

Vergleichende Untersuchungen zur Präzision von

Abformmaterialien und Abformtechniken

bei Ankylos- und Xive-Implantatsystemen

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Mohamad Salman, Syrien

Gießen, (2016)

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen
Leiter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann
Gutachter: PD Dr. Dr. Heidrun Schaaf
Betreuer: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Tag der Disputation: 27. September 2016

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	4
2. Literaturverzeichnis	5
2.1 Allgemeines über zahnärztliche Implantate	5
2.1.1 Einteilung der Implantate	6
2.1.2 Vergleich der Mobilität zwischen natürlichen Zähnen und Implantaten	10
2.2 Allgemeines über Abformmaterialien	11
2.2.1 Bedeutung der Abformung	11
2.2.2 Der Einfluss der Implantatabformung auf Misserfolg der Implantate	11
2.2.3 Elastomere Abformmaterialien	13
2.3 Herstellung der Arbeitsmodells	19
2.4 Die Abformmethoden in der Implantologie	21
2.4.1 Einphasenabformung	21
2.4.2 Doppelmischabformung	22
2.5 Übertragungstechniken bei der Abformung von Implantaten	22
2.5.1 Repositionstechnik	23
2.5.2 Pick-up-Technik	23
2.6 Abformlöffel	26
2.6.1 Konfektionierter Abformlöffel	27
2.6.2 Individueller Abformlöffel	28
2.7 Andere Faktoren, die die Genauigkeit der Implantatabformung beeinflussen	31
2.7.1 Modifikation der Abformpfosten	31
2.7.2 Angulation der Implantate	31
2.8 Die Implantatsysteme Ankylos und Xive	31
2.8.1 Ankylos-Zahnimplantate	32
2.8.2 Xive-Zahnimplantate	33
2.9 Methoden zur Beurteilung der Präzision von Abformungen	35
3. Ziel der Arbeit	38
4. Material und Methode	39
4.1 Verwendete Materialien	39
4.1.1 Abformmaterialien	39
4.1.2 Adhäsivlacke	40
4.1.3 Abformlöffel	40
4.1.4 Gipsmodell	41

4.2	Untersuchte Abformtechniken	42
4.2.1	Geschlossene Abformung	42
4.2.2	Offene Abformung	43
4.3	Implantat-Urmodell	43
4.3.1	Beschreibung	43
4.3.2	Herstellung des Implantat-Urmodells	44
4.4	Versuchsdurchführung	45
4.4.1	Rahmenbedingung	45
4.4.2	Durchführung der Abformung	45
4.4.3	Herstellung des Gipsmodells	46
4.5	Modellvermessung	48
4.5.1	Messmaschine	48
4.5.2	Herstellung der Messaufbauten	48
4.5.3	Grundlagen Messtechnik	49
4.5.4	Messmethode	50
4.5.5	Vermessung des Urmodells	52
4.5.6	Vermessung der Gipsmodelle	53
4.5.7	Disclaimer	53
4.6	Auswertung der Messdaten	53
4.6.1	Statistische Testverfahren	53
4.6.2	Signifikanzniveau	54
4.6.3	Grafische Darstellung	55
5.	Ergebnisse	56
5.1	Neigungsänderung	56
5.2	Rotationsänderung	64
5.3	Dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte	72
6.	Diskussion	80
6.1	Diskussion des hergestellten Urmodells und die Messmethode	80
6.2	Diskussion der Messergebnisse	82
6.2.1	Diskussion der Neigungsänderung	82
6.2.2	Diskussion der Rotation	84
6.2.3	Diskussion der dreidimensionalen Verschiebung der Implantatachse	85
7.	Zusammenfassung	88
	Summary	89

8. Literaturverzeichnis	90
9. Erklärung zur Dissertation	103
10. Danksagung	104

1 Einleitung

Der Versuch der oralen Implantologie wird seit langem unternommen. Bereits im 6. Jahrhundert v. Chr. versuchten Menschen, fehlende Zähne im Gebiss zu ersetzen. Dafür hat man Zähne oder Knochen von Tieren genommen. In Ägypten wurden geschnitzte Zähne aus Elfenbein mit Golddrähten an den Nachbarzähnen fixiert. Die Maya in Mexiko hämmerten zahnförmige Halbedelsteine in das leere Zahnfach. Wohlhabende Engländer kauften Zähne von jungen Menschen, um sie bei sich reimplantieren zu lassen. Nach zahlreichen Misserfolgen wurde im Jahr 1939 an der Harvard-Universität der Grundstein der Implantologie gesetzt. Dabei wurden Implantate aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung mit einer Gewindeform entwickelt. Eine deutliche Fortentwicklung in der Implantologie erfolgte durch Brånemark. Er schuf ein Implantatsystem mit einer Schraube aus Reintitan und legte den Begriff „Osseointegration“ als direkten Kontakt zwischen dem lebenden Knochen und der Oberfläche eines Implantats fest. In den vergangenen Jahrzehnten erfuhr die Implantologie eine weltweite Evolution[16,18]. Die Errungenschaften der oralen Implantologie sind Folge eines komplexen Behandlungsablaufs für Chirurgen, Prothetiker und Zahntechniker. Es ist selbstverständlich, dass der Kontakt, besonders zwischen Zahnarzt und Zahntechniker, mittels Präzisionsabformung eine wichtige Rolle spielt, um erfolgreich einen Zahnersatz herzustellen. Für den Langzeiterfolg von Implantaten sollte die Suprakonstruktion spannungsfrei auf die Implantate gesetzt werden. Dafür wird vor allem eine Präzisionsabformung benötigt, mit der ein möglichst exaktes Meistermodell der Mundsituation des Patienten hergestellt werden kann[74,123]. In der wissenschaftlichen Literatur wird der Einfluss unterschiedlicher Implantatsysteme, Abformmaterialien und Abformtechniken auf die Übertragungspräzision von Implantatpositionen untereinander untersucht. Die Techniken und Materialien, die zu einer höheren Übertragungspräzision führen können, werden im Rahmen dieser vorliegenden Arbeit hinsichtlich einer maximal erreichbaren Präzision miteinander verglichen.

2 Literaturübersicht

2.1 Allgemeines über zahnärztliche Implantate

Bei dentalen Implantaten werden alloplastische Materialien im Bereich der Schleimhaut-Periost-Decke bzw. des Kieferknochens eingebracht, um hieran einen passenden Zahnersatz zu befestigen. Die Zielkriterien einer Implantation nach Wahlmann und Wagner sind[158]:

- Gewährleistung der verbesserten Voraussetzungen für die prothetische Rehabilitation
- strukturerhaltende sowie prophylaktische Wirkung auf den Kieferknochen durch Minimierung der Knochenresorption
- Schonung der intakten Zahnhartsubstanz durch Vermeidung der Zahnpräparation
- Vermeidung einer unvernünftigen, konventionellen, prothetischen Versorgung.

1965 implantierte Brånemark, Anatomieprofessor an der Universität Göteborg, das erste Schraubenimplantat aus Titan bei dem Patienten Gösta Larsson. Er definierte die Osseointegration als direkten Anwuchs von lebendem Knochen auf der Oberfläche des Implantats[18]. Nach zahlreichen unterschiedlichen wissenschaftlichen Entwicklungen wurde die Implantologie im September 1982 als Therapieart des zahnärztlichen Spektrums von der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) anerkannt[112]. Im Fach der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde werden vielfältige Implantatformen, Implantatmaterialien sowie Implantatoberflächen unter geschlossenem oder offenem Einheilmodus je nach Patientensituation eingebracht.

2.1.1 Einteilung der Implantate

- Nach ihrer Form: Generell lassen sich Schrauben-, Zylinder- und Blattimplantate wie folgt voneinander unterscheiden[6]:

A - Blattimplantate (z. B. Osteoplate der Firma Oraltronic, Abb. 2.1. C):

1966 entwickelte Leonard I. Linkow Blattimplantate[28,55]. Ihre Formen weisen zusätzliche Elemente wie Flügel oder Scheiben auf, um die Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantaten möglichst zu vergrößern[159]. Der Vorteil besteht darin, dass sie auch bei atrophiertem Kieferknochen ohne zusätzliche chirurgische Maßnahmen implantiert werden können. Da die Blattimplantate nach Anlegen von Rinnen oder Schlitzen im Kieferknochen durch Einklopfen eingesetzt werden, ergeben sich Spaträume, die durch die Mikrobeweglichkeit die Implantat-Osseointegration stört. Außerdem verhindert die Extensionsform der Blattimplantate beim Auftreten einer periimplantären Entzündung die chirurgisch-parodontale Behandlung und das Reinigen. Im Fall einer Entfernung der Implantate resultiert die Ex-Implantation einen großen Knochendefekt, der die Nachimplantation erschwert[55,58]. Daher werden diese heute eher seltener verwendet.

B - Zylinderimplantate ohne Gewinde (z. B. IMZ-Implantatsystem Abb. 2.1. A):

Später führte Koch ein rotationssymmetrisches, zylinderförmiges Implantat ein. Sein kongruentes Implantatlager vermindert die Spalräume zwischen Knochen und Implantatoberfläche. Das führt zu höherer Primärstabilität im Vergleich zu den Blattimplantaten[58]. Diese Implantate erhalten ihre Primärstabilität durch Presspassung. Allerdings empfinden einige Patienten das Einklopfen durch Einbringen der Zylinderimplantate als unangenehm.

C - Schraubenimplantate mit Gewinde (z. B. Brånemark-Implantate, Abb. 2.1. B):

Diese Implantate sind auch rotationssymmetrische Implantate. Das Gewinde vergrößert den Kontakt zwischen Implantatoberfläche und Implantatbett, wodurch gleichzeitig nach der Implantation eine höhere Primärstabilität gewonnen wird[10]. Außerdem erleichtert das Gewinde eine Implantatentfernung bei Auftreten von Komplikationen. Die Gewinde variieren in Größe und Scharfkantigkeit ihrer Flanken sowie in ihrer Steigung. Die schraubenförmigen Implantate sind als selbstschneidende Implantate oder als Implantate, die einen Gewindevorschnitt im Implantatlager erfordern, lieferbar. Diese Art von Implantaten wird heute bevorzugt verwendet[117]. Jahrelang wurde die hohe Erfolgsrate der rotationssymmetrischen Implantate durch unterschiedliche wissenschaftliche Studien belegt[132,105,29].



A - IMZ-Implantat



B - Brånemark-Implantat



C - Blattimplantat

Abbildung 2.1: Verschiedene Implantatformen[163].

- Nach ihrem Einheilmodus

A - Geschlossene Einheilung (zweizeitiges Verfahren):

Hierbei wird das Zahnfleisch nach Einbringen der Implantate über diesen vernäht. In einem zweiten Schritt müssen die Implantate vor der prothetischen Versorgung freigelegt werden. Dank dieser Methode können die Implantate geschützt vor äußeren Einflüssen und Keimen in Ruhe einheilen[16]. Dieses Verfahren ist vor allem bei komplizierten Fällen in Zusammenhang mit Knochenaugmentation oder -transplantation indiziert[17,42].

B - Offene Einheilung (einzeitiges Verfahren):

1974 führte der André Schroeder zusammen mit der Firma Straumann ein transgingivales, offen einheilendes Hohlzylinder-Implantat-System aus reinem Titan ein[56,126]. Hierbei wird der Zahnfleischformer direkt nach der Implantation eingeschraubt und ragt in die Mundhöhle; hierbei sollte auf sehr gute Mundhygiene geachtet werden. Nach Abschluss der Einheilphase kann unmittelbar ohne Freilegung der Implantate eine Abformung vorgenommen werden. Diese Methode ist indiziert bei einfachen Fällen und Einzelzahnersatz. Laut verschiedenen Studien sind die Erfolgsquoten der geschlossenen bzw. offenen Einheilung vergleichbar[1].

- Nach ihren Materialien:

In Abhängigkeit von der histologischen Reaktion des Kieferknochens werden die Implantatmaterialien nach Strunz in fünf Typen eingeteilt[118] (Tab. 2.1):

- Typ 1: Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung, PMMA, Stahl, Acrylate.
- Typ 2: Acrylate und Stahllegierung.
- Typ 3: Tantal, Titan, LTI-Carbon und Aluminiumoxid-Keramik.
- Typ 4: titanplasmabeschichtetes Titan.
- Typ 5: Biokeramik, TCP, gesintertes Apatit und Biogläser.

Tab. 2.1: Implantateinteilung nach histologischen und materialkundlichen Kriterien

Implantat-typen	histologische Reaktion (entstehendes Gewebe)	Druckfestigkeit des entstehenden Gewebes	Scherfestigkeit des entstehenden Gewebes	Zugfestigkeit des entstehenden Gewebes
Typ 1	fibröse Narbe	0	0	0
Typ 2	Osteodkontakt Chondroidkontakt	(+)	0	0
Typ 3	Knochenkontakt	+	(+)	0
Typ 4	Knochenkontakt	+	+	+
Typ 5	Knochenverbund	+	+	+

Heutzutage werden Titanimplantate weltweit wegen ihrer günstigen mechanischen Eigenschaften und ihrer hohen Korrosionsfestigkeit verwendet[119]. Damit sind sie am beständigsten im Kieferknochen. Jahrelang diente reines Titan als Implantatmaterial und wies hohe Erfolgsquoten auf[2,3]. Wenn die Weichgewebesituation nicht ideal ist, kann es vor allem im Bereich der Prämolaren und Frontzähne ästhetisch problematisch werden. Die graue Farbe des Titans ist dann im Randbereich sichtbar. Durch das dünne periimplantäre Weichgewebe schimmert das Metall durch. Auch wenn die Weichgewebesituation zum Zeitpunkt der Implantation gut ist, kann es im Laufe der Zeit durch Weichgeweberetraktion dazu kommen, dass der Implantatkopf sichtbar wird[60,135]. Vor 15 Jahren wurde mit der Entwicklung von Keramikimplantaten begonnen. Vor allem aus dem Wunsch heraus, die Ästhetik zu verbessern. Außerdem gab es einige wenige Patienten mit Allergien gegen Titan. Beide Probleme konnte man mit den Keramikimplantaten lösen. Durch die glatte Oberfläche der Keramik ist zudem das Risiko, eine Periimplantitis zu entwickeln, geringer, da die Plaqueanlagerung schwächer ist. Die Gewebeverträglichkeit ist bei Keramikimplantaten optimal[4,5]. Da kein Spalt zwischen Implantat und Aufbauteil besteht, wird bei einteiligen oder verklebten Implantaten das Risiko einer Entzündung noch weiter herabgesetzt. Allerdings gibt es noch keine Langzeiterfahrungen mit den Keramikimplantaten; es werden vor allem durch den Alterungsprozess der Keramiken Gefahren vermutet. Im Vergleich zu den Titanimplantaten ist die Geschwindigkeit der Knocheneinheilung verringert. Eine unbelastete Einheilung ist unbedingt notwendig. Bei einteiligen Implantaten besteht zudem das Problem, dass eine Achsenkorrektur nicht möglich ist. Für einige Patienten dürfte auch der Aspekt der höheren Kosten wichtig sein. In einer vergleichenden histologischen, tierexperimentellen Untersuchung von R.-J. Kohl und seinen Kollegen wurden fünf Monate nach Zahnextraktion in den Regionen 12 und 11 bzw. 21 und 22 zwölf individuell gefertigte Titan-Implantate (Kontrollgruppe) und zwölf individuell aus teilstabilisiertem Yttrium-verstärktem Zirkonoxid hergestellte Zylinderimplantate in sechs Cynomolgus-Affen (*Macaca fascicularis*) implantiert. Nach fünf Monaten Belastung und insgesamt 14 Monaten Einheilung fand sich kein signifikanter Unterschied des histologischen Verhaltens (Osseointegration) zwischen den inserierten Titan- und Zirkonoxid-Implantaten[73].

2.1.2 Vergleich der Mobilität zwischen natürlichen Zähnen und Implantaten:

Der Zahn ist in seiner Alveole über den 0,15 bis 0,2 Millimeter breiten Desmodontalspalt verankert. Hier verlaufen kollagene Fasern, die der Befestigung dienen, sowie Nerven, Blut- und Lymphgefäße. Die syndesmatische Verbindung zwischen Alveolarknochen und Zahnwurzel ermöglicht dem Zahn, auf mechanische Belastung mit physiologischer Bewegung zu reagieren. Bei einer Kraft von zwei bis fünf Newton liegt sie je nach peri-odontaler Situation bei etwa 50 bis 100 μm [117,50]. Der Kaudruck wird aufgrund des schrägen Verlaufs der Fibrae Dentoalveolares in Form von Zugkraft auf den Knochen übertragen. Bei horizontal gerichteten Kräften erfolgt die Auslenkung in zwei Phasen. Während der ersten desmodontalen Phase werden die gewellten desmodontalen Fasern gestrafft. Die Auslenkung des Zahnes beträgt bei einer Kraft von ungefähr einem Newton 50 bis 100 μm und es findet keine messbare Deformation des Alveolarfortsatzes statt. In der zweiten Phase, der so genannten parodontalen Phase, werden bei höherer Kraftereinwirkung Zahn und Alveolarfortsatz deformiert und dem Kraftereinfluss ein höherer Widerstand entgegengesetzt[57,76]. Die Situation ist bei einem komplikationslos eingeeilten Implantat eine andere. Die angestrebte Osseointegration bewirkt eine starre bzw. enossale Verbindung zwischen Implantatoberfläche und Kieferknochen. Die Eigenbeweglichkeit eines Implantats ist etwa zehnmal geringer als die eines natürlichen Zahns. Sie beruht auf der elastischen Deformation des Implantatkörpers und der elastischen Deformation des implantatumgebenden Knochengewebes[87]. Ein Vergleich der Mobilität zwischen Zahn und Implantat zeigt, dass der Zahn in horizontaler, vertikaler und rotatorischer Richtung eine Auslenkung von durchschnittlich 20 μm aufweist, während die eines Zahnimplantates bei zwei Mikrometer liegt[6].

2.2 Allgemeines über Abformmaterialien

2.2.1 Bedeutung der Abformung

Die Abformung dient zur Darstellung der oralen Strukturen und deren Beziehung zueinander im Patientenmund. Später soll daraus ein Gipsmodell mit positiven Strukturen erstellt werden. Das Abformmaterial wird hierbei im noch verformbaren Zustand in den Mund eingebracht, um es nach der Abbindereaktion entnehmen zu können[33]. Die intraorale Situation des Patienten ist zum derzeitigen Stand der Abformmaterialien im Zusammenhang mit einer bestimmten Abformtechnik nicht zu 100 Prozent reproduzierbar[136,77]. Bei klinischen Kronen wird nur in Ausnahmefällen eine Randschlussgenauigkeit von 50 μm erreicht[137]. Eine Randschlussgenauigkeit von 50 μm ließ sich in einer In-vivo-Studie zur erreichbaren Abformgenauigkeit von Wöstmann et al. auch bei unterschiedlichen Abformmethoden nicht erreichen[138]. Bei der Implantatabformung kommt es auf die dreidimensionale Implantatposition und das fehlerfreie Übertragen auf ein Arbeitsmodell an. Die exakte Darstellung der Implantatoberfläche in Analogie zur Präparationsgrenze ist nicht erforderlich, da es überwiegend vorgefertigte Präzisionsteile gibt[74]. Die Anfertigung von Zahnersatz auf Implantaten erfordert höchste Präzision bei den Abformungen[7].

2.2.2 Der Einfluss einer ungenauen Implantatabformung sowie einer Implantatüberbelastung auf Misserfolg der Implantate

Wenn die Osseointegration verloren geht und sich das Implantat bewegt, wird es als Misserfolg der Implantate bezeichnet. Nach Meffert müssen gelockerte Zahnimplantate entfernt werden[88]. Generell lassen sich die Implantatmisserfolge in frühere und spätere Misserfolge unterscheiden[100]. Verschiedene Studien zeigten, dass der frühere Misserfolg von Alter und Geschlecht des Patienten, Tabakkonsum, Qualität des Kieferknochens, Durchmesser und Länge der verwendeten Implantate, Region der Oberkieferimplantate, systematischen Krankheiten des Patienten und immunologischen und genetischen Faktoren abhängt im Gegensatz zu dem späteren Implantatmisserfolg, der durch

Infektionen Wundheilungsstörung und prothetische Überbelastung verursacht wird[120]. Es gibt derzeit Hinweise dafür, dass eine funktionelle Überbelastung, beispielsweise eine unpassende Suprakonstruktion als Folge der ungenauen Implantatabformung, zum marginalen Knochenabbau des Implantates und sogar zum Verlust der Osseointegration des erfolgreich osseointegrierten Implantates führen kann[11,70,97,109,113,114]. Miyata et al. untersuchten die Auswirkungen okklusaler Implantatüberbelastung in tierexperimentellen Studien an Affen (*Macaca fascicularis*). In den ersten Versuchen wurden bei jedem Affen vier IMZ®-Implantate je Kiefer eingesetzt. Nach dem Einheilstadium von drei Monaten wurden Brücken an den Implantaten verankert. Diese Brücken wurden mit 100 μm zu einer hohen Kaufläche gestaltet. Voraussetzung bei diesen Versuchen war, dass keine periimplantären Entzündungen vorliegen. Ergebnis dieses Versuches nach histologischen Untersuchungen war, dass keine Knochenresorption im Bereich der Implantate stattfand. In der zweiten Studie wurden wie bei vorherigen Versuchen Brücken mit 100 μm Supraokklusion an den Implantaten eingesetzt und eine implantäre Entzündung herbeigeführt. Trotz der Behandlung der herbeigeführten Periimplantitis wurden mit der Zeit resorptive Knochenvorgänge beobachtet. Daher ziehen die Autoren den Schluss, dass ein Frühkontakt von 100 μm und die daraus entstehende Überbelastung an den Implantaten bei Periimplantitis zum marginalen Knochenverlust der osseointegrierten Implantate führen kann. In der dritten Serie dieser Studien wurden drei verschiedene an Suprakonstruktionen über die osseointegrierten Implantate in Höhe von 100, 180, 250 μm über der physiologischen Okklusion hergestellt und eingesetzt. Das orale Gewebe wurde hierbei entzündungsfrei gehalten. Die Untersuchung des marginalen Knochens in Nachbarschaft der überbelasteten Implantate zeigte mittels Bildanalysegerät bei traumatischer Überbelastung ab der Höhe von 180 μm eine Knochenresorption. Die Autoren haben festgestellt, dass eine Überbelastung von osseointegrierten Implantaten zur Knochenresorption führen kann, auch wenn keine periimplantäre Entzündung vorliegt. Die Knochenresorption kann laut Miyata et al. bei Überbelastung der Suprakonstruktion ab einer Supraokklusion in Höhe von 180 μm auftreten. Außerdem kann eine ungenaue Implantatabformung mit Folge einer suboptimalen Suprakonstruktion zu mechanischen Komplikationen wie Lockerung und/oder Fraktur der Implantatschraube, Fraktur der prothetischen Versorgung oder gar zur Fraktur des Implantates führen. Eine absolut spannungsfreie Implantatsuprakonstruktion (passive fit) ist unerreichbar[75]. Jemt definierte den spannungsfreien Sitz von Implantatsuprakonstruktionen in einem Level, bei dem keine mechanischen

oder biologischen Komplikationen auftreten können, und hat somit das Spannungsfreimit auf weniger als 150 μm festgelegt. Folglich sind eine spannungsfreie Gestaltung der Suprastruktur des Implantates sowie eine gesteigerte Präzision der Abformung Bedingungen für den Langzeiterfolg der enossalen Implantate[7].

