Vergleichende Darstellung zweier Implantatabformungstechniken an Hand in vitro Abformung eines Implantatmodells. Justus-Liebig-Universität; 2000 (Dissertation).

53. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000;**83** (5):555-561.
54. Hirschfelder C, Grüner M, Stark H, Helfgen EH. Dimensionsstabilität von Abdrucklöffeln und -material mit Blick auf die offene Implantatabformung. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 2008;**63**:418-423.
55. Horton RL. The General Linear Model. In: University L, editor. New York; 1978. S.36-57.
56. Hoyos A, Soderholm KJ. Influence of tray rigidity and impression technique on accuracy of polyvinyl siloxane impressions. *Int J Prosthodont* 2011;**24** (1):49-54.
57. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent* 1992;**67** (5):583-589.
58. Jang HK, Kim S, Shim JS, Lee KW, Moon HS. Accuracy of impressions for internal-connection implant prostheses with various divergent angles. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;**26** (5):1011-1015.
59. Jo SH, Kim KI, Seo JM, Song KY, Park JM, Ahn SG. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics* 2010;**2** (4):128-133.
60. Johnson GH, Lepe X, Aw TC. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. *J Prosthet Dent* 2003;**90** (4):354-364.
61. Kamrani FA, Namazi AH, Hamedy R, Ghadiri P. Accuracy of an open-tray implant impression technique with 3 splinting materials: an in vitro study. *General dentistry* 2014;**62** (2):62-66.
62. Kim JH, Kim KR, Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2015;**114** (2):185-192 e181.
63. Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;**21** (5):747-755.
64. König M, Rehmann, P. et al. Abformung in der Implantologie. *ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2006;**12**:560-566.
65. Körber K, Ludwig K. Zahnärztliche Werkstoffe und Technologie. Stuttgart: Thieme-Verlag 1993.
66. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2008;**100** (4):285-291.

67. Lee YJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;**24** (5):823-830.
68. Lehmann KM. Abformung und Modellherstellung. München: *Urban & Schwarzenberg* 1987.
69. Leonhardt A, Renvert S, Dahlen G. Microbial findings at failing implants. *Clinical oral implants research* 1999;**10** (5):339-345.
70. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. *Journal of oral rehabilitation* 2000;**27** (7):629-638.
71. Ludwig K. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Berlin: *Quintessenz Verlag* 2005.
72. Marotti J, Tortamano P, Castilho TR, Steagall W, Jr., Wolfart S, Haselhuhn K. Accuracy of a self-perforating impression tray for dental implants. *J Prosthet Dent* 2014;**112** (4):843-848.
73. Martinez-Rus F, Garcia C, Santamaria A, Ozcan M, Pradies G. Accuracy of definitive casts using 4 implant-level impression techniques in a scenario of multi-implant system with different implant angulations and subgingival alignment levels. *Implant dentistry* 2013;**22** (3):268-276.
74. Marxkors R. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 4. Auflage. Auflage. *Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV, Köln* 2007.
75. Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2005.
76. Meiners H. Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien. München: *Hanser Verlag* 1977.
77. Millstein P, Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *Journal of oral rehabilitation* 1998;**25** (8):645-648.
78. Moreira AH, Rodrigues NF, Pinho AC, Fonseca JC, Vilaca JL. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015.
79. Mpikos P, Kafantaris N, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;**27** (6):1422-1428.
80. Müller A. Untersuchung zur Mikrobewegung von dentalen Implantaten im spongiosen Knochenpräparat des Rindes unter horizontaler Belastung. 2010 (Dissertation).

81. Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;**29** (4):836-845.
82. Pujari M, Garg P, Prithviraj DR. Evaluation of accuracy of casts of multiple internal connection implant prosthesis obtained from different impression materials and techniques: an in vitro study. *J Oral Implantol* 2014;**40** (2):137-145.
83. Rehmann P, Schierz S, Winkler G, Wöstmann B. Die Implantatabformung - drei Techniken im Überblick. *Implantologie Journal* 2010;**6**:18-20.
84. Richter E-J. Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen. *Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen* 1992 (Medizinische Habilitation).
85. Rocchietta I, Fontana F, Simion M. Clinical outcomes of vertical bone augmentation to enable dental implant placement: a systematic review. *Journal of clinical periodontology* 2008;**35** (8 Suppl):203-215.
86. Rueda LJ, Sy-Munoz JT, Naylor WP, Goodacre CJ, Swartz ML. The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. *Int J Prosthodont* 1996;**9** (4):367-373.
87. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant dentistry* 2001;**10** (2):85-92.
88. Samet N, Shohat M, Livny A, Weiss EI. A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. *J Prosthet Dent* 2005;**94** (2):112-117.
89. Shim JS, Ryu JJ, Shin SW, Lee JY. Effects of Implant Angulation and Impression Coping Type on the Dimensional Accuracy of Impressions. *Implant dentistry* 2015.
90. straumann; Kurzanleitung für die Abformung von Straumann Implantaten [aktualisiert am 27.05.2016]. Link: [www.straumann.de](http://www.straumann.de).
91. Streckbein R-G, Streckbein, S., Streckbein, P. Results of small-diameter implant treatment of the Compress-System in toothless alveolar ridge affected with a reduced horizontal bone diameter. *Z Zahnärztl Impl* 2002;**18** (1):29-34.
92. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Curriculum Prothetik - Band II. Berlin: *Quintessenz Verlag* 2011.
93. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clinical oral implants research* 2004;**15** (6):654-666.

94. Teo JW, Tan KB, Nicholls JI, Wong KM, Uy J. Three-dimensional accuracy of plastic transfer impression copings for three implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;**29** (3):577-584.
95. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, 2nd, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont* 2002;**11** (2):98-108.
96. Tsagkalidis G, Tortopidis D, Mpikos P, Kaisarlis G, Koidis P. Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *J Prosthet Dent* 2015.
97. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003;**89** (2):186-192.
98. Viohl J. Abformwerkstoffe. in: Eichner, K, Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Stuttgart: *Thieme Verlag* 2000.
99. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000;**83** (3):323-331.
100. Wegner K, Weskott K, Zenginel M, Rehmann P, Wostmann B. Effects of implant system, impression technique, and impression material on accuracy of the working cast. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;**28** (4):989-995.
101. Weskott K. Dimensionsgenauigkeit von Abformmaterialien bei der offenen und geschlossenen Implantatabformung zweier unterschiedlicher Implantatsysteme. Justus-Liebig-Universität Gießen; 2011 (Diss.).
102. Wichmann M, Borchers L, Limmroth E. [Measuring the accuracy of various elastomeric impression materials using a CNC coordinate measuring device (Part 1)]. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 1990;**45** (8):499-502.
103. Wirz J. Die Bedeutung des individuellen Abformlöffels. *Die Quintessenz der Zahntechnik* 1998;**24**:907-915.
104. Wirz J, Wöstmann B. Die Präzisionsabformung. *3M Espe* 1999.
105. Wismeijer D, Van Waas MA, Vermeeren JI, Mulder J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 1997;**26** (4):263-267.
106. Wöstmann B. Abformung und Modellherstellung. in: Kronen und Brückenprothetik. München: *Urban & Fischer Verlag* 1999.
107. Wöstmann B. Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. *Zahnärztl Mitt* 2005;**95**:2856.

108. Wöstmann B. Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. *ZM* 1999(89):1216-1225.
109. Wöstmann B. Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Münster: 1992 (Habilitationsschrift).
110. Wöstmann B, Hassfurth U, Balkenhol M, Ferger P. Influence of Impression Technique and Material on the Transfer Accuracy of the Implant Position onto the Working Cast. *J Dent Res* 2003:B-392.
111. Wöstmann B, Höing M. Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 1998(53):753-756.
112. Wöstmann B, Koniaris A, Ferger P. Der Einfluß von Feuchtigkeit auf die Abformgenauigkeit in einem Sulkus-Fluid-Flow-Modell. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 1999;54:631-633.
113. Wostmann B, Rehmann P, Balkenhol M. Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions. *Int J Prosthodont* 2008;21(4):299-301.