2.2.3 Elastomere Abformmaterialien

Silikone, Polyether und Polysulfide bieten im Allgemeinen die besten Ausgangsbedingungen für Präzisionsabformungen. Sie besitzen ein hohes Rückstellvermögen, eine sehr gute Detailwiedergabe, eine gute Dimensionsstabilität und eine gute Lagerfähigkeit. Nach einem Jahr verlieren die Elastomere allerdings ihre Lagerfähigkeit. Daher ist es wichtig, sie innerhalb von zwölf Monaten zu verwenden[50]. Das Absorbieren von Flüssigkeit bei Lagerung in Wasser oder wässriger Lösung ist eine weitere Eigenschaft aller Elastomere. Durch die Aufnahme von Wasser kommt es erst zu einer Expansion. Diese sehen sich verschiedenen Kontraktionsverhalten gegenüber sowie der Schrumpfung durch Vernetzung und Verdunstung von flüchtigen Bestandteilen[89]. Für alle drei Elastomertypen besteht eine europäische Norm: DIN EN 24823 (DIN 1996). Diese Norm beinhaltet insbesondere die Prüfung des Druckverformungsrestes, der Flexibilität, der Dimensionsstabilität und der Detailwiedergabegenauigkeit[50]. Elastomere Abformmaterialien sind als Zwei-Komponentensysteme, eine Basispaste und ein Katalysator (Paste oder Flüssigkeit), lieferbar[90]. Um eine präzise Abformung zu gewährleisten, sollte eine gleichmäßig homogene Menge von Basis- und Katalysatormasse gemischt werden[91,110]. In-vitro-Untersuchungen von Wöstmann et al. zeigten bei maschinell angemischten Abformmaterialien eine lineare Dimensionsänderung von + 0.65 Prozent lin. Demgegenüber kam es bei manuell angemischten Abformmaterialien zu einer Dimensionsänderung von + 1.3 Prozent lin[139]. Verschiedene Experimente zeigten, dass die Elastomere und auch Alginate trotz Desinfektion nur unwesentlich in ihrer Dimensionsstabilität beeinträchtigt wurden[22,23] [24,72]. Silikone wurden über einen Zeitraum von einer Stunde mit mehreren Desinfektionsmitteln in Kontakt gebracht. Am Ende der Untersuchung stellte man fest, dass kein Mittel einen signifikanten Einfluss auf die Form hatte[25,43]. Bei Polyether ist eine gewisse Volumenänderung bei Kontakt mit Wasser zu verzeichnen[122,144]. Es wurde allerdings geklärt, dass, sofern Einwirkzeiten

von zehn Minuten im Desinfektionsbad eingehalten werden, keine Probleme diesbezüglich auftreten[80]. Bei längeren Zeiten im Bad kann es zu einem Quellverhalten des Polyethers kommen[83].

A - Die Silikone:

Erst Mitte des 20. Jahrhunderts wurden Abformmaterialien auf Basis von Silikon entwickelt. Den Anreiz dazu gaben unter anderem einige schlechte Eigenschaften der Polysulfide. Man versuchte, mit den Silikonen den abstoßenden Geruch, die Verfärbung von Arbeitskleidung durch das Bleioxid, den Aufwand beim Vermischen von Basis und Akzelerator, die langen Abbindezeiten, die mäßige Schrumpfung bei der Abbindereaktion, die wenig ausgeprägte Fließfähigkeit und die relativ hohe permanente Verformung zu eliminieren[33]. In Deutschland werden heute über 80 Prozent der Abformungen von präparierter Zahnhartsubstanz mit Silikonen ausgeführt. Bei den Silikon-Abformmaterialien unterscheidet man zwei Typen:

- Kondensationstyp

Die wesentlichen Bestandteile der Basispaste sind Polysiloxane (Si-O-Si-Ketten), (20 bis 90 Prozent), also Oligomere, organische Si-Verbindungen mit endständigen Hydroxylgruppen, Füllstoffe und Farbstoffe (80 bis 10 Prozent) mit Zusatz von Paraffinöl (0 bis 30 Prozent) als Weichmacher[99,110]. Die Füllstoffe bestimmen die Konsistenz. Viele Füllstoffe führen zu den knetbaren Massen (heavy body), während wenige Füllstoffe die leichtfließenden (light body) ergeben. Der Reaktor enthält Zinnoctoat oder Dibutylzinndilaurat als Katalysator und ein mehrfunktionelles Alkoxysilan als Vernetzer. Beim Mischen der beiden Komponenten - Oligomer mit Reaktor - entsteht bei der Kondensation der Polysiloxane Alkohol (Abb. 2.2). Die Schrumpfung der Abformmasse entsteht durch das Verdunsten des Alkohols, weshalb sie bedingt lagerfähig ist[140,141].

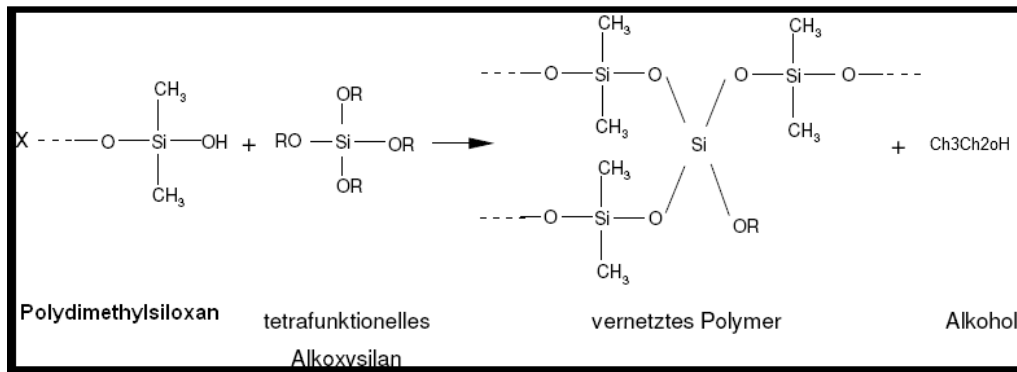


Abb. 2.2: Chemische Beschreibung der Abbindereaktion des K-Silikons[90]

Nach dem Abbinden ist die Schrumpfung innerhalb 24 Stunden beim Kondensationstyp groß, diese schwankt zwischen 0,2 bis 1,2 Prozent lin[90]; jedoch tritt eine starke Verringerung der Dimensionsänderung auf, wenn – wie bei Heavy-body-Materialien – die Füllstoffanteile gesteigert werden. Etwa 50 Prozent Dimensionsänderung treten in der ersten Stunde nach dem Abbinden auf und die restlichen 50 Prozent zwischen einer und 24 Stunden[33]. Da K-Silikone als Mehrkomponentensysteme (Paste - Paste, Paste - Flüssigkeit) angeboten werden, die nach wie vor manuell in bestimmten Mengenverhältnissen angemischt werden müssen, kommt es regelmäßig zu Ungenauigkeiten und Abweichungen von den Dosierungsvorgaben des Herstellers um +/- 25 Prozent. Die Folge sind mehr oder minder starke Schwankungen der Verarbeitungs- und Abbindezeit, die die Präzision der Abformung beeinflussen können[142]. Verschiedene Studien wiesen nach, dass die K-Silikone bei der Implantatabformung im Vergleich zu den A-Silikonem und Polyether-Materialien geringere Genauigkeit zeigten [12,13,26,85,160].

- Additionstyp

Seit 1976 stehen additionsvernetzende Silikonabformmassen zur Verfügung[49]. Bei der sogenannten „Additionsvernetzung“ werden im Gegensatz zur Kondensationsvernetzung bei K-Silikonem keine flüchtigen Stoffe frei, was zu einer hohen Dimensionsstabilität und geringen Schrumpfung (aushärtungsbedingte Schrumpfung liegt unterhalb von 0.05 Prozent lin und in 24 h von - 0,1 Prozent lin) der A-Silikonem führt. Die Basispaste der A-Silikonem setzt sich aus Polysiloxanen mit endständigen Vinylgruppen,

einem Platinkatalysator sowie aus Füll- und Farbstoffen zusammen. In der Reaktionspaste der A-Silikone befinden sich Organohydrogensiloxanen außerdem sind Füll- und Farbstoffe vorhanden [99,140]. Bei der Polyadditionsreaktion werden so Äthylbrücken zwischen den endständigen Vinylgruppen und den seitlichen H-Gruppen der beiden Komponenten ausgebildet[90].

Abb. 2.3

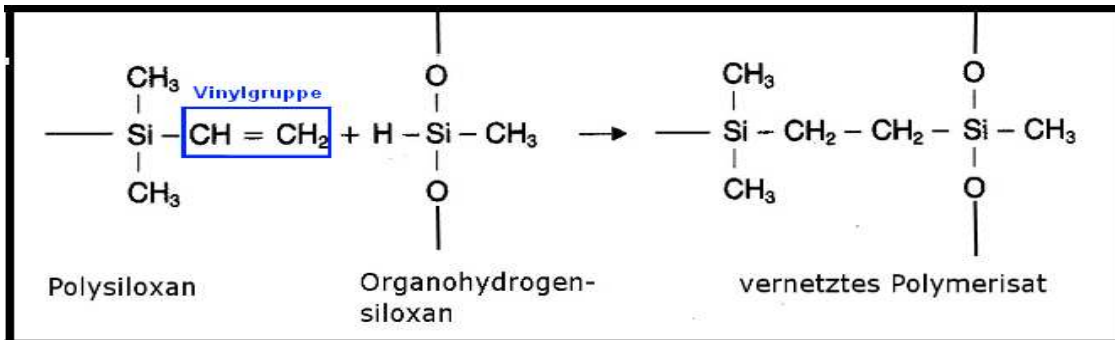


Abb. 2.3: Chemische Beschreibung der Abbindereaktion des A-Silikons [90]

Der Phasenwechsel von plastischer zu elastischer Phase ist hier deutlicher als bei kondensationsvernetzenden Silikonen (Snap-shot-Reaktion), was zu geringeren endogenen Spannungen in der Abformmasse führt[20]. Bei A-Silikonem kann es unter Kontakt mit Lokalanästhetika, Adstringentien in Retraktionsfäden und beim manuellen Anmischen mit Latexhandschuhen zur Beeinträchtigung der Abbindereaktion kommen[78]. A-Silikone besitzen eine geringe Quellbarkeit durch Wasser, was bei Desinfektion der Abformungen nützlich ist[92]. Das hohe Rückstellverhalten sowie Dimensionsstabilität der A-Silikone werden zu diesem Zeitpunkt von keinem anderen Abformmaterial erreicht[32] [52] [101] (99,8 Prozent Rückstellung). Ein großer Nachteil der Silikone besteht in deren hydrophoben Verhalten, das sich durch den langkettigen, apolaren Kohlenwasserstoffaufbau der Moleküle erklärt; dies trifft besonders für A-Silikone zu. Durch Zuführen von Tensiden kann zumindest im abgebundenen Zustand eine gewisse Hydrophilierung des Materials erreicht werden[63].

B - Polyether

Polyether sind als Zwei-Pasten-Komponenten lieferbar. Bei der Basispaste sind ein Polyetherpolymer mit endständigen Ethylenimi-Gruppen-Weichmacher sowie Füll- und Farbstoffe vorhanden. Die Reaktorpaste enthält als wesentlichen Bestandteil aromatische Sulfonsäureester als Katalysator, außerdem Weichmacher und Füllstoffe[99,110]. In

einer kationischen Polyadditionsreaktion werden die endständigen Ringverbindungen des Polyetherpolymers unter Einfluss eines aromatischen Sulfonsäureester geöffnet und in reaktive Ringe umgewandelt, die aus einem kreuzvernetzten, steifelastischem Gummi als Endprodukt bestehen[143]. Abb. 2.4 und 2.5.

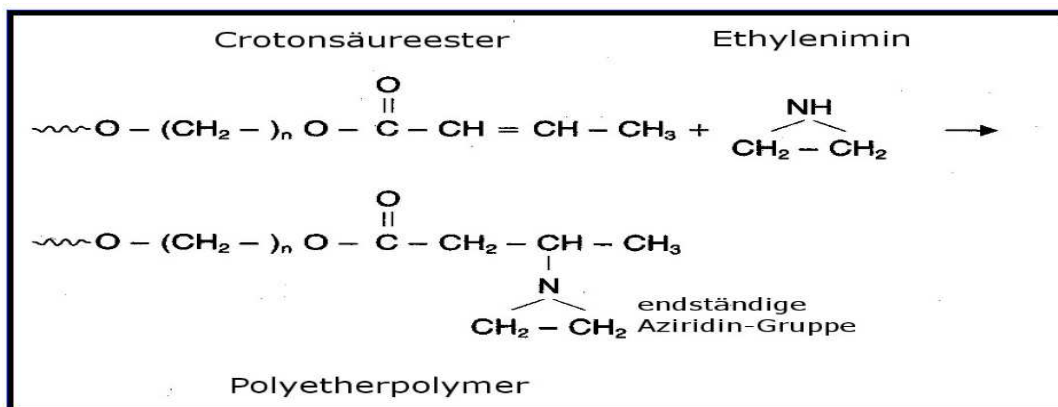


Abb.2.4: Chemische Darstellung der Ringverbindung zwischen dem Polyetherpolymer und endständiger Aziridin-Gruppe nach der Addition von Ethylenimin und Sulfonsäureester[90]

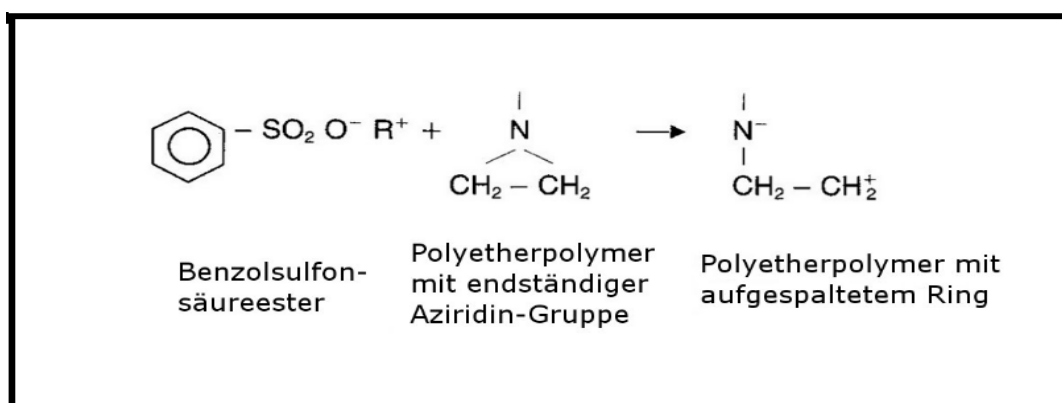


Abb.2.5.Öffnung der endständigen Ringverbindung des Polyetherpolymers unter Einfluss des Benzolsulfonsäureester[90]

Die Abbindereaktion der Polyether bedingt das sogenannte „Snap-Set-Abbindeverhalten“, mit dem der schnelle Übergang vom Verarbeitungsstadium zum abgebandenen Stadium bezeichnet wird[102]. Durch die relativ lange Aushärtezeit der Polyether lässt sich die entstehende Spannung durch Fließvorgänge besser als bei den Silikonen abbauen[50]. Polyether-Abformmaterialien sind hydrophil und eignen sich daher gut für das stets feuchte Milieu des Mundes. Diese Eigenschaft ist besonders nützlich bei infragingivalen Präparationsgrenzen[61]. Polyether weisen eine hohe Steifigkeit auf. Dies führt zu einer schlechteren Beschneidbarkeit, weshalb Polyether für Korrekturab-

formungen ungeeignet sind[144]. Beim Lösen der Abformung aus dem Patientenmund muss bei dem abgebundenen Polyether im Gegensatz zu Silikonen eine enorm hohe Zugkraft erfolgen, um die eventuellen Unterschnitte beim Herausnehmen der Abformung zu überwinden. Es sollten daher nicht zu viele und zu starke Unterschnitte vorhanden sein[92,99,131]. Gegebenenfalls sollten diese vor der Abformung ausgeblockt werden. Die Lagerfähigkeit von Polyethermaterialien ist jedoch sehr gut, so dass sie auch nach zwei Jahren (vorausgesetzt, die Lagerung ist luftdicht und entspricht der Raumtemperatur) noch verwendbar sind[33]. Die Abbindeschrumpfung und Schrumpfung nach 24 Stunden bedingte Lagerung liegt bei weniger oder in Höhe von 0,2 Prozent lin. Der Kontakt mit Luft oder Wasser führt in der Masse zu Volumenänderungen im Bereich von 0,1 bis 0,4 Prozent lin[144]. Beim Abnehmen der Abformung des Gipsmodells sollte darauf geachtet werden, dass die Gipsstümpfe nicht abbrechen, da das Material eine hohe Steifigkeit besitzt[43]. Es sollte ein direkter Kontakt mit dem Reaktor vermieden werden, da das aromatische Sulfonsäureester zu Hautreizungen führen kann[33]. Als Abformmaterialien bei der Implantatabformung sind sowohl Polyether als auch A-Silikone zu empfehlen. Zahlreiche Studien ergaben, dass bei einer Implantatabformung mit Polyether oder A-Silikonen keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Genauigkeit zu erkennen waren[14,26,39,46,59,65,81,85,154,160]

Wenn die Implantate tief infragingival liegen, zeigt die Doppelmischabformung mit A-Silikon (putty und light-body) mehr Genauigkeit als mit einem Mediumbody-Polyether[86].

C - Vinylsiloxanether

Fortschritte in der Elastomer-Chemie ermöglichten eine Entwicklung einer neuen Generation von Abformmaterialien: eine Kombination von A-Silikon und einem Polyether-Abformmaterial, genannt Vinylsiloxanether[121]. Es handelt sich um Abformmaterialien mit einem Polyethergrundgerüst bei gleichzeitigem Vorhandensein von Vinyl-Seitengruppen, Abb. 2.6.

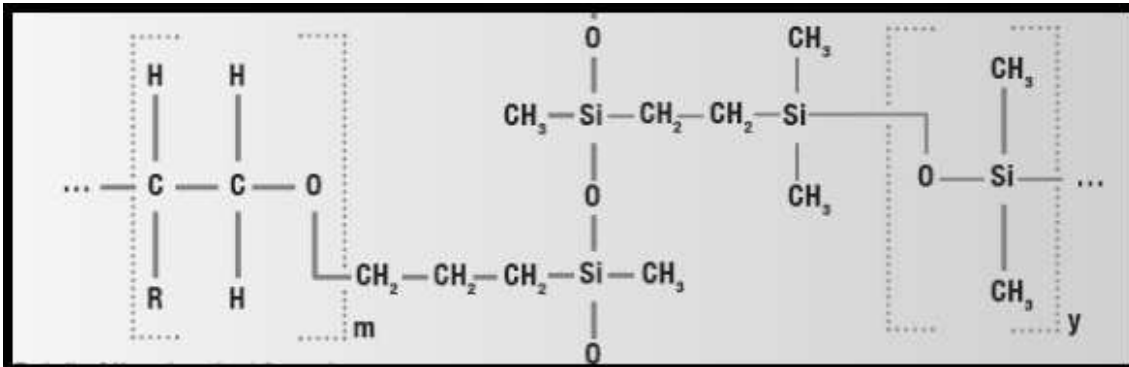


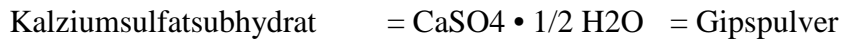
Abb. 2.6: Chemische Strukturformel von Vinylsiloxanether[90]

Vinylsiloxanether ist extrem hydrophil (Eigenschaft von Polyether) und erreicht auch in feuchter Umgebung mit sehr niedrigen Kontaktwinkeln (bei Identium beträgt dieser weniger als zehn Grad nach einer Sekunde, bei Impregum Penta (Polyether) beträgt der Winkel 66 Grad nach einer Sekunde) einen hohen Grad an Benetzung. Das Material ist hoch fließfähig und deshalb auch für infragingival gelegene Präparationsgrenzen geeignet. Ebenso besitzt dieses Material eine hohe Reißfestigkeit und ein gutes Rückstellungsvermögen (Eigenschaften von A-Silikon). In einer klinischen Studie von N. Enkling et. al. wurden bei zwanzig ähnlichen Abformsituationen (Implantate im Seitenzahnbereich und frontaler Restbezahnung) randomisiert je zehn Abformungen mit Impregum™ und zehn mit Identium vorgenommen. Über standardisierte Befragungen wurde die subjektive Einschätzung der teilnehmenden Probanden, Zahnärzte und Zahn-techniker mit der klinischen Passgenauigkeit des Zahnersatzes aufgrund dieser Abformungen verglichen. Es ergab sich in Bezug auf die Präzision der beiden verwandten Abformmaterialien kein signifikanter Unterschied. Lediglich bezüglich der Kriterien Geschmack, Handhabung, Lesbarkeit durch den Zahnarzt und Lösbarkeit der Gipsmodelle aus der Abformung wurde Identium in den Befragungen bevorzugt[51].

2.3 Herstellung des Arbeitsmodells

Modellmaterialien dienen der Anfertigung von Modellen, die als Positivform die Mund-situation darstellen. Gefordert werden Materialien, die eine dimensions- und detailge-treue Wiedergabe ermöglichen und hinreichend hart sowie abrieb- und kantenfest sind.

Verwendet werden Gipse, gefüllte Kunststoffe und galvanisch abgeschiedenes Kupfer oder Silber[93]. Das am häufigsten verwendete Modellmaterial ist Gips. Seine chemische Formel:



Gipse durchlaufen bei ihrer Abbindereaktion sowohl eine Expansion als auch eine Schrumpfung. Die Expansion entsteht aufgrund der Tatsache, dass Gipse Feuchtigkeit aus der Luft aufnehmen und somit hygroskopisch sind. Das Maximum der Expansion ist etwa 24 Stunden nach Beginn der Abbindereaktion zu verzeichnen. Die Schrumpfungsphase schließt sich direkt an und dauert weitere sechs Tage. Schließlich überwiegt die Expansion und es kommt zu einer leichten Vergrößerung der Modelle[53]. Daher bewährt sich der Gips bei Modellen für Totalprothesen. Idealerweise besitzt er eine geringe Expansion, höhere Genauigkeit sowie große Festigkeit. Diese Eigenschaften finden sich vorzugsweise bei "Stone"-Gipsen“ (Typ 4). Die Expansion dieser beträgt weniger als 0,15 Prozent lin[93]. Für Wöstmann ist die Tatsache, dass man einen Fehler nicht mit einem anderen ausgleichen kann, von großer Bedeutung. Jeder einzelne Arbeitsschritt bei der Abformung und Modellherstellung sollte ernst genommen und unter höchster Konzentration so genau wie möglich durchgeführt werden[148]. Ist dies nicht der Fall, kann es zur Verfälschung sämtlicher Ergebnisse kommen. Daher bedingt auch die unbedeutende Expansion des Superhartgipses beim Abbinden eine Ungenauigkeit, die die Dimensionstreue beeinträchtigt. Weitere Fehler im Handlungsablauf sollten in jedem Fall ausgeschlossen werden; wie zum Beispiel der Zeitpunkt, um die Abformung auszugießen. Um aus einer Elastomerabformung ein Gipsmodell herzustellen, sollte mindestens 30 bis 60 Minuten gewartet werden. Erst nach diesem Zeitraum haben sich eventuelle Verzerrungen wieder entspannt und die Abformung ist zum Ausgießen bereit[50].

2.4 Die Abformmethoden in der Implantologie

In einer In-vitro-Studie von Wenz et al. wurden drei Abformmethoden mit zwei Abformtechniken überprüft. Das Meistermodell wurde mit fünf Implantaten der Firma Frialit-2 ausgestattet. Als Abformmaterialien dienten Polyether und A-Silikon. Die Ergebnisse zeigten, dass die Einphasenabformung und die einzeitige Doppelmischabformung zu einer höheren Abformgenauigkeit als die zweizeitige Doppelmischabformung führten[86]. Die Korrekturabformung hat eine sehr hohe Genauigkeit bei infragingival präparierten Zähnen[62], jedoch ist diese präzise Darstellung bei einer Implantatoberfläche nicht notwendig, weshalb die Korrekturabformung in der Implantatversorgung keiner Anwendung bedarf. Untersuchungen haben allerdings ergeben, dass die Abformmethode einen größeren Einfluss auf die Präzision der Abformung hat als das verwendete Material[34,44].

2.4.1 Einphasenabformung

Die Einphasenabformung ist eine einzeitige, einphasige Abformmethode. Hierbei wird ein Abformmaterial mit einer einzigen Konsistenz verwendet. Das Material (meist ein Polyether) wird mit der Spritze am Zahn appliziert, während ein Helfer gleichzeitig den Löffel mit dem gleichen Material beschickt[149]. Die Einphasenabformung eignet sich besonders bei Implantatabformungen. Hierbei wird die höchste Dimensionstreue erzielt[63,128]. Da bei der Applikation des Materials mit einem Serienlöffel in der Regel kein ausreichender Staudruck erzielt wird, empfiehlt sich zur Einphasenabformung die Verwendung eines individuellen Löffels. Hierzu wird eine weitere Sitzung des Patienten notwendig. Mit Hilfe der Einphasentechnik in Verbindung mit einem individuellen Löffel und Polyether lassen sich extrem genaue Abformungen erreichen. Hierbei treten Schrumpfungs- und Verdrängungseffekte minimal oder gar nicht auf[149].

2.4.2 Doppelmischabformung

Die Doppelmischabformung ist eine einzeitige, zweiphasige Abformmethode. Bei dieser Technik wird das Material mit dünnfließender Konsistenz aus der Spritze an den Abformpfosten entlang appliziert, während gleichzeitig die Assistenz den Abformlöffel mit dem hochviskösen Abformmaterial gleicher chemischer Basis befüllt. Im Anschluss wird der Abformlöffel zügig in den Mund eingesetzt. Hierbei können die Abdruckmaterialien gleichzeitig abbinden[90]. Im Vergleich zum Korrekturverfahren zeigen die Doppelmischabformungen im Laborversuch präzisere Messdaten[94]. Auf der anderen Seite führt diese Abformmethode bei subgingival liegenden Präparationsgrenzen aufgrund des geringen Staudrucks zu schlechteren Darstellungsergebnissen[95]. Bei der Applikation des Löffels in den Mund des Patienten können „Saugnasen“ im Bereich der Unterschnitte an den abgeformten Zähnen entstehen. Überschnitte fungieren beim Einbringen des Löffels in den Patientenmund als Hindernis. Das hochfließende Material muss, um die Unterschnitte zu erreichen, über sie hinwegfließen. Meistens werden die Unterschnitte dabei vom Material nicht ausreichend gefüllt. Einen Ausgleich erzielt man nur mit genügend Staudruck. Eine Vergrößerung des Staudruckes wird erreicht, indem der Raum zwischen Abformlöffel und Zahn verkleinert wird. In einer In-vitro-Studie von Hassfurth wurden keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Abformgenauigkeit von Implantaten zwischen der Monophase und der Doppelmisch-abformung erkannt[66]. Die gleichen Ergebnisse wurden von Wenz et al. belegt[154]. Allerdings zeigt die Doppelmischabformung, wenn die Zahnimplantate tief infragingival liegen, höhere Präzision als die Einphasenabformung[86].

2.5 Abformtechniken bei den Zahnimplantaten

Traditionell gibt es zwei verschiedene Implantat-Abformtechniken für die Übertragung der Implantatposition im Mund des Patienten auf das Labormodell[103].

2.5.1 Repositionstechnik

Die Abformpfosten werden durch Schrauben an den Implantaten fixiert. Nach Entnahme der Abformung verbleiben bei dieser Technik die Abformpfosten in ihrer Position. Anschließend werden sie aus dem Mund des Patienten herausgeschraubt und in unmittelbarer Ursprungsposition in der Abformung arretiert. Bei dieser Methode werden die Silikone bevorzugt. Polyether würde durch seine hohe Adhäsivität zu sehr am Abformpfosten haften und die Reposition würde erschwert werden.

Die Repositionstechnik wird mithilfe des konfektionierten, herkömmlichen Abformlöffels oder halbindividuellen Abformlöffels ausgeführt. Bei dieser Abformtechnik kann die Abformung mit unterschrittenen oder nicht unterschrittenen Abformpfosten durchgeführt werden[45,104]. Unter Anwendung der unterschrittenen Abformpfosten können aber aufgrund der Unterschnitte extrem verfälschte Positionen der Implantatanaloga im Gipsmodell entstehen. Die Abformpfosten müssen exakt in die Abformung reponiert werden, sonst ergeben sich große Abweichungen bei der Implantatposition[38]. Auch kann eine Deformation der Abformung durch den manuellen Druck beim Vorgang des „Reponierens“ entstehen. Daher ist die Repositionstechnik mit unterschrittenen Abformpfosten nicht empfehlenswert[74]. Unter Anwendung der nicht unterschrittenen Abformpfosten mittels Transfer-Caps wird die Übertragung der Implantate ideal gesichert und weist erhöhte Präzision auf. Die Transfer-Caps verbleiben nach Entnahme der Abformung aus dem Mund des Patienten in der Abformung. Anschließend werden die Abformpfosten aus dem Patientenmund gelöst und in die so genannten Transfer-Caps gesteckt[74]. Die geschlossene Abformung beinhaltet eingeschränkte Indikationen. Ist der interokklusale Abstand im Mund so klein[117], dass sich die langen Abformpfosten der Pick-up-Technik nicht verschrauben lassen oder besitzt der Patient einen sehr starken Würgereflex, ist die geschlossene Abformung indiziert[35,81].

2.5.2 Pick-up-Technik

Hier werden die Abformpfostenschrauben durch die Perforationen des Löffels eingeführt und vor der Entnahme der Abformung wieder abgeschraubt. Hierdurch verbleiben die unterschrittenen Abformpfosten nach Entnahme der Abformung in derselben. Für

diese Abformtechnik ist daher ein individueller Kunststofflöffel erforderlich, der im Bereich der Abformpfosten Perforationen aufweist[150]. Als Abformmaterialien dienen A-Silikone oder Polyether, da sich Polyether aufgrund seiner Adhäsivität bei Einzelimplantaten oder wenigen bzw. nicht verblockten Implantaten empfiehlt. Durch die höhere Adhäsivität im Polyether gegenüber A-Silikonem besitzen die Abformpfosten zusätzliche Fixierung in der Abformung[151,152]. Wöstmann et al.[153] fanden in den Untersuchungen heraus, dass die Pick-up-Technik die höchste Abformgenauigkeit bei der dreidimensionalen Übertragung der Implantatposition zeigt. In einem systematischen Review von Lee et al. wurden 14 Studien bezüglich der Genauigkeitsauswertung der Reposition und Pick-up-Abformtechniken den Implantaten gegenüber gestellt[77].

(Tabelle 2.2). Sieben Studien haben keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Techniken festgestellt[36,37,40,45,67,98,154]. Während fünf Studien nachwiesen, dass die Pick-up-Technik im Vergleich zur Repositionstechnik höhere Präzision aufweist[12,26,48,104], zeigten nur zwei Studien mehr Abformgenauigkeit bei der Pick-up-Technik als bei der Repositionstechnik[64,47].

Tabelle 2.2. Studien zum Vergleich der Abformgenauigkeit bei den Pick-up- und Repositionstechniken mittels verschiedener, elastomerer Abformmaterialien

Autoren	Zahl der verwendeten Implantate	verwendete Abformmaterialien	verwendetes Implantatsystem	genauere Technik
Humphries et al.	4	A-Silikon	Nobel Biocare	Reposition
Carr (1991)	5	Polyether	Nobel Biocare	Pick up
Carr (1992)	2	Polyether	Nobel Biocare	kein Unterschied
Barrett et al.	6	A-Silikon	Nobel Biocare	Pick up
Phillips et al.	5	Polyether	Nobel Biocare	Pick up
Herbst et al.	5	A-Silikon	Southern implants	kein Unterschied
De La Cruz et al.	3	A-Silikon	Nobel Biocare	Reposition
Naconecy et al	5	Polyether	Nobel Biocare	kein Unterschied
Daoudi et al.	1	A-Silikon	Nobel Biocare	kein Unterschied
Assuncao et al.	4	alle vier Elastomere	Conexão Prothesis System Ltda	Pick up
Conrad et al.	3	A-Silikon	Biomet 3i	kein Unterschied
Cabral et al.	2	A-Silikon	Sistema	kein Unterschied
Wenz et al.	5	A-Silikon	Dentsply Friadent	kein Unterschied
Del' Acqua et al.	4	Polyether	Conexão Prothesis System Ltda	Pick up

Bei einer prothetischen Implantatversorgung mit mehr als drei Implantaten konnte die Pick-up-Technik zu höherer Genauigkeit der Abformung führen[77]. Allerdings zeigt die

geschlossene Repositionstechnik bei drei und weniger Implantaten vergleichbare Präzisionsergebnisse der Abformung[47].

- Modifikation der Pick-up-Technik

Die Pick-up-Technik konnte in zwei verschiedenen Modifikationen ausgearbeitet werden[77].

A - nonsplinted: keine Schienung zwischen den Abformpfosten

B - splinted: Schienung der Abformpfosten mittels Zahnseide oder Draht mit Akrylatkunststoff, Abformgips oder ausschließlich Akrylatkunststoff

In einer klinischen Studie mit zwölf Patienten mit zahnlosen Kiefern kamen Papaspyridakos et al. zu dem Ergebnis, dass die Pick-up-Technik unter Schienung der Abformpfosten mittels Akrylatkunststoff zu mehr Genauigkeit versus Pick-up-Technik ohne Verblocken der Abformpfosten führte[106]. Hsu et al. überprüften in einer In-vitro-Studie die verschiedenen Modifikationen der offenen Pick-up-Technik (ohne Verblocken der Abformpfosten, Verblocken der Abformpfosten mit Stahlsteg und Kunststoff, Zahnseide und Kunststoff und Verblocken nur Kunststoff). Das Meistermodell wurde mit vier Implantaten der Firma Nobelpharma (je zwei im Front- und Seitenzahnbereich) ausgestattet. Als Abformmaterial kam Impregum (Polyether) zur Anwendung. Die Ergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Genauigkeit zwischen den vier oben erwähnten Gruppen, weswegen die Autoren aus praktischen Gründen die Pick-up-Technik ohne Verblocken der Abformpfosten (nonsplinted) bevorzugten[68]. Papaspyridakos et al. haben die Präzision der optischen Abformung (CAD\CAM) mit splinted und non-splinted Pick-up-Techniken untersucht. Nach dem optischen Scannen der zwei Urmodelle zeigte die Splinted-Technik in drei Dimensionen im Vergleich zur Non-splinted-Technik höhere Genauigkeit[107]. Unterschiedliche Studien haben den Einfluss der Schienung von Abformpfosten innerhalb der offenen Pick-up-Technik ausgewertet. Bei manchen Versuchen führte die Schienung der Übertragungspfosten zu erhöhter Präzision der Implantatabformung[9,49,98,133]. Einige Autoren konnten nachweisen, dass keine bedeutsamen Unterschiede zwischen den beiden Modifikationen der Pick-up-Technik bezüglich der Genauigkeit vorhanden waren[67,104]. Lee et al. empfeh-

len bei mehr als vier Implantaten in zahnlosen Kiefern die splinted Pick-up-Abformtechnik[77].

C – Folientechnik

Um die positiven Eigenschaften der Pick-up- und Reposition-Abformtechniken ausnutzen zu können, wurde an der Universität Aachen in Deutschland vom Team von Prof. Dr. Spiekermann und Dr. Haselhuhn eine sogenannte Folientechnik entwickelt. Es handelt sich um eine Pick-up-Technik, die in einer Sitzung mittels Konfektionslöffel durchgeführt wird. Hierbei entfällt die Herstellung eines kosten- und zeitaufwendigen laborgefertigten, individuellen Löffels. Als Basisfläche dieses Löffels kommt eine Folie zur Anwendung. Durch Durchstoßen der Abformpfostenhalteschrauben durch die Folie erfolgt die Abformung. Daher sollte vor der Abformung eine ausreichende Länge der Halteschrauben vorhanden sein. Unter geringer Kraftanwendung ohne weiteren Riss der Folie wird ein direkter Zugang zu den Halteschrauben zum Lösen gewährleistet. Der Löffelboden des Abformlöffels Miratray Implant besteht aus einer dünnen, transparenten Polyamidfolie CAST PA1 in einer Stärke von 15 µm, die chemisch am Rahmen des Löffels festgeklebt wird. Ein Polyamid-Steg ist mit einer Breite von 1,5 Millimeter und einer Höhe von 2 Millimeter zentral im Inzisalbereich vorhanden. Dieser Mittelsteg sichert die Stabilisierung des Löffels. Die durchsichtige Folie ermöglicht die Löffelauswahl unter Sicht im Mund des Patienten und auch am Arbeitsmodell. Dieser Abformlöffel ist in drei Standardgrößen für jeden Kiefer mit einer Rahmenhöhe von zehn bis 20 Millimeter lieferbar. In einer In-vitro-Studie wurde belegt, dass bei der Folientechnik für Implantatabformungen eine entsprechende Genauigkeit im Vergleich zur klassischen Pick-up-Technik erzielt werden konnte[108].

2.6 Abformlöffel

Die Abformungen werden mit Hilfe von Abformlöffeln durchgeführt. Diese werden mit Abformmasse gefüllt und in den Mund des Patienten eingebracht.

Nach Lehmann muss ein Abformlöffel bestimmte Anforderung erfüllen[82]:

- Der Löffel muss alle Zähne bzw. alle abzuformenden Strukturen abdecken.
- Der Löffel muss verwendungsstabil sein und darf keine Veränderungen zeigen. Daher dürfen Löffel aus kalthärtendem Kunststoff erst 24 Stunden nach ihrer Herstellung verwendet werden. Bei Verwendung neuer, lichtpolymerisierender Kunststoffe (PMMA) kann der Löffel auch sofort verwendet werden.
- Der Löffel muss der verwendeten Abformmasse genügend Raum für ihre elastische Rückstellung bieten. Eine ausreichende Schichtdicke des Materials von mindestens drei Millimeter sollte gewährleistet sein, so dass bleibende Deformationen bei der Entnahme vermieden werden[144].
- Der Löffel muss die Abformmasse fest verankern. Die Anwendung von Adhäsiven bei Elastomeren und Alginat ist notwendig.
- Die Abformlöffel können in konfektionierte und individuelle eingeteilt werden.

2.6.1 Konfektionierte Abformlöffel

Hier handelt sich um fabrikgefertigte Abdrucklöffel aus Metall oder Kunststoffen in den unterschiedlichsten Formen (für bezahnte, teilbezahnte und zahnlose Kiefer). Die konfektionierten Abformlöffel werden in verschiedenen Größen, je nach Kiefergröße, angeboten[123,125]. Flexible, konfektionierte Abformlöffel aus Kunststoff sollten aufgrund ihrer geringen Stabilität nur für Situationsabformungen verwendet werden. Als Abformmaterial wird dabei Alginat verwendet. Der Rimlocklöffel ist ein konfektionierte Abformlöffel aus verwindungsfreiem Edelstahl, da an der Löffelinnenseite und den Rändern Retentionsleisten anliegen. Diese Löffelform bietet für die verwendeten Abformmaterialien einen ausreichenden Halt[83]. Der Schreinemakers-Löffel für die Implantatabformung ist ein transparenter, konfektionierte Löffel. Für die Pick-up-Technik sollte erst die Implantatposition mit einem Stift markiert werden. Anschließend sollte der Löffel im Bereich des Implantats mit einer Fräse durchbohrt werden, um die Abformpostenschraube zugänglich zu machen[74]. Die oralen Strukturen, die in einer Abformung dargestellt werden sollen, werden meistens begleitet von unter sich gehenden Stellen. So findet man diese an unbeschleunigten Zähnen, Zahnachsen, die gegeneinander gekippt sind oder am Alveolarfortsatz selbst. Um auch unter diesen Unterschnitten eine optimale Abformung zu erhalten, muss auf einen ausreichenden Abstand zwischen

Löffelwand und Zahnäquator geachtet werden. Bei Silikonen sollte der Abstand mindestens die dreifache, bei Alginat sogar die vierfache Unterschnitttiefe betragen. Abhängig ist dies von der Stauchungsfähigkeit der Materialien, diese erreicht bis zwei Drittel bei Silikonen sowie bis drei Viertel ihrer Ausgangslänge bei Alginat.

2.6.2 Individueller Abformlöffel

Nach Wirz sollte der individuelle Abformlöffel ebenfalls einige Kriterien erfüllen[155]:

- Feuchtigkeitsresistenz
- Starrheit
- Form- und Volumenstabilität an der Luft und im feuchten Milieu
- zeitlich definierte und begrenzte Volumenveränderung (Nachpolymerisation)
- gleichmäßige, steuerbare Schichtdicke der Abformmasse
- intensive und dauerhafte, chemische und mechanische Haftung der Abformmasse am Löffel; auch noch nach Modellherstellung

Die individuellen Abformlöffel können aus Autopolymerisaten oder thermoplastischen bzw. lichthärtenden Werkstoffen hergestellt werden.

A - Selbstpolymerisierende Werkstoffe

Sie besitzen in ihrer plastischen Phase eine einfache Handhabung und sehr große Passgenauigkeit auf dem Situationsmodell. Ihr Nachteil besteht in einer während der Aushärtungsphase auftretenden Polymerisationschrumpfung. Diese Ungenauigkeiten können durch die spätere Abformung ausgeglichen werden[90].

B - Thermoplastische Werkstoffe (z. B. Schellack)

Diese bestehen entweder aus Polystyrol oder Polykarbonat und werden als sehr leicht verformbare Platten in verschiedenen Stärken angeboten. Sie können sowohl von Hand

als auch maschinell erwärmt und auf dem Situationsmodell adaptiert werden. Daher eignen sie sich nur bedingt für die Herstellung individueller Löffel[156]. Während der thermoplastischen Verarbeitung bestehen in der Löffelmasse Eigenspannungen, die Dimensionsänderungseffekte hervorrufen. Deswegen ist es empfehlenswert, den Löffel für eine Präzisionsabformung mindestens 24 Stunden ruhen zu lassen, bevor die Abformung durchgeführt wird[90].

C - Lichthärtende Werkstoffe (z. B. PMMA)

Diese bestehen aus hochvernetzten Composit-Materialien. Sie erfüllen alle oben genannten Kriterien des individuellen Löffels [155]. Wegen ihrer ausreichenden Starrheit, ihrer einfachen Verarbeitung und ihrer hohen Dimensionsstabilität werden lichthärtende Werkstoffe heutzutage bevorzugt [96,152]. Die individuellen Abformlöffel aus lichthärtenden Materialien stehen sofort nach Anfertigung zur Verfügung. Anfang der neunziger Jahre erkannte Wöstmann, dass die individuelle, klinische Situation des Patienten für die Präzision einer Abformung ausschlaggebend ist. Er empfiehlt bei der Implantatabformung die Verwendung perforierter, individueller Löffel aus Kunststoff. Dabei sollte darauf geachtet werden, dass der Bereich der Perforationen verstärkt ist. Diese Verstärkung gewinnt man anhand von kaminartig gestalteten Perforationen. In kleinen Kaminen werden die Abformpfosten nur von einer dünnen Schicht aus Abformmasse umflossen, was eine zusätzliche Stabilität mit sich bringt. Wirz verglich die Abformungen mit konfektionierten und individuellen Löffeln untereinander und kam dabei zu dem Ergebnis, dass die Abformung mit individuellen Löffeln eine höhere Dimensionstreue aufweist. Durch die unterschiedlichen Schichtdicken zwischen Löffelwand und Zähnen kommt es zur ungleichmäßigen Schrumpfung der Abformmassen, wodurch die zylindrischen Zahnstümpfe einen ovalen Querschnitt erhalten. Der beschriebene Zustand wird in Abbildung 2.7. schematisch dargestellt.

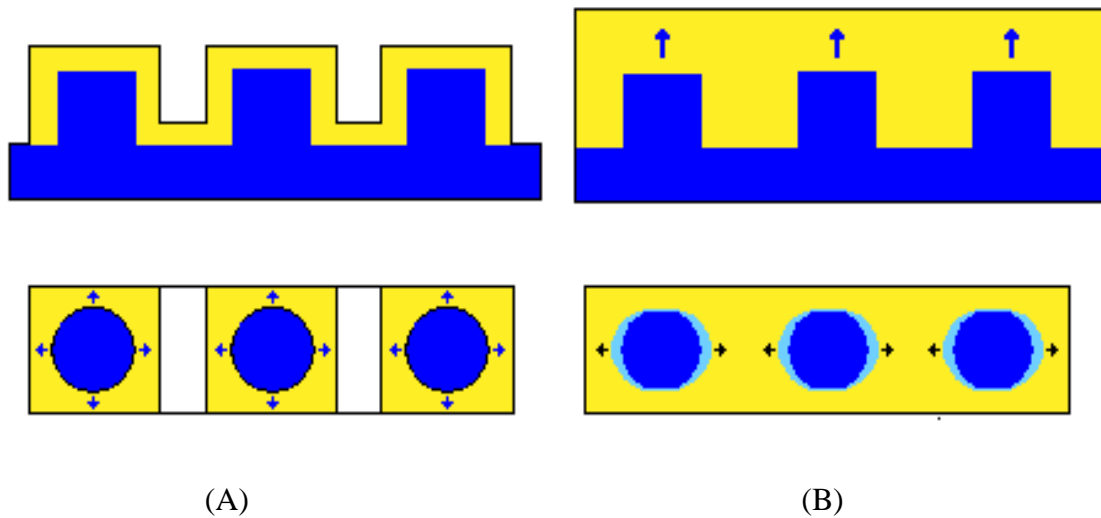


Abb. 2.7.: Schematische Darstellung von Abformungen mit zwei verschiedenen Löffeltypen

A: Abformung mit einem individuellen Löffel

B: Abformung mit einem konfektionierten Löffel

Lehmann und Burgdorf empfehlen die Verwendung perforierter, individueller Löffel aus Kunststoff mit einem Abstand von drei Millimetern zu den Zahnreihen bei zusätzlicher Benutzung von zuständigem Adhäsivlack[84]. In einer In-vitro-Studie von Burns, J. et al. wurde nachgewiesen, dass bei einer Implantatabformung mittels eines starren individuellen Löffels eine höhere Genauigkeit als bei der Abformung mit dem Polycarbonate flexiblen Löffel entstand. Der signifikante Unterschied bei 20 Millimetern Analogseparation lag bei $10\ \mu\text{m}$ [31]. Ähnliche Ergebnisse wurden auch von Hyun-Jung yi et al. belegt[162].