# 11 ANHANG

## 11.1 Syntax

\*//////////////////////////////////// NEIGUNG //////////////////////////////////////.

```
USE ALL.
COMPUTE filter_$=(VERBLOCKUNG=0).
VARIABLE LABELS filter_$ 'VERBLOCKUNG=0 (FILTER)'.
VALUE LABELS filter_$ 0 'Not Selected' 1 'Selected'.
FORMATS filter_$ (f1.0).
FILTER BY filter_$.
EXECUTE.
```

```
UNIANOVA neigungsänderung_betrag BY HERSTELLER LÖFFEL ABFORMMATERIAL
IMPLANTATNEIGUNG
/METHOD=SSTYPE(3)
/INTERCEPT=INCLUDE
/PLOT=PROFILE(ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG*HERSTELLER)
/EMMEANS=TABLES(HERSTELLER) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(LÖFFEL) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(ABFORMMATERIAL) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(IMPLANTATNEIGUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/PRINT=ETASQ HOMOGENEITY DESCRIPTIVE
/CRITERIA=ALPHA(.05)
/DESIGN=HERSTELLER LÖFFEL ABFORMMATERIAL IMPLANTATNEIGUNG
HERSTELLER*LÖFFEL
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG
LÖFFEL*ABFORMMATERIAL
LÖFFEL*IMPLANTATNEIGUNG ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG
HERSTELLER*LÖFFEL*ABFORMMATERIAL
HERSTELLER*LÖFFEL*IMPLANTATNEIGUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG
LÖFFEL*ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG
HERSTELLER*LÖFFEL*ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG.
```

```
USE ALL.
COMPUTE filter_$=((VERBLOCKUNG=1 and LÖFFEL=2) OR LÖFFEL=1).
VARIABLE LABELS filter_$ '(VERBLOCKUNG=1 and LÖFFEL=2) OR LÖFFEL=1 (FILTER)'.
VALUE LABELS filter_$ 0 'Not Selected' 1 'Selected'.
FORMATS filter_$ (f1.0).
FILTER BY filter_$.
EXECUTE.
```

```
UNIANOVA neigungsänderung_betrag BY HERSTELLER ABFORMMATERIAL
IMPLANTATNEIGUNG VERBLOCKUNG
/METHOD=SSTYPE(3)
/INTERCEPT=INCLUDE
/SAVE=ZRESID
/EMMEANS=TABLES(HERSTELLER) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(ABFORMMATERIAL) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(IMPLANTATNEIGUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(VERBLOCKUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
```

```

/PRINT=ETASQ HOMOGENEITY DESCRIPTIVE
/CRITERIA=ALPHA(.05)
/DESIGN=HERSTELLER ABFORMMATERIAL IMPLANTATNEIGUNG VERBLOCKUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL
  HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG HERSTELLER*VERBLOCKUNG
ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG
  ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG
  HERSTELLER*ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG
  ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG.

```

\*Problem 1: ein Ausreißer, Vorsicht!.

\* Sensitivitätsanalyse.

TEMPORARY.

SELECT IF neigungsänderung\_betrag LT 1.4.

UNIANOVA neigungsänderung\_betrag BY HERSTELLER ABFORMMATERIAL  
IMPLANTATNEIGUNG VERBLOCKUNG

/METHOD=SSTYPE(3)

/INTERCEPT=INCLUDE

/SAVE=ZRESID

/EMMEANS=TABLES(HERSTELLER) COMPARE ADJ(BONFERRONI)

/EMMEANS=TABLES(ABFORMMATERIAL) COMPARE ADJ(BONFERRONI)

/EMMEANS=TABLES(IMPLANTATNEIGUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI)

/EMMEANS=TABLES(VERBLOCKUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI)

/PRINT=ETASQ HOMOGENEITY DESCRIPTIVE

/CRITERIA=ALPHA(.05)

/DESIGN=HERSTELLER ABFORMMATERIAL IMPLANTATNEIGUNG VERBLOCKUNG

HERSTELLER\*ABFORMMATERIAL

HERSTELLER\*IMPLANTATNEIGUNG HERSTELLER\*VERBLOCKUNG

ABFORMMATERIAL\*IMPLANTATNEIGUNG

ABFORMMATERIAL\*VERBLOCKUNG IMPLANTATNEIGUNG\*VERBLOCKUNG

HERSTELLER\*ABFORMMATERIAL\*IMPLANTATNEIGUNG

HERSTELLER\*ABFORMMATERIAL\*VERBLOCKUNG

HERSTELLER\*IMPLANTATNEIGUNG\*VERBLOCKUNG

ABFORMMATERIAL\*IMPLANTATNEIGUNG\*VERBLOCKUNG

HERSTELLER\*ABFORMMATERIAL\*IMPLANTATNEIGUNG\*VERBLOCKUNG.

\* -> Verblock ung nun knapp n.s.

\*Problem 2: Var.het.

EXAMINE VARIABLES=ZRE\_8 BY HERSTELLER ABFORMMATERIAL IMPLANTATNEIGUNG  
VERBLOCKUNG

/PLOT BOXPLOT SPREADLEVEL(1)

/COMPARE GROUPS

/STATISTICS NONE

/CINTERVAL 95

/MISSING LISTWISE

/NOTOTAL.

\*Var het stammt aus allen Faktoren außer Hersteller.

MIXED neigungsänderung\_betrag BY HERSTELLER IMPLANTATNEIGUNG ABFORMMATERIAL  
VERBLOCKUNG

/CRITERIA=CIN(95) MXITER(100) MXSTEP(10) SCORING(1) SINGULAR(0.000000000001)

HCONVERGE(0,

ABSOLUTE) LCONVERGE(0, ABSOLUTE) PCONVERGE(0.000001, ABSOLUTE)

/FIXED=HERSTELLER IMPLANTATNEIGUNG ABFORMMATERIAL VERBLOCKUNG

HERSTELLER\*IMPLANTATNEIGUNG

HERSTELLER\*ABFORMMATERIAL HERSTELLER\*VERBLOCKUNG

IMPLANTATNEIGUNG\*ABFORMMATERIAL

```

IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG*ABFORMMATERIAL
HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG
IMPLANTATNEIGUNG*ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG*ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG
| SSTYPE(3)
/METHOD=REML
/REPEATED=IMPLANTATNEIGUNG*ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG |
SUBJECT(Zeilenummer) COVTYPE(DIAG)
/EMMEANS=TABLES(HERSTELLER) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(IMPLANTATNEIGUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(ABFORMMATERIAL) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(VERBLOCKUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI).

```

TEMPORARY.

```

SELECT IF neigungsänderung_betrag LT 1.4.
MIXED neigungsänderung_betrag BY HERSTELLER IMPLANTATNEIGUNG ABFORMMATERIAL
VERBLOCKUNG
/CRITERIA=CIN(95) MXITER(100) MXSTEP(10) SCORING(1) SINGULAR(0.000000000001)
HCONVERGE(0,
ABSOLUTE) LCONVERGE(0, ABSOLUTE) PCONVERGE(0.000001, ABSOLUTE)
/FIXED=HERSTELLER IMPLANTATNEIGUNG ABFORMMATERIAL VERBLOCKUNG
HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL HERSTELLER*VERBLOCKUNG
IMPLANTATNEIGUNG*ABFORMMATERIAL
IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG*ABFORMMATERIAL
HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG
IMPLANTATNEIGUNG*ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG*ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG
| SSTYPE(3)
/METHOD=REML
/REPEATED=IMPLANTATNEIGUNG*ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG |
SUBJECT(Zeilenummer) COVTYPE(DIAG)
/EMMEANS=TABLES(HERSTELLER) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(IMPLANTATNEIGUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(ABFORMMATERIAL) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(VERBLOCKUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI).

```

\* Ergebnis:

Nichtverblockt Individueller Löffel versus Verblockt MIRATRaY erweist sich als knapp sig (p=0,031), schwacher Effekt. Verblockt Mira etwas besser.

\*Das Ergebnis wird nicht wesentlich beeinflusst durch Varianzheterogenität (Validierung der Ergebnisse mit MIXED).

\*ABER: Das Ergebnis wird wesentlich beeinflusst durch einen Ausreißer in der Bedingungskombination Ind.Löffel, BEGO, Neigung 20Grad, Impregum. Wert 1,4, nächster wäre 1,0!

\* Ergebnisse ohne diesen Ausreißer: Unterschiede schwächer, knapp n.s.

\*//////////////////// ROTATION //////////////////////////////////////.

USE ALL.

```

COMPUTE filter_$=(VERBLOCKUNG=0).
VARIABLE LABELS filter_$ 'VERBLOCKUNG=0 (FILTER)'.
VALUE LABELS filter_$ 0 'Not Selected' 1 'Selected'.
FORMATS filter_$ (f1.0).
FILTER BY filter_$.