2.7 Andere Faktoren, die die Genauigkeit der Implantatabformung beeinflussen

2.7.1 Modifikation der Abformpfosten

Liou et al. fanden unterschiedliche Genauigkeitsergebnisse der Implantatabformung bei der Verwendung verschiedener Formen der Abformpfosten[81]. In einer In-vitro-Studie von Rashidan et al. wurden die Implantate der Firma Implantium Dentium (Seoul, Südkorea) nach ihren Abformpfosten hinsichtlich der Retentionsform mit den Implantaten der Firma Nobel Biocare AB (Göteborg, Schweden), deren Abformpfosten eine geringere Retentionsform (Replace Select) aufweisen, verglichen. Die Autoren haben festgestellt, dass die Implantatabformung mit den Abformpfosten, die eine geringere Retentionsform (Nobel Biocare AB) aufwies, eine höhere Genauigkeit als die mit den Retentionsform der Abformpfosten zeigt. Die Autoren ziehen den Schluss, dass die Form der Abformpfosten mehr die Genauigkeit der Implantatabformung beeinflusste als die Abformtechnik an sich[115]. Andere Studien haben entdeckt, dass nach dem Sandstrahlen und Streichen der Abformpfosten mit dem Haftlack des verwendeten Abformmaterials oder nach der Extension der Abformpfosten die Implantatabformung eine höhere Präzision aufweist[67,133,134]. In einer In-vitro-Studie von Lee et al. wurde die Ungenauigkeit der Abformung bei den tief eingesetzten subgingivalen Implantaten durch eine Vier-Millimeter-Verlängerung der originalen Abformpfosten ausgeglichen[86].

2.7.2 Angulation der Implantate

Die Abformung bei multiplen Implantaten mit unterschiedlichen Angulationsgraden konnte im Vergleich zu den senkrecht eingesetzten Implantaten bei Entnahme der Abformung von dem Meistermodell bzw. aus dem Mund des Patienten zu etwaiger höherer Deformation führen. Diese Abformungsdeformation könnte bei Zunahme der Zahl der angulierten Implantate größer sein[77]. Während einige Studien weniger Abformgenauigkeit bei der Untersuchung eines Meistermodells mit vier oder fünf angulierten Implantaten im Vergleich zu den senkrecht eingesetzten Implantaten fanden[12,59], stellten

andere Autoren Unterschiede fest, wenn das Meistermodell mit zwei oder drei Implantaten ausgestattet wurde, so dass kein deutlicher Unterschied zwischen den angulierten und senkrecht eingesetzten Implantaten bezüglich der Abformgenauigkeit zu sehen war[37,41]. Andere Faktoren wie die unterschiedlichen Positionen von der Connection zwischen den Implantaten und den dazugehörigen Abutments, die Tiefe der eingesetzten Implantate sowie Ausgießzeit der Abformung sind ebenfalls Faktoren, die die Implantatabformung beeinflussen[30,31,46,65,86].

2.8 Die Implantatsysteme Ankylos® und Xive®

Da in dieser Arbeit die Untersuchungen mit den Implantatsystemen Ankylos® und Xive® unternommen wurden, werden die beiden Systeme wie folgt vorgestellt.

2.8.1 Ankylos® Zahnimplantate

Die Marke Ankylos gehört der Firma FRIADENT GmbH Mannheim. Dieses Implantat ist ein patentiertes, progressives Sondergewinde aus Reintitan Grad Zwei. Seine stoffliche Zusammensetzung entspricht den Normen ISO 5832-2 und ASTM F 67. In diesem Implantat erkennt man von apikal nach zervikal drei Abschnitte.

- Implantatspitze

Die Spitze steht in räumlicher Analogie zur Wurzelspitze des natürlichen Zahns. Hierbei finden sich quer durch das progressive Gewinde zwei Ausfräsungen mit leicht gerundeten Kanten. Diese Ausfräsungen fungieren während des Einschraubvorgangs als Sammellöffel, um das Blut und die entstehenden Knochenstücke aus dem Implantatbett aufzunehmen.

- Implantatkörper

Um eine bessere Osseointegration zu gewährleisten, wurden der Ankylos-Implantatkörper sowie die Implantatspitze leicht aufgeraut. Die Autoren fanden bessere Osseointegration an der leicht aufgerauten Implantatoberfläche als an nicht oberflächenbehandelten Implantaten. In einer experimentellen Studie von Schroeder et al. fand man bei glatt polierten Implantatoberflächen eine Knochen-Implantat-Kontaktfläche von 20 Prozent. Im Gegensatz dazu wurde diese Kontaktfläche auf 40 Prozent durch eine Titanplasmabeschichtung vergrößert und durch Sandstrahlung mit Säureätzung sogar auf Werte von 52 bis 58 Prozent gesteigert. Diese Ergebnisse wurden von Buser et al. belegt[19,117].

- Implantathals

Hierbei handelt es sich um eine glatte Titanoberfläche. Um dem Periimplantitisrisiko vorzubeugen, werden heutzutage die glatthalsigen Zahnimplantate von den Implantologen empfohlen. Die Ankylos-Zahnimplantate sind in vier verschiedenen Durchmessern (3,5/4,5/5,5/7 Millimeter) und fünf Längen (8/9,5/11/14/17 Millimeter) erhältlich. Bezogen auf die individuelle Patientensituation, vor allem Volumen und Qualität des Kieferknochens, werden die entsprechenden Längen und Durchmesser des Implantats ausgewählt.

2.8.2 Xive®-Zahnimplantate

Die Firma FRIADENT GmbH Mannheim hat vor zehn Jahren die sogenannten Xive-Implantate auf den Markt gebracht. Das XiVE®-Implantatdesign ist eine Kombination aus zylindrischem Implantatkern und Gewindedesign.

Der krestale Bereich besteht aus einem erweiterten, zylindrischen Implantatkern mit kondensierendem Gewindeanteil. Der apikale Bereich ist ein selbstschneidendes Gewinde mit apikal ansteigender Gewindetiefe. Diese Implantate sind

ebenfalls aus medizinischem Reintitan (ISO 5832-2) hergestellt. Das Implantatoberflächendesign ist entweder ein glatter Hals mit geätztem, subzervikalem Rand und gestrahltem und geätztem Implantatkörper oder ein unpolierter Hals mit gestrahltem und in thermischem Vorgang geätztem Implantatkörper. Bezogen auf das Heilungsverfahren lassen sich Xive-Implantate in zwei Gruppen einteilen.

- Subgingivale Zahnimplantate (XiVE® S)

Hierbei handelt es sich um Xive-Implantate mit tiefliegendem Innensechskant. Dieser sichert den präzisen Sitz der prothetischen Komponenten im Implantat, indem lateral wirkende Kräfte über den Aufbau direkt von der inneren Geometrie des Implantats aufgenommen werden. XiVE® S wurden für zweizeitiges Implantationsverfahren hergestellt. Bei allen XiVE® S hat die Firma FRIADENT eine FRIADENT® TempBase aus Titanlagerung mit sechs Millimeter Höhe als Einbringpfosten angeboten. Sie dient auch als Aufbau für die Sofortversorgung mit einem hochwertigen Provisorium. Diese Implantate sind in fünf Längen (8\9,5\13\15\18 Millimeter) und fünf Durchmessern (3\3,4\3,8\4,5\5,5 Millimeter) lieferbar. Xive-Implantate mit einem Durchmesser von drei Millimetern sind ideal für Einzelzahnersatz im Frontzahnbereich und verblockte Einzelzahnversorgungen.

- Transgingivale Zahnimplantate (XiVE® TG)

Hier spricht man über Xive-Implantate mit einem verlängerten Implantathals mit Außenvierkant. Durch diesen Hals ist eine eindeutige und schnelle Positionierung des Aufbaus mit acht Positionierungsmöglichkeiten gesichert. XiVE® TG wurden für einzeitiges Implantationsvorgehen hergestellt. Dieser Xive-Implantattyp ist in fünf Längen (8\9,5\11\13\15 Millimeter) und drei Durchmessern (3,4\3,8\4,5 Millimeter) auf dem Markt. In dieser Arbeit wurden die subgingivalen Zahnimplantate (XiVE® S) untersucht.

2.9 Methoden zur Beurteilung der Präzision von Abformungen

In der wissenschaftlichen Literatur werden unterschiedliche Methoden zur Beurteilung der Genauigkeit von Implantatabformtechniken und -materialien beschrieben[9,27,124]. Generell lassen sich die Messmethoden bezüglich der Präzision von Abformungen in direkte und indirekte Verfahren unterteilen.

Mit der direkten Methode wird nur die entstehende Dimensionsveränderung an der Abformung unmittelbar gemessen. Hierbei kann auf den Arbeitsschritt der Gipsmodellherstellung verzichtet werden. Der Nachteil dieser Messmethode besteht darin, dass der Vergleich der Messdaten, die aus den Abformungen eines Meistermodells gewonnen werden, schwieriger ist als am Gipsmodell. In der Philipps-Universität Marburg verwendete Glockengiesser 2003 die sogenannte direkte Messmethode in seiner Untersuchung zur Genauigkeit verschiedener Abformmethoden in Kombination verschiedener Abformmaterialien bei Verwendung des Brånmark-Implantatsystems. Im Gegensatz dazu wird das indirekte Messvorgehen mittels Gipsmodellen durchgeführt. Hierbei handelt es sich um eine Messmethode, die sowohl zwei-, als auch dreidimensional sein kann.

2-D-Messvorgang

- optische Vermessung mit Hilfe des Mikroskops

In den Untersuchungen von Roberts et al., Quick et al. und Liou et al. wurde die Dimensionsgenauigkeit der Abformung mit einem an einen Computer angeschlossenen Mikroskop überprüft. Um ein exaktes und reproduzierbares Anfahren der Messpunkte zu gewährleisten, sind Referenzmarkierungen mit Hilfe von Kugeln oder Metallstiften auf dem Meistermodell und auch auf den Gipsmodellen notwendig[81,111].

- Vermessung mit Hilfe der gegossenen Suprakonstruktion

Bei dieser Methode wird ein Standardgerüst auf dem Urmodell hergestellt. Das Gerüst hat eine optimale Passung und spielt ebenso eine Rolle als Referenz für

die Passgenauigkeit auf den Gipsmodellen. Durch die Messung der Abweichungen des Gerüsts auf den Gipsmodellen mit Hilfe einer Messlehre konnte die Abweichung bei der Positionsübertragung berechnet werden[9].

- 3-D-Messvorgang

In den oben beschriebenen 2-D-Messmethoden konnte die übertragene Implantatposition nach der Abformung entweder senkrecht oder horizontal überprüft werden. Die Messung von Neigung und Rotation der übertragenen Implantate wird mit der 3-D-Messmethode ermöglicht.

- 3-D-Koordinatenmessgerät

Die Vermessung mit einer Koordinatenmessmaschine erfolgt durch die punktuelle Antastung des zu untersuchenden Objektes mit einem Taster (Kugel oder Nadel) mit unterschiedlichen Längen und Durchmessern. Dieser Taster ist mit elektronischen Sensoren für X-, Y- und Z-Koordinaten versehen und übergibt die Messdaten an einen angeschlossenen Computer. Durch die CAD-Software werden die Ebenen sowie die Winkel zwischen den Ebenen des zu untersuchenden Objekts definiert und die Messdaten werden als Referenzen für weitere Messungen gespeichert. Wöstmann und seine Mitarbeiter überprüften die Dimensionstreu der Abformmaterialien und Abformtechniken mittels einer 3-D-Koordinatenmessmaschine mit einer Antastunsicherheit von $0,2\ \mu\text{m}$ und einer Wiederholungsgenauigkeit von $0,3\ \mu\text{m}$ [129]. Diese Maschine ermöglichte hochpräzise Vermessungen von Urmodellen bzw. Gipsmodellen. Wichmann und seine Mitarbeiter untersuchten die Qualität der Abformungsübertragung auch mit Hilfe der 3-D-Koordinatenmessmaschine mit einer Reproduktionsgenauigkeit von 3 bis $5\ \mu\text{m}$ [157]. In der wissenschaftlichen Literatur wurde auch eine Reihe von anderen 3-D-Messmethoden in Bezug auf die Dimensionsgenauigkeit von Implantatabformungen beschrieben. An der Universität von Michigan kam zum ersten Mal ein Laserscanner zum Einsatz. Die Laservideografie erfolgte mit einem Raster von $100\ \mu\text{m}$ in der Horizontalebene und von einem μm in der Vertikalebene. Bei dieser Messmethode wird nach dem Scannen eine 3-D-Abbildung

des zu vermessenden Objekts im angeschlossenen Computer erstellt. Hierbei werden die eingescannten Bilder der Gipsmodelle mit denen des Urmodells verglichen und anschließend ausgewertet. Filho et al. hatten mit einem Scanverfahren vier verschiedene Abformtechniken bei 24 osseointegrierten Zahnimplantaten mit 90 und 65 Grad in Bezug auf die Horizontalebene überprüft[54].

3 Ziel der Arbeit

In der vorliegenden Studie werden unter In-vitro-Bedingungen die beiden Implantatabformtechniken Pick up und Reposition bei Verwendung von drei Abformmaterialien miteinander verglichen. Des Weiteren werden die beiden Implantatsysteme Ankylos und Xive der Firma Friadent vor- und gegenübergestellt. Aus der dreidimensionalen Übertragung der Implantatpositionen vom Meistermodell auf das Gipsmodell ergeben sich weitere Fragestellungen, die im weiteren Verlauf dieser Arbeit erörtert werden. Zunächst wird auf die Frage eingegangen, inwieweit sich die Implantatachsenneigung bei der Projektion auf das Gipsmodell ändert und wie groß die dabei auftretende Rotation ist, falls es bei der Übertragung zu einer solchen kommen sollte. Weiterhin ist darauf einzugehen, ob sich der Implantatsmittelpunkt bei der räumlichen Übertragung auf das Gipsmodell verschiebt. Dabei wäre zwischen einer translatorischen Verschiebung und einer Abweichung auf den räumlichen Achsen in einem gedachten Koordinatensystem zu differenzieren.

4 Material und Methode

4.1 Verwendete Materialien

4.1.1 Abformmaterialien

In Abhängigkeit von den chemischen Eigenschaften wurden die Abformmaterialien in dieser folgenden Arbeit in drei Stoffgruppen eingeteilt.

- 1) additionsvernetzende Silikone (A-Silikon)
 - a. Express 2 Penta Putty von 3M ESPE (Seefeld) mit einer Verarbeitungszeit von 1,30 Minuten und einer Aushärtungszeit von 3,00 Minuten
 - b. Express 2 Light Body Standard von 3M ESPE (Seefeld) mit einer Verarbeitungszeit von 2,00 Minuten und einer Aushärtungszeit von 3,50 Minuten
- 2) Polyether: Impregum Penta von 3M ESPE (Seefeld) mit einer Verarbeitungszeit von 2,45 Minuten und einer Aushärtungszeit von 6,00 Minuten

Vinylsiloxanether: EXA'lence von GC. Kombination von Polyether und A-Silikon

Tab. 4.1: Aufstellung der verwendeten Abformmaterialien

Abformmaterial	Hersteller	Chargennummer	Haltbarkeit	Stoffgruppe
Express 2 Penta Putty	3M ESPE (Seefeld)	Lot 421929	10\2012	A-Silikon
Express 2 Light Body Standard	3M ESPE (Seefeld)	Lot 417928	08\2012	A-Silikon
Impregum Penta	3M ESPE (Seefeld)	Lot 421928	05\2013	Polyether
EXA'lence	GC	Lot 1012151	06\2013	Vinylsiloxanether

4.1.2 Adhäsivlacke

Eine gute Haftung ist für die Dimensionsgenauigkeit der Abformmasse und dem damit verbundenen Erfolg des Zahnersatzes obligatorisch. Um diese Haftung zu erhöhen, wurden spezielle Haftlacke benutzt. Diese wurden vor dem Einbringen des Abformmaterials dünn-schichtig auf die Innenfläche des Abformlöffels gestrichen und fünf Minuten zur absoluten Trocknung belassen. Für jedes Abformmaterial wurde entsprechend folgender Tabelle ein anderer Adhäsivlack benutzt[8,90,145].

Tab. 4.2: Verwendete Adhäsive

Adhäsivlack	Hersteller	Chargennummer	Haltbarkeit	Abformmaterial
Universal- Adhäsive für Silikone	Heraeus	Lot 360135	08\2014	Express 2 Penta Putty
Polyether Ad- häsive	3M ESPE (Seefeld)	Lot 452468	07\2014	Impregum Penta
Universal VPS Adhäsive	GC	Lot 1101201	01\2014	EXA'lence

4.1.3 Abformlöffel

Die Abformungen wurden mittels Abformlöffel genommen. Dabei kam für jede Abformtechnik der Abformlöffel mit den günstigsten Eigenschaften zum Einsatz. Dies waren der konfektionierte und der individuelle Löffel.

Konfektionierter Serienlöffel

Die geschlossene Abformung wurde mittels eines konfektionierten Abformlöffels aus rostfreiem Metall (Henry Schein Dental) für teilbezahnten Oberkiefer mit der Größe 3 durchgeführt. Diese Größe wurde auf das Meistermodell angepasst. Hierbei ist ein ausreichender Abstand zwischen den Äquatoren bzw. Implantaten und der Löffelwände im

Bereich des Unterschnitts zu beachten. Dieser sollte mindestens dreimal – besser viermal – so groß sein wie seine Tiefe. Dieser Abstand ist erforderlich, um der Deformation des Abformmaterials möglichst vorzubeugen und die Rückstellung des Materials zu gewährleisten[21,90].

Individueller Löffel

Die Pick-up-Abformtechnik wurde mit einem individuellen Löffel, der aus dem lichthärtendem Kunststoff, Impression Tray Resin LC (Henry Schein Dental, Langen), hergestellt wurde, ausgeführt. Vor der Herstellung des Löffels musste die drei- bis vierfache Tiefe der Infrawölbungen ausgeblockt werden, um der extremen Stauchung der Abformmasse bei der Entnahme der Abformung vorzubeugen [21,145]. Außerdem lagen in diesem Löffel sechs Perforationen mit dem Durchmesser von circa fünf Millimetern vor, um einen Zugang zur Halteschraube des Abformpfostens auch nach der Aushärtung des Abformmaterials zu gewährleisten. Idealerweise sollte der Abformlöffel im Bereich der Perforationen verstärkt sein und kleine "Kamine" aufweisen, in denen die Abformpfosten nur von einer dünnen Schicht Abformmaterial bedeckt sind, um eine bessere Stabilität der Abformpfosten bei der Übertragung weitestgehend zu ermöglichen. Die Formstabilität des individuellen Löffels weist sich als Hauptmangel auf, daher musste, um die ausreichende Steifigkeit des Löffels zu gewährleisten, eine optimale Wandstärke von mindestens drei bis vier Millimetern aus PMMA eingehalten werden [8,21,145].

4.1.4 Gipsmodell

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

4.2 Untersuchte Abformtechniken

In Abhängigkeit von den Abformmaterialien dieser Arbeit wurden die beiden Abformtechniken (Pick up und Reposition) als zwei verschiedene Abformmethoden ausgeführt.

1 - Monophasenabformung

Die Impregum-Penta- und EXA'lence-Abformmaterialien wurden mit der Monophasenabformmethode verarbeitet, die sich als einzeitig-einphasige Abformtechnik auszeichnet. Mit der Monophasenabformtechnik wurde erst das niedrigvisköse Abformmaterial mit Hilfe einer Spritze über die Abformpfosten appliziert und anschließend der mit demselben Material beschickte Abformlöffel auf das Meistermodell aufgesetzt.

2 - Doppelmischabformung

Express 2 Penta Putty und Express 2 light body Standard wurden mit dieser Technik bearbeitet, die sich als einzeitig-zweiphasige Abformtechnik auszeichnet. In dieser Technik wird das Material mit dünnfließender Konsistenz aus der Spritze an den Abformpfosten entlang appliziert, gleichzeitig wird der Abformlöffel mit dem hochviskösen Abformmaterial gleicher chemischer Basis befüllt. Im Anschluss wird der Abformlöffel zügig in das Urmodell eingesetzt. Hierbei konnten die Abdruckmaterialien gleichzeitig abbinden[59,90].

4.2.1 Geschlossene Abformung

Mit Hilfe des konfektionierten, herkömmlichen Abformlöffels wurde die Abformung mit der Repositionstechnik durchgeführt. Als Abformmaterial dienten die o. g. Materialien. Mittels der Transfer-Caps wurde die Übertragung der Implantate in dieser Abformtechnik ideal gesichert. Die Transfer-Caps verblieben nach Entnahme der Abformung aus dem Meistermodell in der Abformung. Nach Entnahme der Abformung mussten

erst die Abformpfosten der Xive-Implantate herausgeschraubt werden, danach wurden sie in die Abformung in den bereits genannten Transfer-Caps reponiert. Bei den Ankylos-Implantaten wurden die Transfer-Caps nicht verwendet, deshalb wurden die Abformpfosten unmittelbar nach Entnahme der Abformung in der Ursprungsposition arretiert.

4.2.2 Offene Abformung

Bei der offenen Abformung, auch Pick-up-Technik genannt, ist die Verwendung individueller Löffel obligat. Die Halteschrauben der Abformpfosten wurden durch die sechs Perforationen des Löffels eingeführt und mussten vor der Entnahme der Abformung nach der Aushärtungszeit des Abformmaterials wieder abgeschraubt werden. Hierdurch verblieben die Abformpfosten nach Entnahme der Abformung in der Abformung.

4.3 Implantat-Urmodell

4.3.1 Beschreibung

Unser Urmodell war ein teilbezahnter Oberkiefer aus Acryl-Ortho und von 12 bis 22 bezahnt. Hierbei wurde die Situation im Munde des Patienten imitiert. Die drei Implantate Xive in Regio 14, 18 und 26 und die drei Implantate Ankylos in Regio 16, 24 und 28 waren in runden Edelstahlröhrchen mit einer eigens für diese Implantate vorgesehenen Bohrung befestigt. Außerdem stand in der Mitte des Gaumens ein Edelstahlquader, den die Messmaschine als Referenzpunkt für das Koordinatensystem benötigte. Die Edelstahlröhrchen und Edelstahlquader waren auf einer Edelstahlplatte fest fixiert, um die Ungenauigkeit des Kunststoffes zu vermeiden. Als Herstellungsmaterial diente das Acryl-Ortho (Henry Schein Dental, Langen). Es handelt sich um einen Prothesenkunststoff für Schienen, der als Kaltpolymerisat verarbeitet wird und sich nach seiner Verarbeitung durchsichtig darstellt.



Abb. 4.1: Urmodell mit Xive-Implantaten regio 14, 18, 26 und mit Ankylos-Implantaten regio 16, 24, 28

4.3.2 Herstellung

Um das Implantat-Urmodell nach unseren Anforderungen zu erhalten, benötigten wir zum einen ein Oberkiefermodell und zum anderen ein Edelstahlgerüst. Das Oberkiefermodell wurde von einem teilbezahnten Patienten mithilfe eines Dublierabdrucks hergestellt. Dieser Abdruck wurde mit flüssigem Wachs ausgegossen und zum Erhärten stehen gelassen. Zur Herstellung des Edelstahlgerüsts wurden neun Edelstahlröhrchen auf eine ein Zentimeter dicke Edelstahlplatte fest verschraubt. Auch ein zehn Zentimeter hoher Edelstahlquader mit der Breite von einem Zentimeter wurde auf dieser Edelstahlplatte befestigt. Der Edelstahlquader und die Edelstahlröhrchen standen parallel zueinander und rechtwinklig zur Platte und damit auch zur Tischebene. Das zuvor hergestellte Wachsmo­dell wurde nun auf unser Edelstahlgerüst gesetzt und die dabei entstehenden Hohlräume zwischen Wachsmo­dell und Gerüst wurden mit flüssigem Wachs ausgeblockt. Ein Dublierabdruck von dem Wachsmo­dell und der Edelstahlplatte wurde angefertigt. Nach Aushärtung wurde das Wachs entfernt und das Edelstahlgerüst im Dublierabdruck reponiert. Ein Einlauftrichter wurde in die Dubliermasse geschnitten und durch ihn der Dublierabdruck mit Prothesenkunststoff [Acryl Ortho von Henry Schein Dental (Langen)] ausgegossen. Der Dublierabdruck wurde 30 Minuten lang in einen Drucktopf mit 45 Grad Celsius warmem Wasser gelegt, um eine bessere Auspolymerisierung zu sichern. Überschüssige Kunststoffreste wurden anschließend entfernt. Mithilfe eines Parallelometers wurden die sechs Implantate mit Galvanokleber in vorgeschriebener Position in den sechs Edelstahlröhrchen fixiert. Mit einem Sandstrahl

wurden vorher für eine bessere Retention die Röhren zwischen Kleber und Metall aufgeraut. Durch die Verwendung des Parallelometers wurde eine parallele Anordnung sowohl zur Edelstahlplatte als auch zur Tischebene sichergestellt.

4.4 Versuchsdurchführung

4.4.1 Rahmenbedingungen

Als Rahmenbedingungen für die Versuchsdurchführung galten eine Raumtemperatur von 23 Grad Celsius \pm 1 Grad Celsius und eine konstante Luftfeuchtigkeit von 50 Prozent. Die Verarbeitung der Abformmaterialien erfolgte nach Herstellerangaben.

4.4.2 Erstellung der Versuchsreihen und Durchführung der Abformung

Insgesamt wurde das Meistermodell 60 Mal abgeformt; das entsprach je 20 Abformungen pro Abformmaterial. Diese 20 Abformungen wurden entsprechend der Abformtechniken nochmals in zwei Serien von jeweils zehn Abformungen unterteilt, so dass insgesamt sechs unterschiedliche Versuchsserien entstanden. Die Abformlöffel, die mit Abformmaterial beschickt werden sollten, wurden zunächst gleichmäßig und dünn-schichtig mit dem für jedes Abformmaterial geeigneten Haftlack bestrichen und für fünf Minuten trocknen gelassen. Nach dem Abdruckverfahren wurden die Abformungen für 60 bis 90 Minuten ruhen gelassen, um eine höchstmögliche Rückstellung des Abformmaterials zu gewährleisten[90]. Die fertigen Gipsmodelle wurden zunächst acht Tage lang aufbewahrt. In den ersten 24 Stunden dieser Lagerungszeit erfolgte eine maximale Expansion des Gipses, wonach die restlichen Tage für die sich anschließende Schrumpungsphase benötigt wurden. Erst dann konnte das Messverfahren angewendet werden.

Tab. 4.3: Aufstellung der Versuchsserien

Serie	Abformmaterial	Hersteller	Stoffgruppe	Abformmethode	Löffelart
1	Express putty und Express Light	3M-ESPE (Seefeld)	A-Silikon	Pick-up-Technik	individueller Löffel
2	Express putty und Express Light	3M-ESPE (Seefeld)	A-Silikon	Repositionstechnik	konfektionierter Löffel
3	Impregum Penta	3M-ESPE	Polyether	Pick-up-Technik	individueller Löffel
4	Impregum Penta	3M-ESPE	Polyether	Repositionstechnik	konfektionierter Löffel
5	EXA'lence	GC	Vinylsiloxanether	Pick-up-Technik	individueller Löffel
6	EXA'lence	GC	Vinylsiloxanether	Repositionstechnik	konfektionierter Löffel

4.4.3 Herstellung des Gipsmodells

Wie bereits unter 4.4.2 dargestellt, wurden die Abformungen nach Entnahme für 60 bis 90 Minuten stehengelassen, um eine möglichst vollständige Rückstellung des Abformmaterials sicherzustellen. Anschließend wurden die Abformungen unter Berücksichtigung der Herstellerangaben mit Superhartgips ausgegossen.

Bei der Pick-up-Abformtechnik wurden die Manipulierimplantate der Ankylos-Implantate auf den entsprechenden Abformpfosten in der Abformung verschraubt. Andererseits wurden die Laboranaloga der Xive-Implantate so in den Abformpfosten eingefügt, bis die Schulter hörbar einrastete.

Bei der Reposition-Abformtechnik wurden erst die Abformpfosten der Ankylos-Implantate unter Druck in die herkömmliche Position eingefügt, danach wurden die Laboranaloge verschraubt und die Laboranaloge der Xive-Implantate mit Hilfe der Transfer-Caps in der Abformung reponiert; dann wurden die Laboranaloge in den Abformpfosten komponiert, bis die Schulter hörbar einrastete.

Es wurden 40 Milliliter destilliertes Wasser zu 200 Gramm Gipspulver gegeben und anschließend nach 20 Sekunden mit einem Gipsspatel vermischt. Zur Abmessung der verwendeten Gipsmenge wurde die Digitalwaage (Soehnle, Nassau, Lahn) verwendet. Das Gemisch wurde für 40 Sekunden bei 350 U/min ins Vakuummischgerät Twister (Renfert Hilzingen) gestellt. Im Vakuum herrschte ein Druck von 80 bis 100 mbar, um Blasenbildung des Gipses und Sieden des Wassers zu vermeiden. Die Abformungen wurden mit Hilfe des Rüttelgerätes Vibrax (Renfert, Hilzingen) ausgegossen. Die Gipsmodelle wurden mit Modell-Tray-Formen gesockelt. Nach 90 Minuten Aushärungszeit wurden die Abformungen vom Gipsmodell entfernt.

Bei der Repositionsmethode wurden nach Entfernung der Abformungen die Abformpfosten der Ankylos-Implantate vom Gipsmodell abgeschraubt, wohingegen die Abformpfosten der Xive-Implantate aufgrund des Snap-on-Mechanismus in der Abformung verblieben. Bei der Pick-up-Methode wurden die Abformpfosten beider Implantatsysteme Ankylos sowie Xive erst abgeschraubt, bevor die Abformung vom Gipsmodell entfernt wurde.

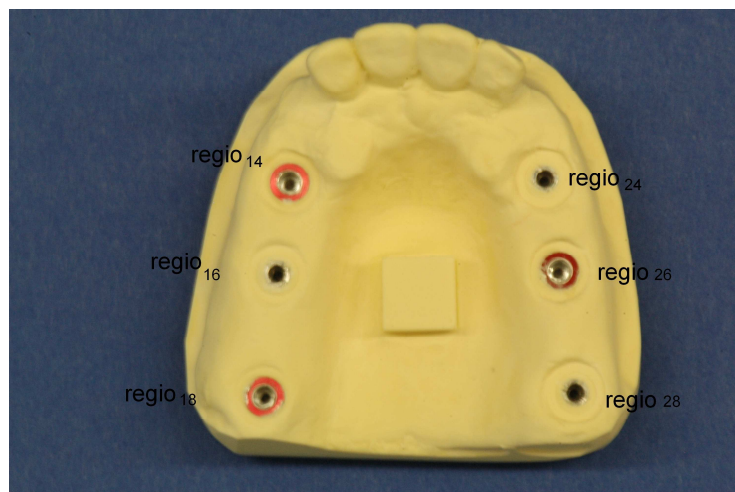


Abb. 4.2: Hergestelltes Gipsmodell mit Xive-Implantaten regio 14, 18, 26 und mit Ankylos-Implantaten regio 16, 24, 28

4.5 Modellvermessung

4.5.1 Gerätschaft zur Modellvermessung

Alle Modelle, sowohl Meister- als auch Gipsmodelle, wurden mit einer 3-D-Koordinaten-messmaschine RAPID von THOME PRÄZISION (Messel; Maschinen-Nr.: P 654203, Baujahr: 04/2007), dessen Messbereich zwischen 600/500/400 und 800/500/400 mm³ liegt, vermessen [129]. Dabei handelt es sich um eine CNC-gesteuerte Koordinatenmessmaschine, die mit optimierten Luftlagerpräzisionsführungen in allen Achsen ausgerichtet ist. Unter CNC (computerisierte numerische Steuerung) ist eine elektronische Methode zur Steuerung und Regelung von Werkzeugmaschinen (CNC-Maschinen) bzw. dafür eingesetzte Geräte (Controller, Computer) zu verstehen. Zur Vermessung der Meister- und Gipsmodelle wurde ein Taster mit einem Durchmesser von zwei Millimetern und einer Länge von 20 Millimetern ausgewählt.

4.5.2 Individuell angefertigte Aufbauten zur Vermessung des Urmodells und der Gipsmodelle

Vermessungsaufbauten

Die individuellen Vermessungsbauten ermöglichten eine indirekte Quantifizierung der Veränderung der Implantatposition in Bezug auf das Meistermodell. Dazu wurden zunächst sechs Edelstahlquader mit den Maßen 8 x 8 x 8 Millimeter angefertigt. Eine Seite der Quader wurde jeweils mit dem Durchmesser, der den Abformpfosten entsprach, und einer Tiefe von fünf Millimetern angebohrt. Die jeweilig gegenüberliegende Seite wurde zur leichteren Einführung eines Schraubenziehers ein Millimeter tief angebohrt. Die so vorgefertigten Edelstahlquader wurden jetzt mit Hilfe eines Galvanoklebers parallel zueinander auf die Abformpfosten geklebt und entsprechend der Implantatpositionen von A bis F geordnet. Um Messfehler durch Ungenauigkeiten bei der Anfertigung zu vermeiden, war darauf zu achten, dass der Achtkant des Abform -

pfostens immer in der gleichen Platzierung auf dem Implantat bzw. Laboranaloga einrastete.

4.5.3 Grundlagen Messtechnik

Die 3-D-Koordinatenmessmaschine RAPID von THOME PRÄZISION (Messel) hatte sich mit der Software Metrolog XG 9 ausgerichtet [129].

Allgemeine mathematische Grundlagen, die der Software der 3-D-Koordinatenmessmaschine zugrunde liegen [161]

Die Software der 3-D-Koordinatenmaschine bediente sich folgender mathematischer Mittel, um Vektoren, Ebenen und Geraden zu berechnen:

1 - Verwendung der Formel zur Berechnung eines Vektors V im 3-D-Raum:

$$|\mathbf{v}| = \sqrt{Xv^2 + Yv^2 + Zv^2}$$

2 - Formel zur Berechnung des Skalarprodukts:

$$\mathbf{v} * \mathbf{w} = \begin{pmatrix} Xv \\ Yv \\ Zv \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} Xw \\ Yw \\ Zw \end{pmatrix} = xVxW + yVyW + zVzW$$

($\mathbf{v} = (xV, yV, zV)$ und $\mathbf{w} = (xW, yW, zW)$ zwei Vektoren im Referenzsystem R)

3 - Formel zur Berechnung eines Winkels zwischen zwei Vektoren v und w:

$$\mathbf{v} * \mathbf{w} = |\mathbf{v}| \cdot |\mathbf{w}| \cdot \cos \alpha \quad (\alpha \text{ ist ein Winkel zwischen den Vektoren } \mathbf{v} \text{ und } \mathbf{w})$$

4 - Vektorprodukt zur Berechnung eines normalen Vektors in einer Ebene:

$$\mathbf{n} = \mathbf{v} \times \mathbf{w} = \begin{pmatrix} Xv \\ Yv \\ Zv \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} Xw \\ Yw \\ Zw \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} YvZw - ZvYw \\ ZvXw - XvZw \\ XvYw - YvXw \end{pmatrix}$$

5 - Formel zur Berechnung eines Vektorprodukts von zwei Vektoren v und w:

$$|\mathbf{v} \times \mathbf{w}| = |\mathbf{v}| \cdot |\mathbf{w}| \cdot \sin \alpha \quad (\alpha \text{ ist ein Winkel zwischen den Vektoren } \mathbf{v} \text{ und } \mathbf{w})$$

4.5.4 Programmierung und Messmaschine

Spezielle Programme ermöglichten die Bestimmung von Werkstücken, Formen und Referenzpunkten durch mögliche Wiederholungen der Messungen in selbiger Reihenfolge. Alle Messwege, die für alle Messpunkte auf dem Meister- und Gipsmodell gleichermaßen durchgeführt wurden, wurden im Programm abgespeichert.

Messmethode

Nach Anschalten der Koordinatenmaschine und des Startens des Messprogramms wurde ein Taster mit dem Durchmesser von zwei Millimetern und einer Länge von 20 Millimetern ausgesucht und die Ausrichtung der Messkoordinaten initiiert. Dem sich in der Mitte des Gaumens befindenden Edelstahlquader wurde in der Nähe von Mittelpunkt P 1 ein Startpunkt (erster Antastpunkt) zugeordnet, der für alle Messungen gleichermaßen gültig war. Hiernach erfolgte die Aktivierung des CNC-Modus. Es wurden sukzessiv alle drei Ebenen E 1 – E 2 – E 3 am Edelstahlquader in gleicher Weise definiert. Dazu wurden jeweils drei möglichst weit voneinander entfernte Punkte zur Bestimmung jeder einzelnen Ebene ausgewählt. Nach dem Vermessungsverfahren ergaben sich zwei Geraden g1: Schnittgerade von E 1 mit E 2 und g 2: Schnittgerade von E 1 mit E 3 (Abb. 4.3). Anschließend wurde die geometrische Ausrichtung an dem WKS (=Edelstahlquader) berechnet und diese aktiviert: E1= +z (Hauptachse), E3= -x (Nebenrichtung) und Ursprung = P1 (x = E3, y = E2, z = E1): die CAD-Ausrichtung war mit dem WKS verbunden, u. U. ergab das WKS die Referenz.

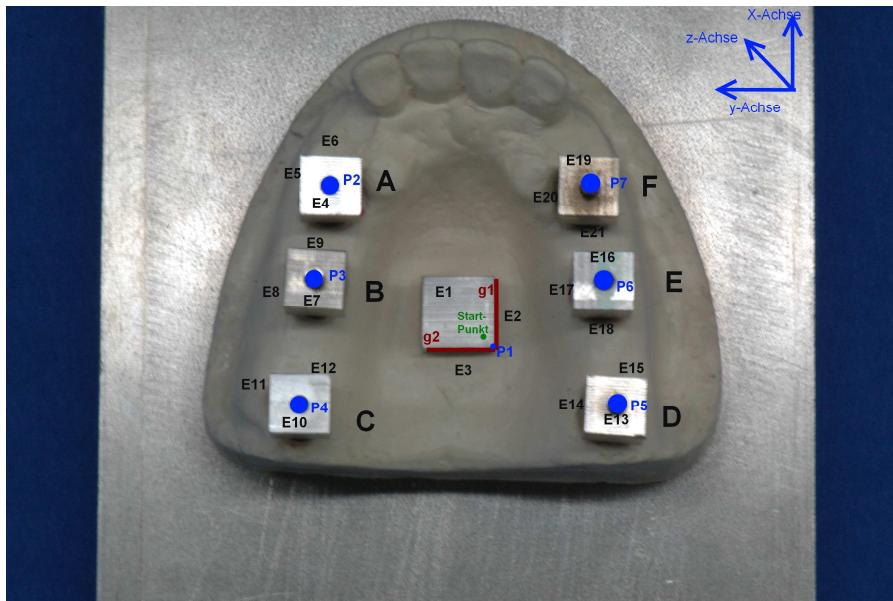


Abb. 4.3: Schematische Darstellung der einzelnen Vermessungselemente:

P1-7 = Punkt1-7; E1-21 = Ebene1-21; g1-2 = Gerade1-2; A-F = unterschiedliche Implantatpositionen (A, C, E = Xive-Implantate; B, D, F = Ankylos-Implantate)

Danach wurden E 4 – E 21 mittels jeweils drei sich möglichst weit auseinander befindlichen Punkten definiert und in der Reihenfolge festgelegt. Nach Vermessung aller Ebenen erfolgte die Bestimmung und Berechnung von Winkeln und Abständen[161].

A) Neigungswinkel im Hinblick auf Referenzebene E 1

- Winkel 1 = zwischen E1 und E4 (Implantatposition A = Xive-Implantat regio 14)
- Winkel 2 = zwischen E1 und E7 (Implantatposition B = Ankylos-Implantat regio 16)
- Winkel 3 = zwischen E1 und E10 (Implantatposition C = Xive-Implantat regio18)
- Winkel 4 = zwischen E1 und E13 (Implantatposition D = Ankylos-Implantat regio 28)
- Winkel 5 = zwischen E1 und E16 (Implantatposition E = Xive-Implantat regio26)
- Winkel 6 = zwischen E1 und E19 (Implantatposition F = Ankylos-Implantat regio 24)

B) Rotationswinkel in Bezug auf Referenzebene E2

- Winkel 7 = zwischen E2 und E5 (Implantatposition A = Xive-Implantat regio14)
- Winkel 8 = zwischen E2 und E8 (Implantatposition B = Ankylos-Implantat regio 16)
- Winkel 9 = zwischen E2 und E11 (Implantatposition C = Xive-Implantat regio18)
- Winkel 10 = zwischen E2 und E14 (Implantatposition D = Ankylos-Implantat regio28)
- Winkel 11 = zwischen E2 und E17 (Implantatposition E = Xive-Implantat regio26)
- Winkel 12 = zwischen E2 und E20 (Implantatposition F = Ankylos-Implantat regio24)

Die Mittelpunkte lagen nach Implantatposition entweder in E 4, E 7, E 10, E 13, E 16 oder E 19 und ergaben sich aus den beiden Mittelgeraden der anderen beiden Ebenen eines Vermessungsquaders.

C) Mittelpunkte der Implantate:

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

4.5.5 Vermessung des Urmodells

Zur Vermessung des Meistermodells wurden die Messaufbauten (Edelstahlquader) in die richtige Position des Urmodells aufgeschraubt und das Meistermodell auf dem Messtisch fixiert. Das Meistermodell wurde in gleicher Stellung zehn Mal vermessen. Hiernach wurde ein Mittelwert für alle gemessenen Winkel und Abstände errechnet. Dieser wurde im Messprogramm als Sollwert abgespeichert und als Referenzwert für alle weiteren Messungen an den Gipsmodellen angesehen.

4.5.6 Vermessung der Gipsmodelle

Das Messverfahren an den Gipsmodellen entsprach dem am Urmodell. Dabei wurde das Gipsmodell in einer Modell-Tray-Form auf dem Messtisch fixiert. Am Gipsmodell begann der Taster am Startpunkt des Quaders, der sich in der Mitte des Gaumens befand. Mit Hilfe des Messprogramms sollte die Differenz zwischen dem gespeicherten Sollwert und dem Istwert errechnet werden.

4.5.7 Disclaimer

Alle in dieser Arbeit verwendeten Implantate und Materialien wurden von der Poliklinik der Zahnärztlichen Prothetik UKGM Gießen bereitgestellt. Die Untersuchungen sind gänzlich unabhängig von den Unternehmen.

4.6 Auswertung der Messdaten

Zur Auswertung aller Messdaten wurde das Statistik-Programm SPSS (Version 18.0) im Windows-System verwendet. Es wurden die Streumaße der Standardabweichung und die ständige Abweichung vom Mittelwert dargestellt. Jegliche Ergebnisse dieser Arbeit wurden auf CD-ROM gesichert und werden für mindestens zehn Jahre aufbewahrt.

4.6.1 Statistische Testverfahren

Mit Hilfe folgender statistischer Testverfahren wurden die Messdaten dieser Arbeit validiert.

- Test auf Normalverteilung

Dieser Test wird häufig in der Messtechnik angewandt. Hiermit wird beschrieben, wie viele Messpunkte innerhalb einer gewissen Streubreite liegen. Eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung liegt bei $p < 0,05$, bei größeren Werten kann auf die Normalverteilung verzichtet werden [71,147]. Die Normalverteilung wird in dieser Untersuchung mit dem Shapiro-Wilk-Test durchge-

führt, der kleinere Stichproben mit $n < 50$ überprüft. Die Gesamtzahl der Proben pro Testreihe waren zehn Modelle.

- t-Test

Dieser Test wird zum Vergleich zweier unabhängiger, normal verteilter Stichproben durchgeführt [5,73].

- H-Test

Der Kruskal-Wallis-Test (nach William Kruskal und Wilson Allen Wallis; auch H-Test) ist ein parameterfreier, statistischer Test, mit dem mehr als zwei unabhängige, nicht normal verteilte Stichproben miteinander verglichen werden

- Mann-Whitney-U-Test

ist ein parameterfreier, statistischer Test. Der U-Test ist ein Homogenitätstest und wird bei Übereinstimmung zweier Verteilungen durchgeführt.

Des Weiteren diente die unifaktorielle ANOVA zum Vergleich von mehr als zwei unabhängigen, normal verteilten Stichproben [69,130].

4.6.2 Signifikanzniveau

Die Ergebnisse werden statistisch signifikant angesehen, wenn eine Fehlerwahrscheinlichkeit von fünf Prozent besteht [15].

4.6.3 Grafische Darstellung

In dieser Arbeit dienen die Boxplots und Fehlerbalken der graphischen Veranschaulichung von Lage und Verteilung der Stichprobenwerte.

Boxplotdiagramme

Ein Boxplot (Kastengrafik) dient der graphischen Darstellung der Lage und Verteilung von statistischen Daten innerhalb eines definierten Bereichs. Es werden Median, das obere bzw. untere Quartil und die Extremwerte dargestellt. Innerhalb der Box liegen 50 Prozent der Daten. Der Bereich von Box und Whisker zusammen gibt an, dass hier der Großteil der Daten liegt. Die Lage des Medians innerhalb der Box verdeutlicht eine symmetrische oder schiefe Verteilung. Der Boxplot ist jedoch für bi- oder multimodale Verteilungen eher weniger geeignet. Der Boxplot verschafft einen schnellen Überblick über die gesammelten Daten, die sich unabhängig von ihrer Verteilung darstellen lassen[71].

Fehlerbalken

Fehlerbalken werden zur graphischen Darstellung numerischer Daten verwendet. Dabei werden die auf systematischen oder statistischen Fehlern beruhenden möglichen Abweichungen der Messwerte vom tatsächlichen Wert der Messgröße dargestellt. Die Fehlerbalken stellen in der Breite die doppelte Standardabweichung um den Mittelwert dar. Daraus folgt, dass unter den normalverteilten Messdaten der tatsächliche Wert mit einer Wahrscheinlichkeit von 68 Prozent innerhalb der Fehlerbalken liegt [71].

5 Ergebnisse

5.1 Neigungsänderung

5.1.1 Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Neigung der Implantatachse beim Xive-System

Da die Werte der Neigungsänderung bezogen auf die Implantatsysteme Xive und Ankylos nach dem Shapiro-Wilk-Test nicht der Normalverteilung folgten, wurden die grafischen Darstellungen für die beiden Systeme in Boxplot durchgeführt.