```

EXECUTE.

```
UNIANOVA rotation_betrag BY HERSTELLER LÖFFEL ABFORMMATERIAL
IMPLANTATNEIGUNG
/METHOD=SSTYPE(3)
/INTERCEPT=INCLUDE
/PLOT=PROFILE(HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG)
/PLOT=PROFILE(LÖFFEL*IMPLANTATNEIGUNG)
/EMMEANS=TABLES(HERSTELLER) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(LÖFFEL) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(ABFORMMATERIAL) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(IMPLANTATNEIGUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/PRINT=ETASQ HOMOGENEITY DESCRIPTIVE
/SAVE=ZRESID
/CRITERIA=ALPHA(.05)
/DESIGN=HERSTELLER LÖFFEL ABFORMMATERIAL IMPLANTATNEIGUNG
HERSTELLER*LÖFFEL
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG
LÖFFEL*ABFORMMATERIAL
LÖFFEL*IMPLANTATNEIGUNG ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG
HERSTELLER*LÖFFEL*ABFORMMATERIAL
HERSTELLER*LÖFFEL*IMPLANTATNEIGUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG
LÖFFEL*ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG
HERSTELLER*LÖFFEL*ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG.
```

USE ALL.

```
COMPUTE filter_$=((VERBLOCKUNG=1 and LÖFFEL=2) OR LÖFFEL=1).
VARIABLE LABELS filter_$ '(VERBLOCKUNG=1 and LÖFFEL=2) OR LÖFFEL=1 (FILTER)'.
VALUE LABELS filter_$ 0 'Not Selected' 1 'Selected'.
FORMATS filter_$ (f1.0).
FILTER BY filter_$.
```

```
EXECUTE.
UNIANOVA rotation_betrag BY HERSTELLER ABFORMMATERIAL IMPLANTATNEIGUNG
VERBLOCKUNG
/METHOD=SSTYPE(3)
/INTERCEPT=INCLUDE
/PLOT=PROFILE(VERBLOCKUNG*IMPLANTATNEIGUNG*HERSTELLER)
/EMMEANS=TABLES(HERSTELLER) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(ABFORMMATERIAL) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(IMPLANTATNEIGUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/EMMEANS=TABLES(VERBLOCKUNG) COMPARE ADJ(BONFERRONI)
/PRINT=ETASQ HOMOGENEITY DESCRIPTIVE
/CRITERIA=ALPHA(.05)
/DESIGN=HERSTELLER ABFORMMATERIAL IMPLANTATNEIGUNG VERBLOCKUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL
HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG HERSTELLER*VERBLOCKUNG
ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG
ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG
ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG
HERSTELLER*ABFORMMATERIAL*IMPLANTATNEIGUNG*VERBLOCKUNG.
```

## 12 PUBLIKATIONSVERZEICHNIS

Ruttmann E, Hoffmann-Biehl S, Streckbein P, Wöstmann B. Implant Angulation And Accuracy of Implant Impressions. Posterpräsentation. *45th Annual Meeting And Exhibition of The American Association For Dental Research (AADR), Los Angeles, California, USA, 16. - 19.03.2016*

## 13 ERKLÄRUNG

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

---

Ort, Datum

---

Unterschrift

## 14 DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Bernd Wöstmann für die Überlassung des Dissertationsthemas sowie die Unterstützung bei der Erstellung der Arbeit. Seine offene und unkomplizierte Art sowie seine stets zielführenden Anregungen waren bei der Bearbeitung des Themas immer sehr hilfreich.

Ebenfalls bedanke ich mich bei Herrn Privatdozenten Dr. Dr. Philipp Streckbein für die Grundidee zu dieser Untersuchung und die Etablierung des hier verwendeten Implantat-Urmodelles. Durch sein kontinuierliches Drängen konnte die Arbeit zu einem positiven Ende geführt werden. Alles, was er für mich tun konnte, hat er immer in Rekordzeit erledigt.

Dank aussprechen möchte ich auch Herrn Ulrich Heun und Herrn Dipl.-Ing. Michael Köhl, die mir bei den Laborarbeiten und bei der Vermessung der Modelle stets hilfreich zur Seite gestanden haben. Auch Herrn Dr. Thomas Niem danke ich an dieser Stelle.

Herrn Dr. Johannes Herrmann danke ich für die Unterstützung bei der statistischen Aufbereitung der Daten.

Der herzlichste Dank gilt aber meiner Familie, meiner lieben Frau Angelika, meinen Töchtern Franziska und Amelie sowie meinem Sohn Nikolas. Ihr wisst, wofür!

## 15 LEBENSLAUF

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

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