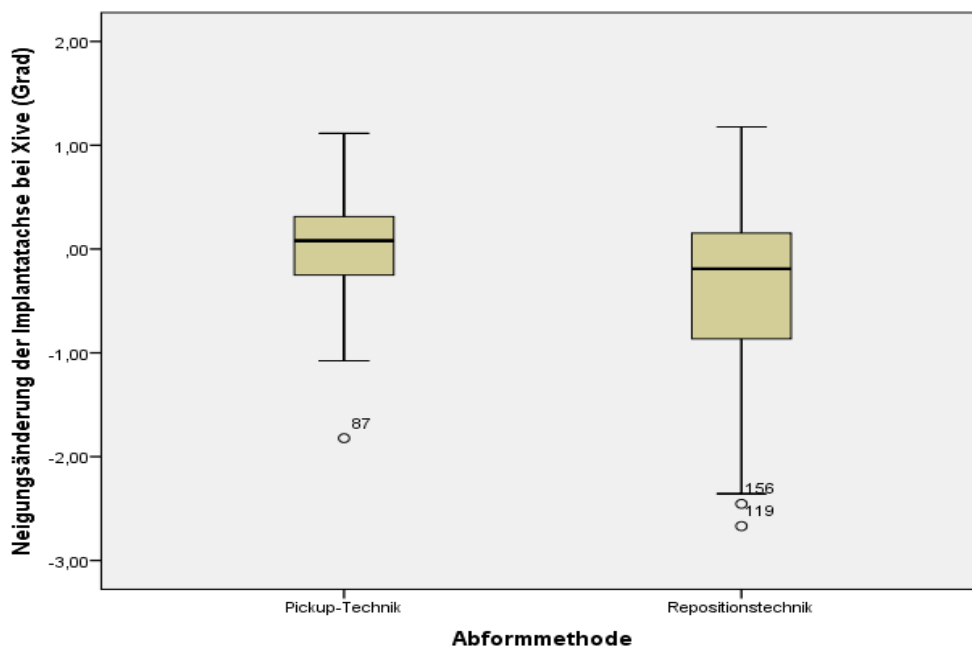


Abb. 5.1: Pick-up- versus Repositionstechnik bezogen auf die Neigungsänderung der Xive-Implantatachse

Bei der Betrachtung der Abb. 5.1 zeigt die Pick-up-Technik gegenüber der Repositionstechnik eine geringere Neigungsänderung. Während der Interquartilabstand zwischen -1,82 und 1,12 Grad bei der offenen Pick-up-Technik vorlag, stand er zwischen -2,67 und 1,18 Grad bei der Repositionstechnik. Auch ergab der viel kleinere Medianwert bei der offenen Abformung 0,08 Grad im Vergleich zu der geschlossenen Abformung mit

Standardabweichung aller verwendeten Abformmaterialien betrug 0,63 Grad bei EXA'lence. Allerdings lag der kleinste Medianwert von - 0,01 Grad bei Express2 Penta vor. Im Vergleich dazu zeigte sich der größte Medianwert von - 0,06 Grad bei Impregum Penta. Nach durchgeführtem Kruskal-Wallis-Test unterschieden sich die drei Abformmaterialien nicht signifikant ($p = 0,755$).

5.1.2 Vergleich der beiden Abformtechniken bezogen auf die Neigung der Implantatachse beim Ankylos-System

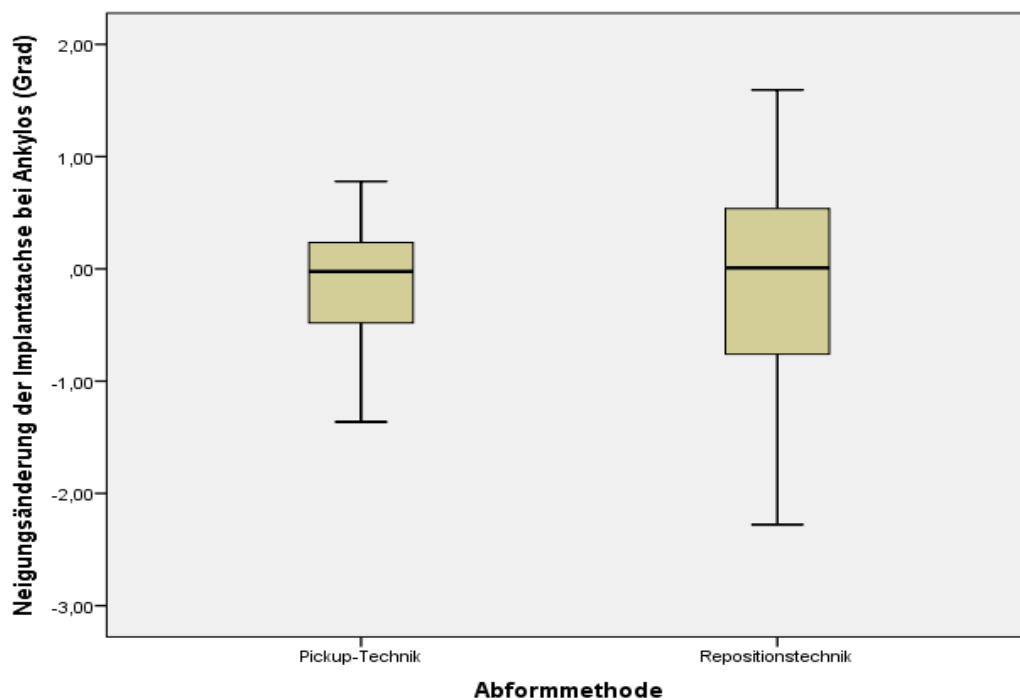


Abb. 5.3: Neigung des Implantatsystems Ankylos bei den beiden Abformtechniken

In der Abb. 5.3 fiel die deutlich geringere Neigungsänderung bei offener Abformung als bei geschlossener Abformung auf. Während der viel kleinere Interquartilabstand zwischen - 1,36 und 0,78 Grad bei Pick up vorlag, befand er sich zwischen - 2,28 und 1,59 Grad bei der Repositionstechnik. Auch stand der deutlich größere Medianwert mit -0,02 Grad bei der Repositionstechnik. Auch stand der deutlich größere Medianwert mit -0,02 Grad bei der Pick-up-Technik im Vergleich zu der geschlossenen Abformung mit einem Medianwert von 0,0085 Grad. Auch wies Pick-up eine kleinere Standardabweichung

von 0,50 Grad auf im Gegensatz zu der Reposition mit 0,91 Grad. Zwischen den beiden Techniken wurde nach dem Mann-Whitney-U-Test mit $p = 0,690$ kein signifikanter Unterschied nachgewiesen.

5.1.4 Vergleich der verwendeten Abformmaterialien bezogen auf die Neigungsänderung beim Ankylos-System

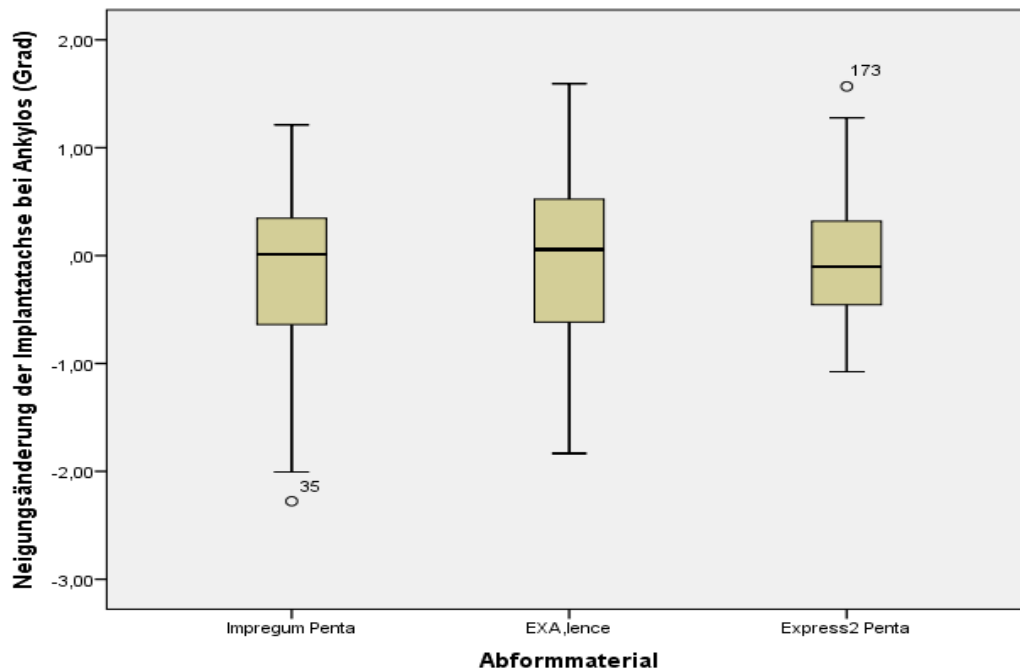


Abb. 5.4: Neigungsänderung der Implantatachse beim Ankylos-System bezogen auf die untersuchten Abformmaterialien

Aus der Abb. 5.4 geht hervor, dass EXA'lence mit einem Interquartilabstand zwischen - 1,83 und 1,59 Grad eine höhere Neigungsänderung aufweist im Vergleich zu Impregum Penta, dessen Interquartilabstand zwischen - 2,28 und 1,12 Grad lag. Den geringsten Interquartilabstand aller untersuchten Abformmaterialien hatte Express2 Penta zwischen - 1,08 und 1,57 Grad. Allerdings hatte das Abformmaterial Express2 Penta die kleinste Standardabweichung von 0,58 Grad im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien. Dahingegen wurde die größte Standardabweichung 0,80 Grad bei Impregum Penta betrachtet. Auch wurde der deutlich kleinere Medianwert mit 0,01 Grad für Impregum Penta ersichtlich im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien. Insgesamt wies der

Kruskal-Wallis-Test zwischen den drei Abformmaterialien mit $p = 0,671$ keinen signifikanten Unterschied auf.

5.1.5 Xive versus Ankylos bezogen auf die Neigungsänderung bei der Pick-up-Technik

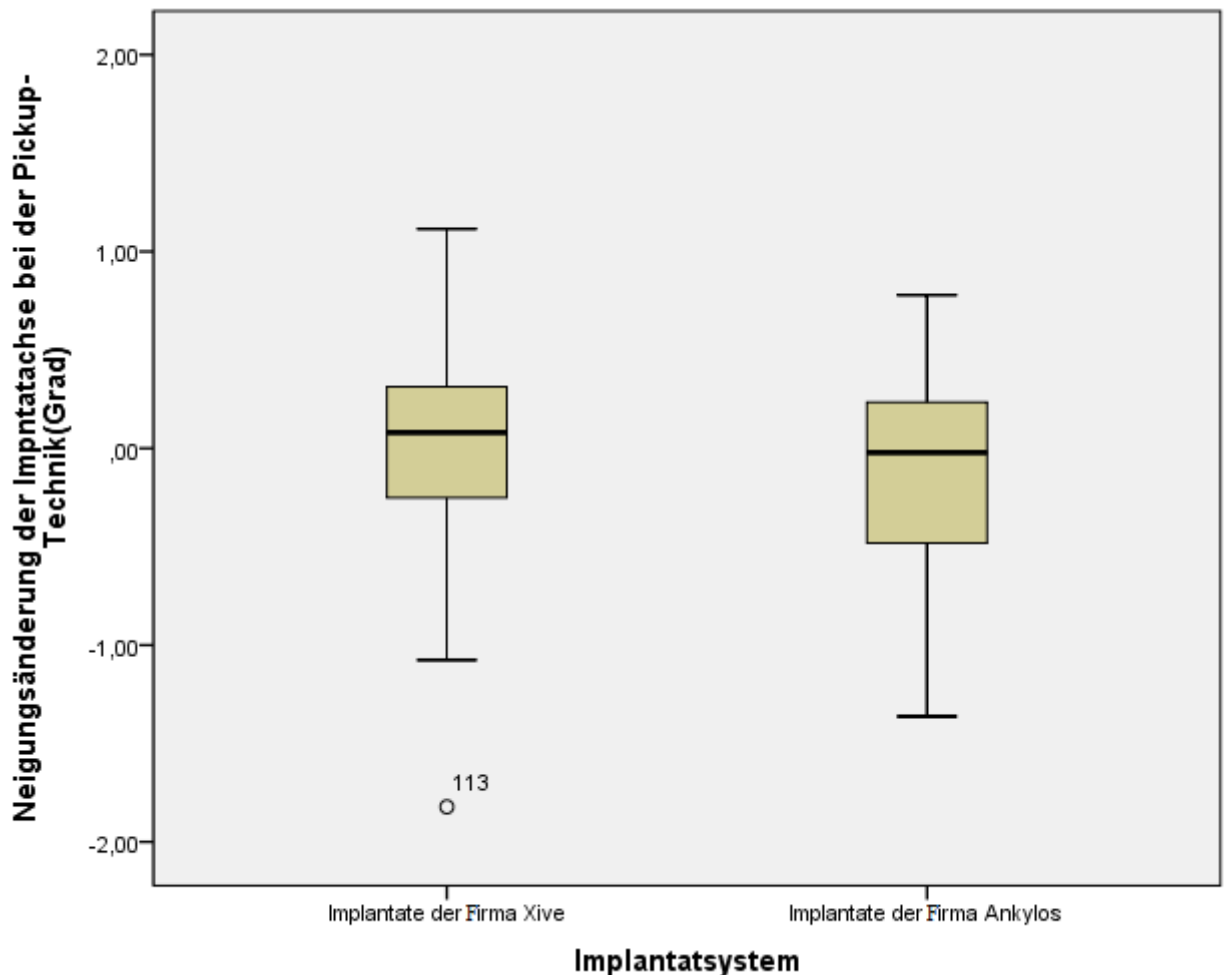


Abb. 5.5: Xive versus Ankylos bezüglich der Neigungsänderung der Implantatachse bei der offenen Abformung

Der Vergleich zwischen den beiden Implantatsystemen Abb. 5.5 zeigte für das Ankylos-System einen geringeren Interquartilabstand zwischen - 1,36 und 0,78 Grad auf als beim Xive-System, bei dem der Abstand zwischen - 1,82 und 1,12 Grad lag. Die Standardabweichung bei den beiden Systemen war in etwa gleich zwischen 0,48 Grad bei Xive und 0,50 Grad bei Ankylos. Auch lag der deutlich kleinere Medianwert mit - 0,02 Grad bei Ankylos als bei Xive mit 0,08 Grad. Nach durchgeführtem Mann-Whitney-U-Test

war zwischen den beiden Systemen mit $p = 0,148$ kein signifikanter Unterschied erkennbar.

5.1.6 Vergleich der verwendeten Abformmaterialien bezogen auf die Neigungsänderung bei der offenen Pick-up-Technik

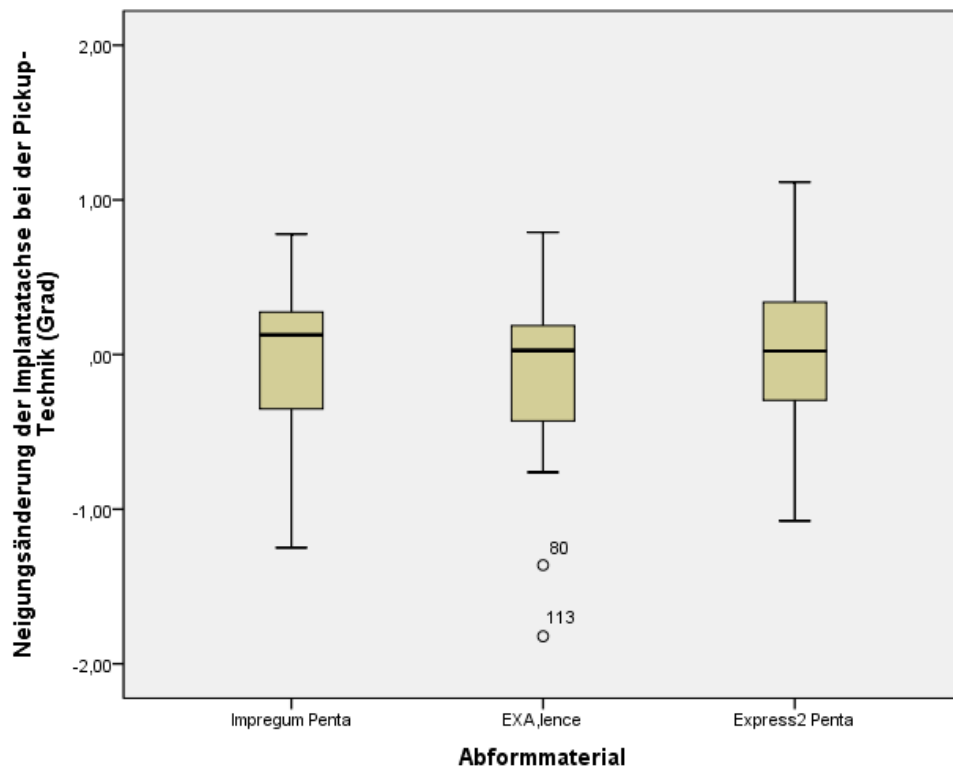


Abb. 5.6: Neigung der Implantatachse bei der Pick-up-Technik bezogen auf die verwendeten Abformmaterialien

Bei Betrachtung der Abb. 5.6 zeigten die beiden Abformmaterialien Express2 Penta und Impregum Penta in etwa einen gleichen Interquartilabstand, minimal größer lag der Interquartilabstand zwischen - 1,82 und 0,97 Grad bei EXA'lence. Allerdings hatte Express2 Penta die kleinste Standardabweichung von 0,47 Grad gegenüber EXA'lence mit 0,50 Grad und Impregum Penta mit 0,51 Grad. Den kleinsten Medianwert aller verwendeten Abformmaterialien wies EXA'lence mit 0,02 Grad auf, wohingegen Impregum penta den größten Medianwert von 0,12 EXA'lence aufwies. Der Kruskal-Wallis-Test zeigte zwischen den drei Abformmaterialien mit $p = 0,592$ keinen signifikanten Unterschied.

5.1.7 Xive versus Ankylos bezogen auf die Neigungsänderung bei der geschlossenen Abformtechnik

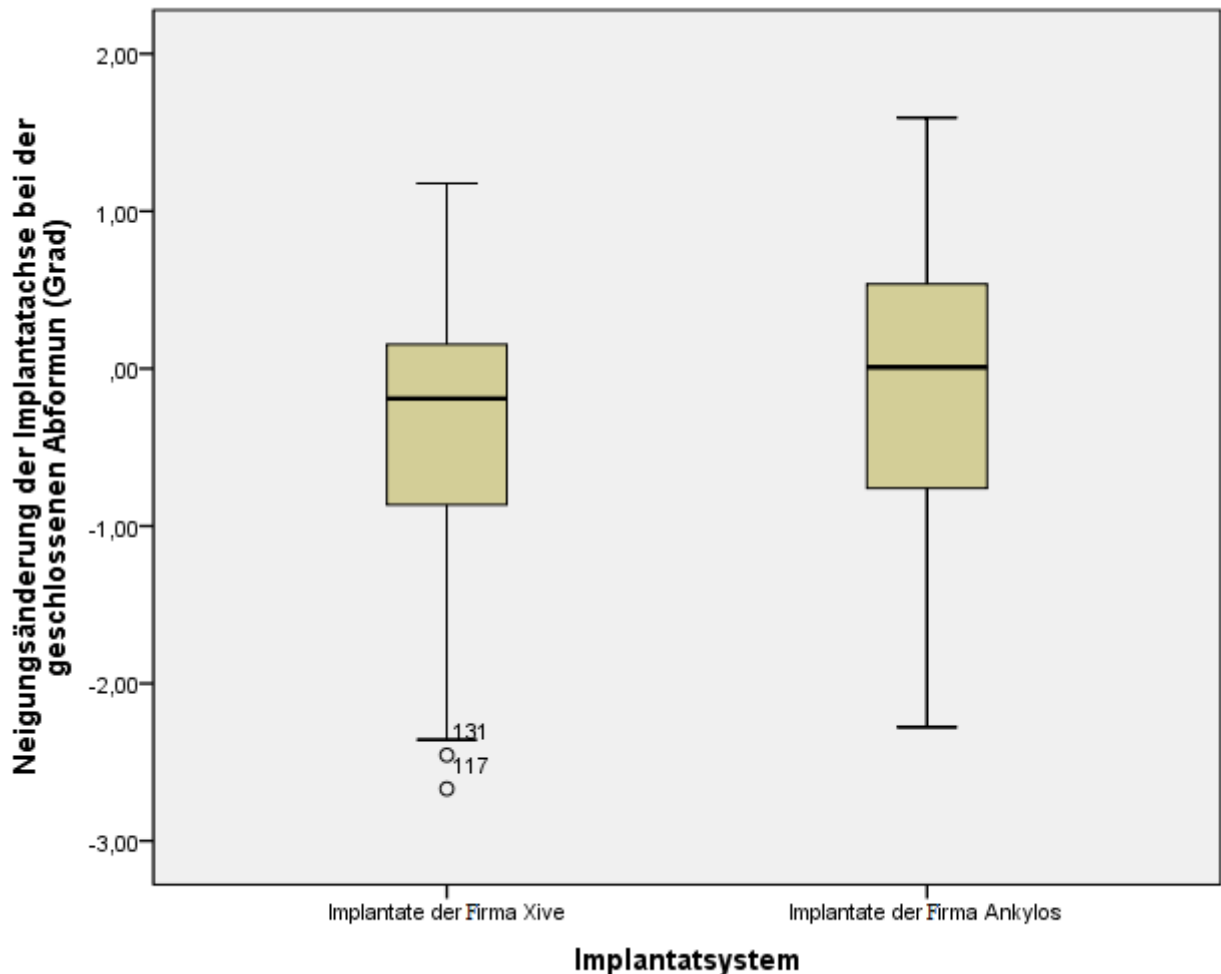


Abb. 5.7: Ankylos versus Xive bei der geschlossenen Abformung bezüglich der Neigungsänderung der Implantatachse

Wie in der Abb. 5.7 dargestellt, ähnelten sich die Interquartilabstände bei den beiden Implantatsystemen Xive und Ankylos. Dementsprechend lag der Interquartilabstand zwischen - 2,67 und 1,18 Grad bei Xive und zwischen - 2,28 und 1,59 Grad bei Ankylos. Die kleinere Standardabweichung von 0,86 Grad wurde bei Xive betrachtet, wobei Ankylos die größere Standardabweichung von 0,91 Grad hatte. Allerdings hatte das Implantatsystem Ankylos den deutlich geringeren Medianwert von 0,008 Grad als bei Xive mit einem Medianwert von - 0,19 Grad. Die beiden Implantatsysteme wiesen nach dem Mann-Whitney-Test keinen signifikanten Unterschied auf ($p = 0,099$).

5.1.8 Vergleich der verwendeten Abformmaterialien bezogen auf die Neigungsänderung der Implantatachse bei der geschlossenen Abformung

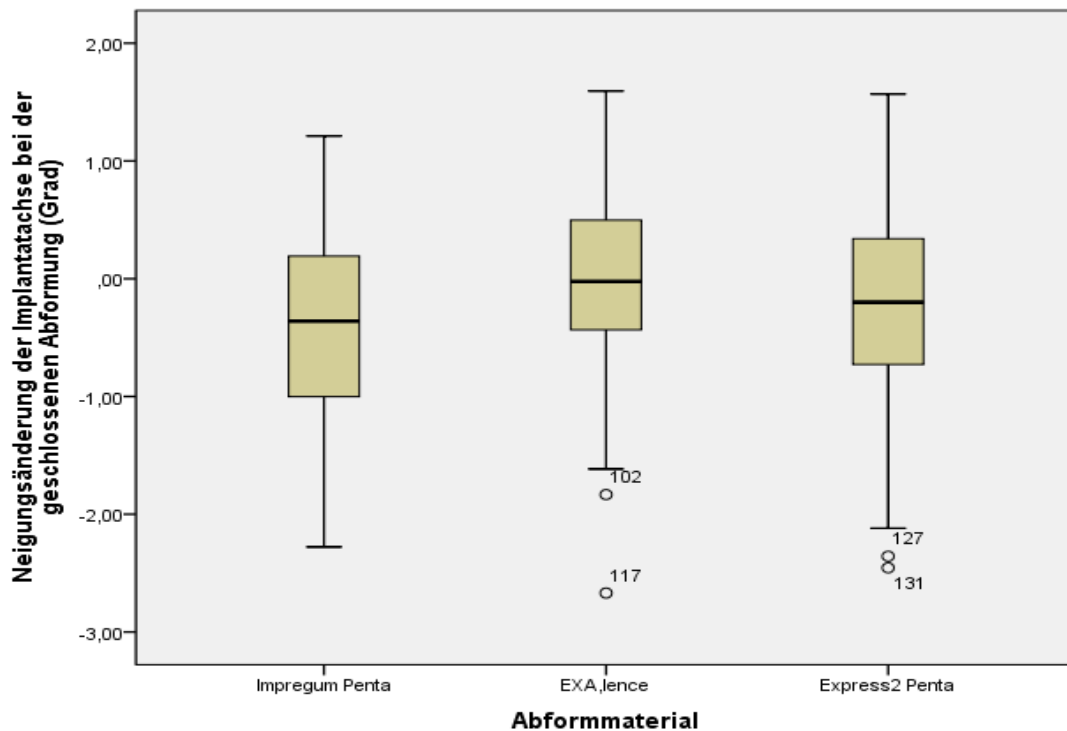


Abb. 5.8: Neigung der Implantatachse bei der geschlossenen Abformung bezüglich der verwendeten Abformmaterialien

Der Vergleich der drei Abformmaterialien Abb. 5.8 zeigte für Impregum Penta den geringsten Interquartilabstand zwischen - 2,28 und 1,21 Grad, im Gegensatz zu den beiden anderen Abformmaterialien, deren Interquartilabstand bei EXA'lence zwischen - 2,67 und 1,56 Grad und bei Express2 Penta zwischen - 2,46 und 1,54 Grad lag. Allerdings betrug die größte Standardabweichung 0,93 Grad für Impregum Penta. Im Gegensatz dazu war die kleinste Standardabweichung mit 0,88 Grad bei Express2 Penta nachweisbar. Der deutlich kleinste Medianwert von - 0,02 Grad wurde bei EXA'lence im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien betrachtet. Dabei lagen die anderen Medianwerte bei - 0,20 Grad für Express2 Penta sowie bei -0,36 für Impregum Penta. Nach dem Kruskal-Wallis-Test war zwischen den drei Abformmaterialien mit $p = 0,138$ kein signifikanter Unterschied zu erkennen.

5.2 Rotationsänderung

Da die Werte der Rotationsänderung bezogen auf die Implantatsysteme Xive und Ankylos nach dem Shapiro-wilk Test nicht der Normalverteilung folgten ($p < 0,001$), wurden die grafischen Darstellungen für die beiden Systeme in Boxplot durchgeführt.

5.2.1 Offene Abformung gegenüber geschlossener Abformung bezogen auf die Rotationsänderung der Implantatachse beim Xive-System

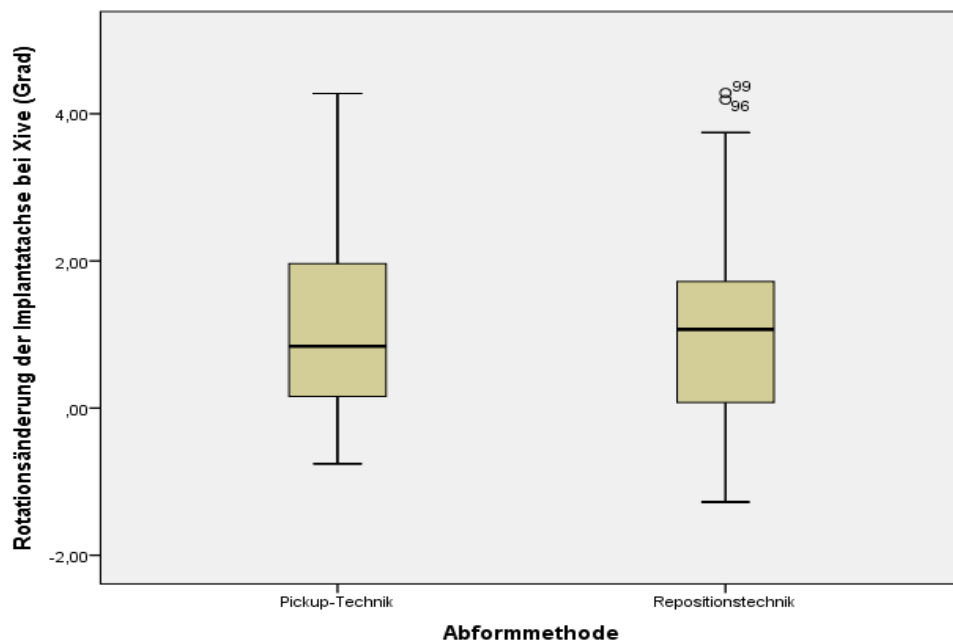


Abb. 5.9: Rotationsänderung des Xive-Implantatsystems bei den beiden Abformtechniken

Der Vergleich der beiden Abformtechniken Abb. 5.9 zeigte bei der Repositionstechnik den größeren Interquartilabstand zwischen - 1,28 und 4,28 Grad als die Pick-up-Technik mit einem Interquartilabstand zwischen - 0,76 und 4,27 Grad. Die Medianwerte der beiden Abformungen waren groß. Während der kleinere Medianwert von 0,83 Grad bei der offenen Abformung lag, betrug der größere Medianwert 1,06 Grad bei der geschlossenen Abformung. Allerdings hatte die Repositionstechnik eine kleinere Standardabweichung von 1,20 Grad im Vergleich zu der Pick-up-Technik mit einer Standardabweichung von 1,27 Grad. Nach dem Mann-Whitney-U-Test unterschieden sich die beiden

Abformtechniken mit $p = 0,849$ nicht signifikant.

5.2.2 Vergleich der untersuchten Abformmaterialien bezogen auf die Rotation der Implantatachse bei Xive

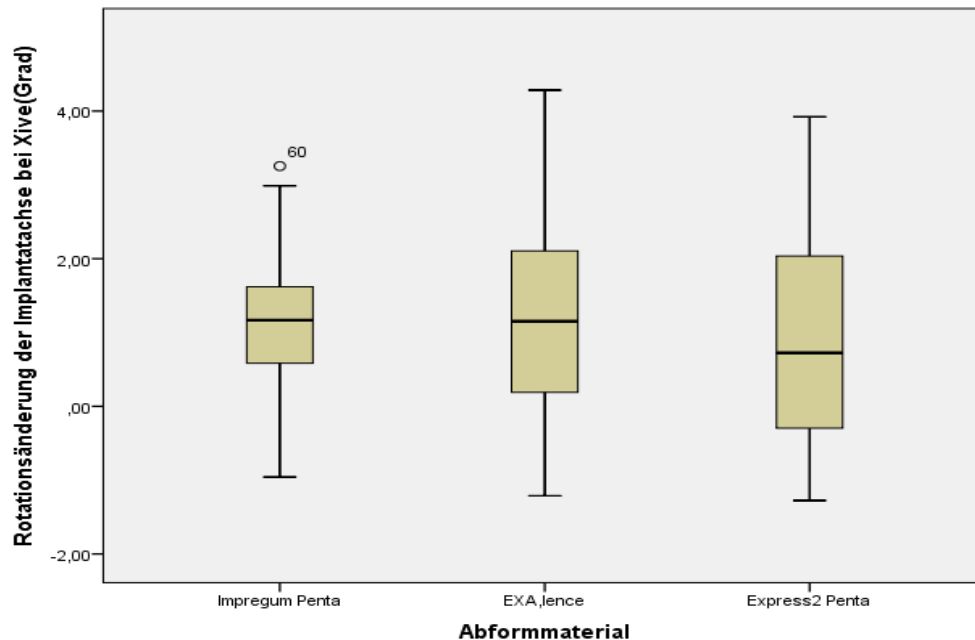


Abb. 5.10: Rotation des Xive Implantatsystems bei den verschiedenen untersuchten Abformmaterialien

Bei Betrachtung der Abb. 5.10 ist zu erkennen, dass das Abformmaterial Impregum Penta mit einem kleinsten Interquartilabstand zwischen - 0,96 und 3,26 Grad im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien ein besseres Rotationsverhältnis hatte. Die größte Rotationsänderung mit einem Interquartilabstand zwischen -1,21 und 4,28 Grad lag bei EXA'lence vor, minimal geringer war der Interquartilabstand zwischen - 1,28 und 3,92 Grad bei Express2 Penta nachweisbar. Der kleinste Medianwert aller drei verwendeten Abformmaterialien wurde mit 0,72 Grad bei Express2 Penta betrachtet, dagegen hatten die anderen Abformmaterialien etwa relativ ähnliche Medianwerte (1,16 Grad bei Impregum gegen 1,15 Grad bei EXA'lence). Impregum Penta wies die geringste Standardabweichung von 0,90 Grad auf. Im Gegensatz dazu waren die Standardabweichungen bei EXA'lence von 1,36 Grad sowie von 1,36 Grad bei Express2 Penta in etwa gleich. Der durchgeführte Kruskal-Wallis-Test zeigte, dass zwischen den

drei untersuchten Abformmaterialien mit $p = 0,234$ kein signifikanter Unterschied existiert.

5.2.3 Pick-up versus geschlossene Abformung in Bezug auf die Rotation der Implantatachse bei dem Ankylos-System

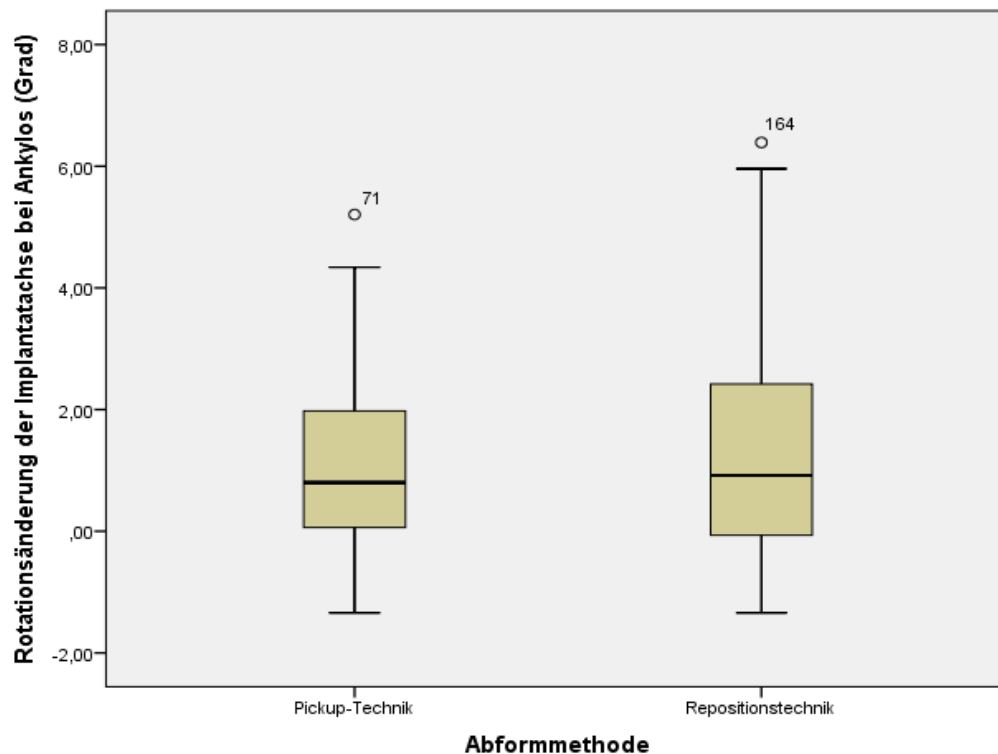


Abb. 5.11: Pick up versus Repositionstechnik bezüglich der Rotationsänderung des Ankylos-Implantatsystems

Wie in der Abb. 5.11 dargestellt, wies die offene Pick-up-Technik mit einem Interquartilabstand zwischen - 1,34 und 5,21 Grad ein besseres Rotationsverhältnis auf als die Repositionstechnik. Auch der kleinere Medianwert von 0,80 Grad wurde bei Pickup betrachtet, dagegen betrug der größere Medianwert 0,91 Grad bei der geschlossenen Abformung. Allerdings wurde die viel kleinere Standardabweichung von 1,38 Grad bei Pick up als bei der Repositionstechnik mit einer Standardabweichung von 1,72 Grad ersichtlich. Nach dem Mann-Whitney-U-Test war zwischen den beiden Abformtechniken mit $p = 0,479$ kein signifikanter Unterschied zu erkennen.

5.2.3 Vergleich der verwendeten Abformmaterialien bezogen auf die Rotation der Implantatachse bei Ankylos

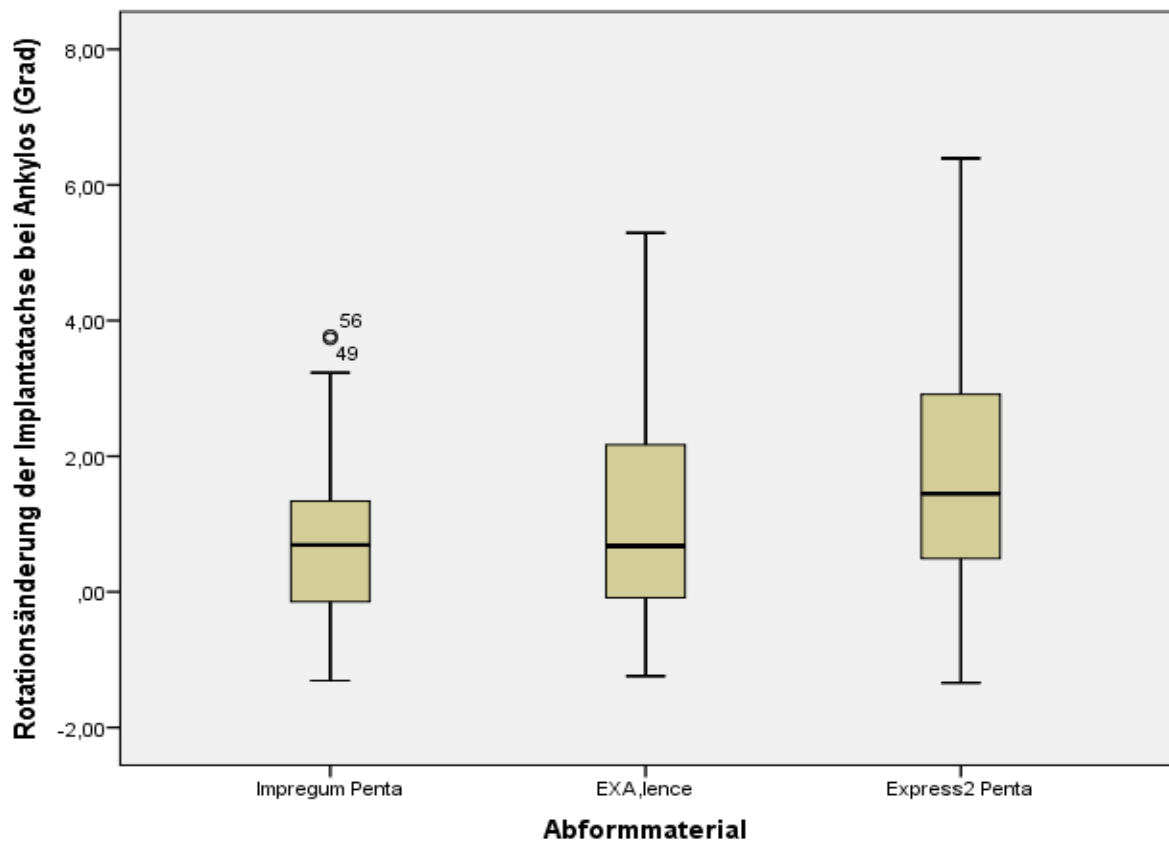


Abb. 5.12: Rotation des Ankylos-Implantatsystems bei den verschiedenen Abformmaterialien

Im Vergleich der drei untersuchten Abformmaterialien Abb. 5.12 wies Impregum Penta mit einem geringsten Interquartilabstand zwischen - 1,31 und 3,77 Grad ein viel besseres Rotationsverhältnis der Implantatachse auf. Auch die größte Rotationsänderung mit einem Interquartilabstand zwischen - 1,34 und 6,39 Grad wurde bei Express2 Penta ersichtlich. Allerdings betrug die kleinste Standardabweichung aller verwendeten Abformmaterialien bei Impregum Penta 1,23 Grad, wohingegen die größte Standardabweichung von 1,70 Grad bei Express2 Penta vorlag, minimal geringer als bei Express2 Penta mit einer Standardabweichung von 1,60540 Grad bei EXA'lence. Express2 Penta hatte mit 1,44 Grad im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien den größten Medianwert (0,69 Grad bei Impregum gegen 0,67 Grad bei EXA'lence). Der Kruskal-

Wallis-Test zeigte zwischen den drei untersuchten Abformmaterialien mit $p = 0,012$ einen signifikanten Unterschied.

5.2.4 Gegenüberstellung der Xive- sowie Ankylos-Systeme bezogen auf die Rotation der Implantatachse bei der offenen Pick-up-Abformung

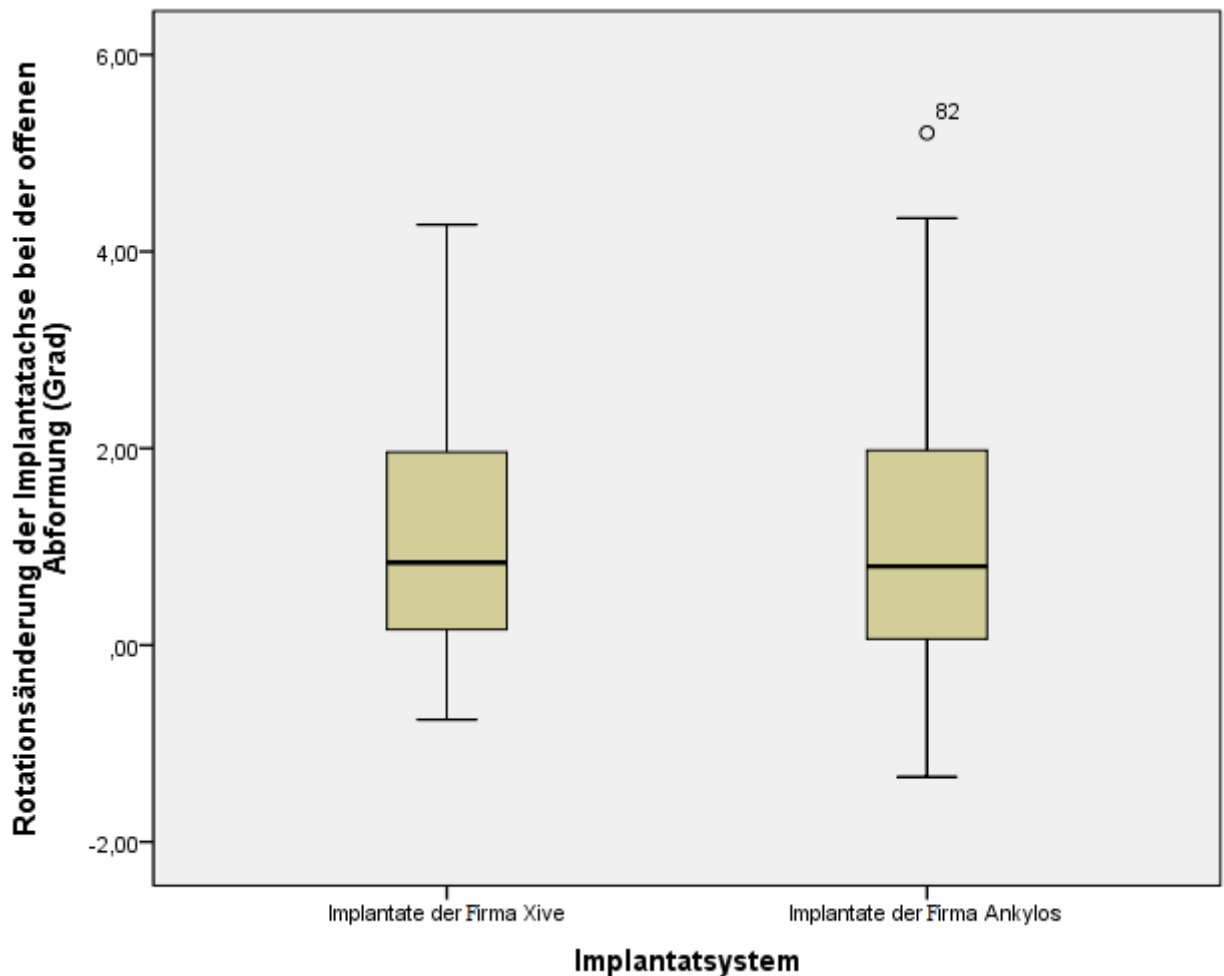


Abb. 5.13: Rotationsänderung der beiden Implantatsysteme bei der Pick-up-Technik

Bei Betrachtung der Abb. 5.13 fiel eine viel geringere Rotationsänderung mit Interquartilabstand zwischen - 0,76 und 4,27 Grad bei Xive als bei Ankylos auf. Der Interquartilabstand bei Ankylos lag zwischen - 1,34 und 5,21 Grad vor. Die deutlich größere Standardabweichung von 1,38 Grad bestand bei Ankylos. Allerdings hatte Ankylos den relativ kleineren Medianwert von 0,80 Grad, dagegen betrug der größere

0,83 Grad bei Xive. Die beiden Implantatsysteme zeigten nach dem Mann-Whitney-U-Test mit $p = 0,701$ keinen signifikanten Unterschied.

5.2.5 Vergleich der untersuchten Abformmaterialien bezogen auf die Rotation der Implantatachse bei der offenen Abformung

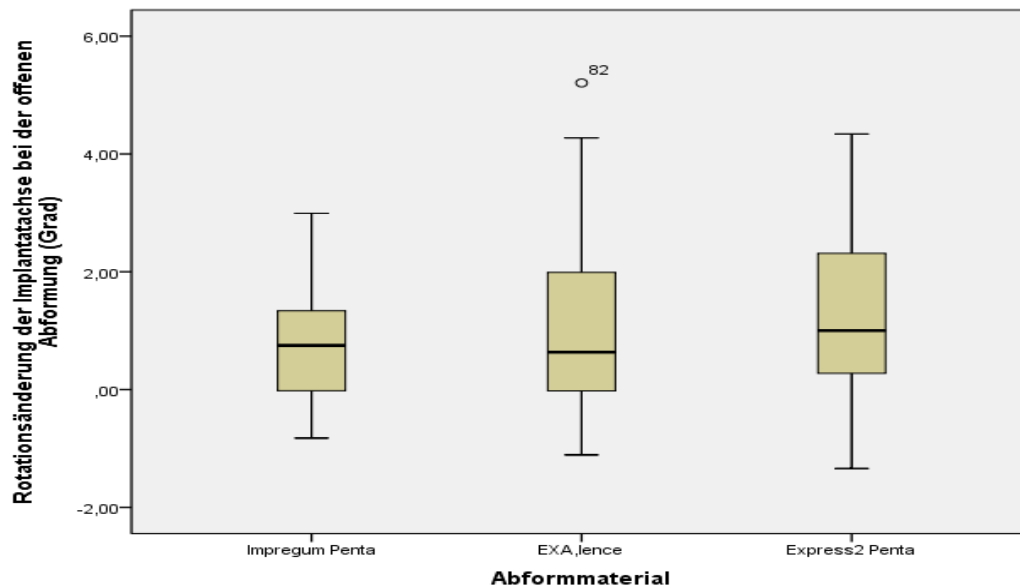


Abb. 5.14: Rotationsänderung der Implantatachse bei der offenen Abformung

Bei Betrachtung der Abb. 5.14 wies Impregum penta mit dem deutlich geringsten Interquartilabstand zwischen - 0,83 und 2,99 Grad das beste Rotationsverhältnis im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien auf, dagegen wurde die größte Rotationsänderung mit einem Interquartilabstand zwischen - 1,11 und 5,21 Grad bei EXA'lence betrachtet. Auch hatte Impregum Penta die kleinste Standardabweichung aller untersuchten Abformmaterialien von 0,95 Grad. Im Gegensatz dazu beliefen sich die Standardabweichungen bei EXA'lence auf 1,49 Grad sowie bei Express2 Penta auf 1,41 Grad. Der kleinste Medianwert von 0,61 Grad wurde im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien (0,75 Grad bei Impregum gegen 1,002 Grad bei Express2 Penta) bei EXA'lence ersichtlich. Insgesamt unterschieden sich die drei verwendeten Abformmaterialien nach dem Kruskal-Wallis-Test mit $p = 0,136$ nicht signifikant.

5.2.6 Vergleich der beiden Implantatsysteme bezogen auf die Rotationsänderung bei der geschlossenen Abformung

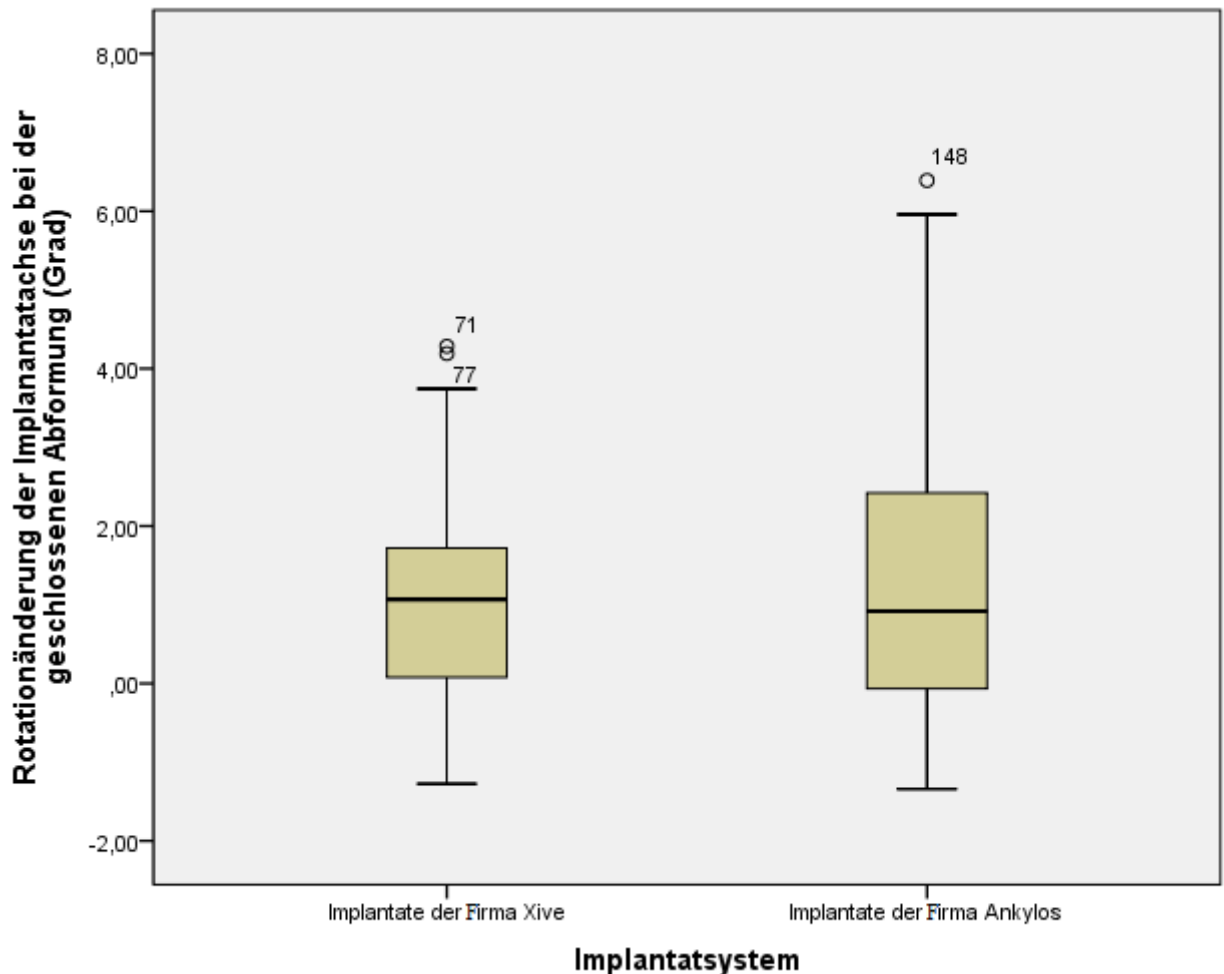


Abb. 5.15: Xive versus Ankylos bezogen auf die Rotationsänderung der Implantatachse bei der Repositionstechnik

Bei Betrachtung der Abb. 5.15 fiel eine viel geringere Rotationsänderung mit einem Interquartilabstand zwischen - 1,28 und 4,28 Grad bei Xive als bei Ankylos auf. Der Interquartilabstand bei Ankylos lag zwischen - 1,34 und 6,39 Grad vor. Die viel größere Standardabweichung von 1,72 Grad trat bei Ankylos auf, bei Xive betrug diese 1,20187 Grad. Allerdings hatte Ankylos den relativ kleineren Medianwert von 0,91 Grad, dagegen wurde der größere mit einem Wert von 1,06 Grad bei Xive festgestellt. Die beiden Implantatsysteme zeigten nach dem Mann-Whitney-U-Test mit $p = 0,761$ keinen signifikanten Unterschied

5.2.7 Vergleich der verwendeten Abformmaterialien bezogen auf die Rotation bei der geschlossenen Repositionstechnik

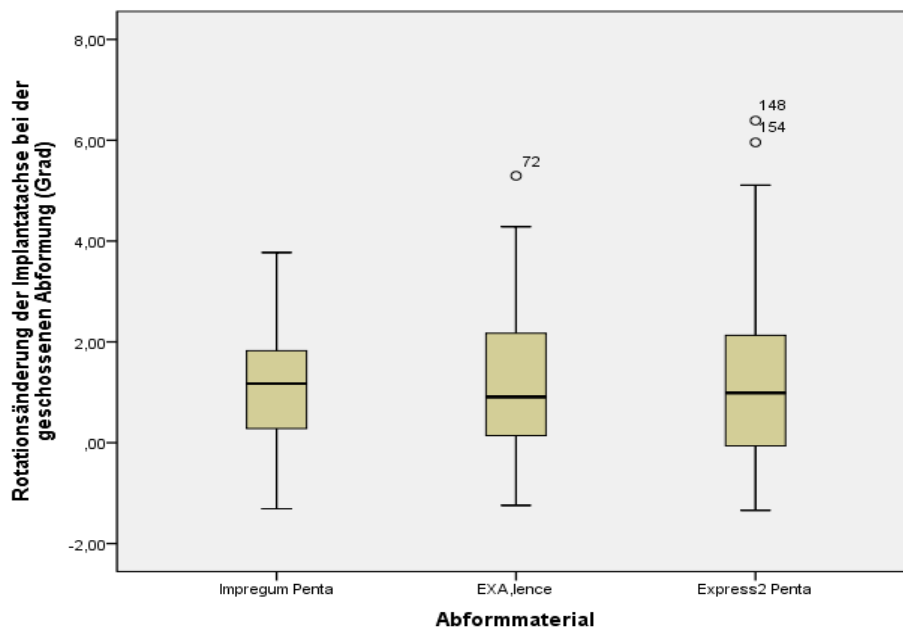


Abb. 5.16: Rotationsänderung der Implantatachse bei der Repositionstechnik bezüglich der verschiedenen Abformmaterialien

Bei Betrachtung der Abb. 5.16 zeigte Impregum penta mit dem kleinsten Interquartilabstand zwischen - 1,31 und 3,77 Grad im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien das beste Rotationsverhältnis, dagegen lag die größte Rotationsänderung mit einem Interquartilabstand zwischen - 1,34 und 6,39 Grad bei Express2 Penta vor. Der Interquartilabstand zwischen - 1,24 und 5,30 Grad war bei EXA'lence nachweisbar. Allerdings hatte Impregum im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien die kleinste Standardabweichung von 1,18 Grad. Im Gegensatz dazu betrug die größte Standardabweichung von 1,74 Grad bei Express2 Penta, dazwischen bestand die Standardabweichung von 1,48 Grad bei EXA'lence. Der relativ kleinste Medianwert von 0,90 Grad wurde im Vergleich der drei Abformmaterialien bei EXA'lence ersichtlich. Nach dem Kruskal-Wallis-Test wiesen die drei untersuchten Abformmaterialien mit $p = 0,974$ keinen signifikanten Unterschied auf.

5.3 Dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte

Auch hierbei folgten die Werte bei Ankylos sowie Xive nicht der Normalverteilung, deswegen kam für die grafische Darstellung Boxplot zum Einsatz.

5.3.1 Offene versus geschlossene Abformung bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei Xive

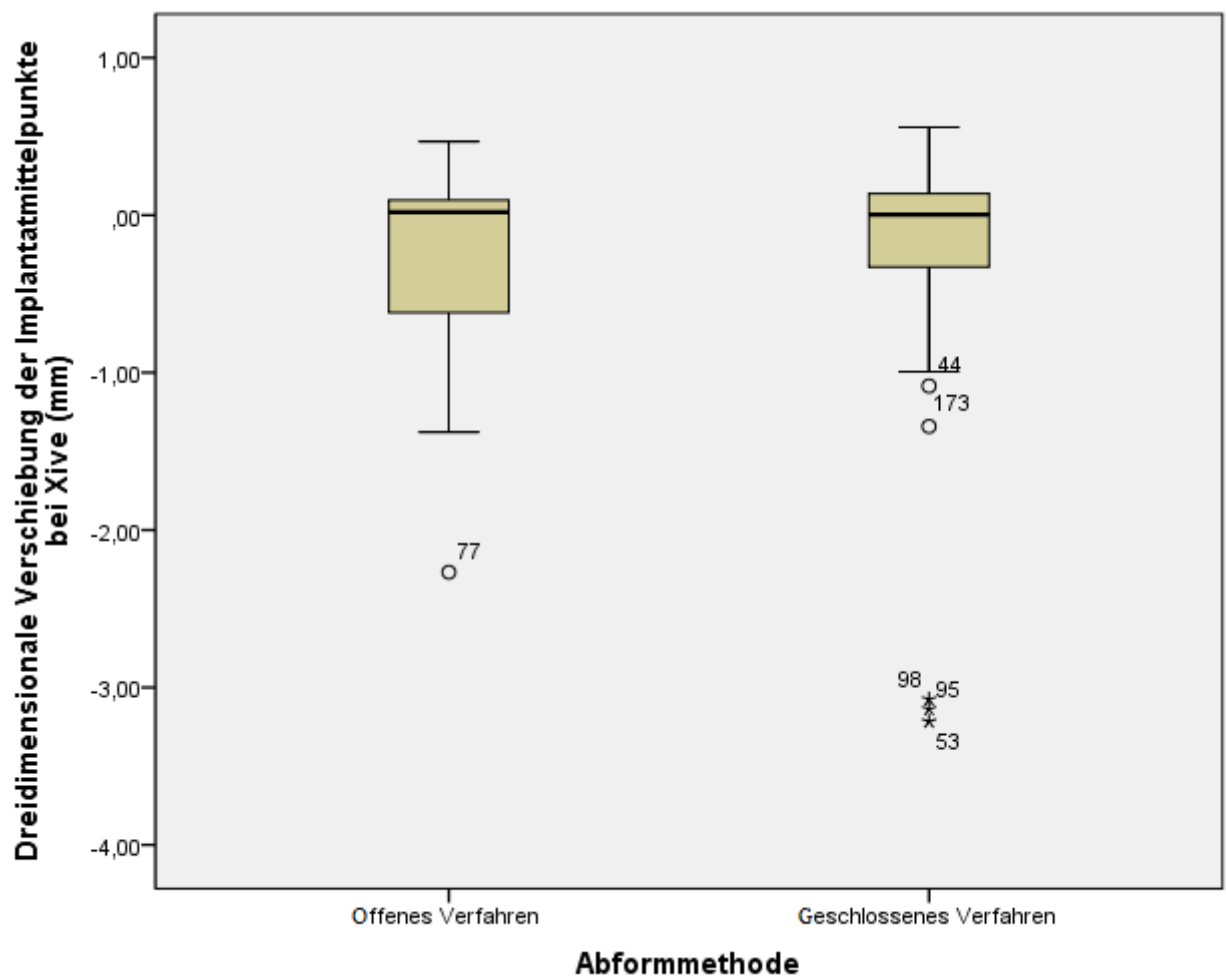


Abb. 5.17: Dreidimensionale Verschiebung der Xive-Implantatmittelpunkte bei den beiden Abformtechniken

Im Vergleich der beiden Abformtechniken Abb. 5.17 zeigte die Pick-up-Technik mit einem Interquartilabstand zwischen - 2,27 und 0,47 mm und einer Standardabweichung von 0,47 mm ein besseres Verhältnis in Bezug auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte als die Repositionstechnik, deren Interquartilabstand zwischen - 3,22 und 0,56 mm und deren Standardabweichung 0,67 mm betragen. Während der deutlich kleinere Medianwert mit 0,004 mm bei der geschlossenen Abformung betrachtet wurde, betrug dieser bei der offenen Abformung 0,01 mm. Der Mann-Whitney-U-Test wies zwischen den beiden Abformtechniken mit $p = 0,461$ keinen signifikanten Unterschied auf.

5.3.2 Stellung der verwendeten Abformmaterialien gegeneinander bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei Xive

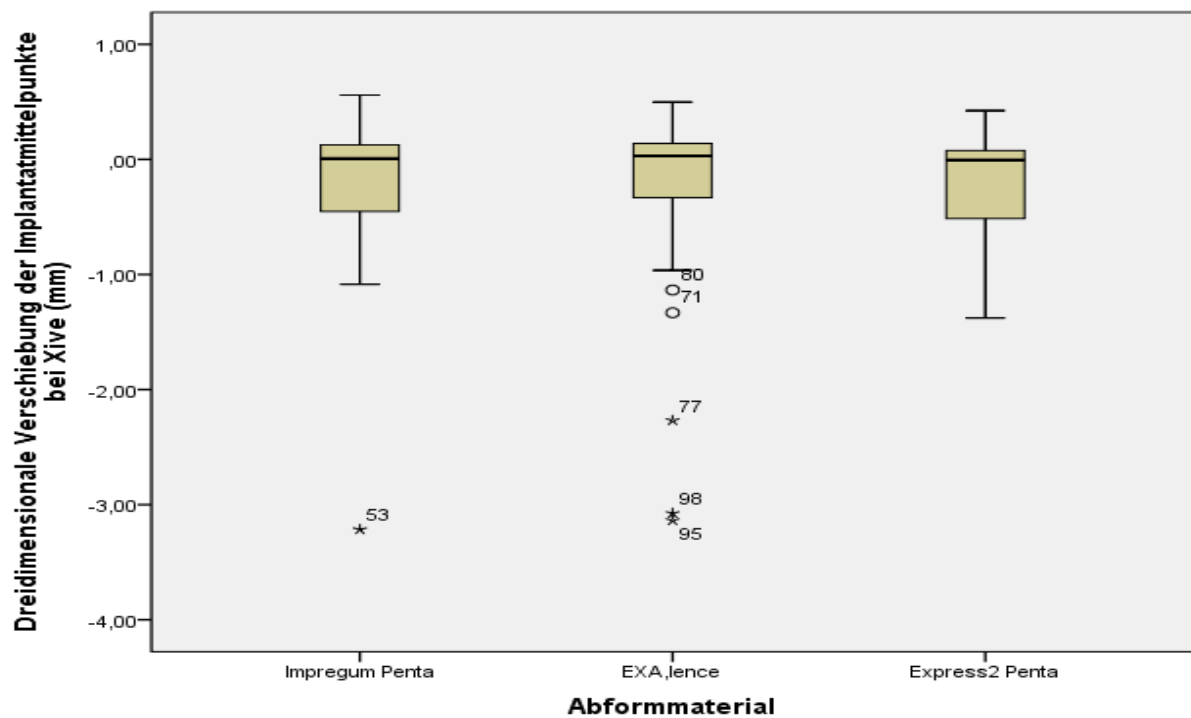


Abb. 5.22: Dreidimensionale Verschiebung der Xive-Implantatmittelpunkte bei den verschiedenen Abformmaterialien

Der Vergleich zwischen den drei Abformmaterialien Abb. 5.22 ergab, dass der kleinste Medianwert mit - 0,005 mm sowie die kleinste Standardabweichung von 0,41 mm bei

Express2 Penta auftrat. Im Gegensatz dazu bestanden die deutlich größte Standardabweichung von 0,73 mm und der kleinste Medianwert von 0,03 mm bei EXA'lence. Allerdings wurde der deutlich kleinste Interquartilabstand zwischen - 1,38 und 0,42 mm bei Express2 Penta erkennbar, wohingegen sich die größeren Interquartilabstände bei EXA'lence und Impregum penta ähnelten. Insgesamt unterschieden sich die drei Abformmaterialien nach durchgeführtem Kruskal-Wallis-Test mit $p = 0,591$ nicht signifikant.

5.3.3 Offene gegenüber geschlossener Abformung bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei Ankylos

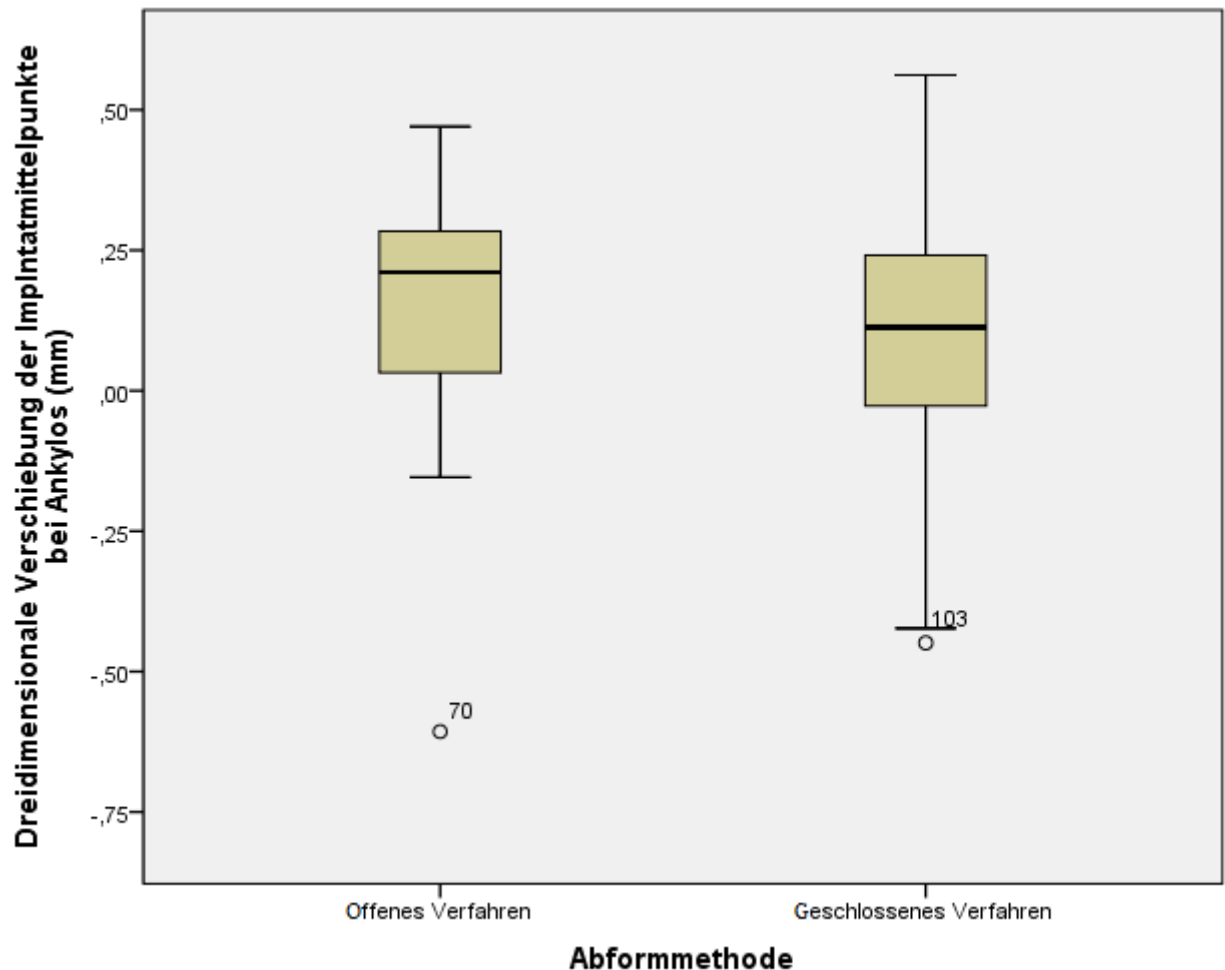


Abb. 5.19: Dreidimensionale Verschiebung der Ankylos-Implantatmittelpunkte bei den beiden Abformtechniken

Bei Betrachtung der Abb. 5.19 ist zu erkennen, dass die offene Abformung mit einem Interquartilabstand zwischen -0,61 und 0,67mm und einer deutlich kleineren Standardabweichung von 0,16mm ein besseres Verhältnis in Bezug auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte als die geschlossene Abformung mit einem Interquartilabstand zwischen -0,45 und 0,56 mm und einer viel größeren Standardabweichung von 0,24 mm aufwies. Während der deutlich kleinere Medianwert von 0,11 mm bei der geschlossenen vorlag, betrug dieser bei der offenen Abformung 0,21 mm. Der Mann-Whitney-U-Test wies zwischen den beiden Techniken mit $p = 0,022$ einen signifikanten Unterschied auf.

5.3.4 Vergleich der untersuchten Abformmaterialien bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei Ankylos

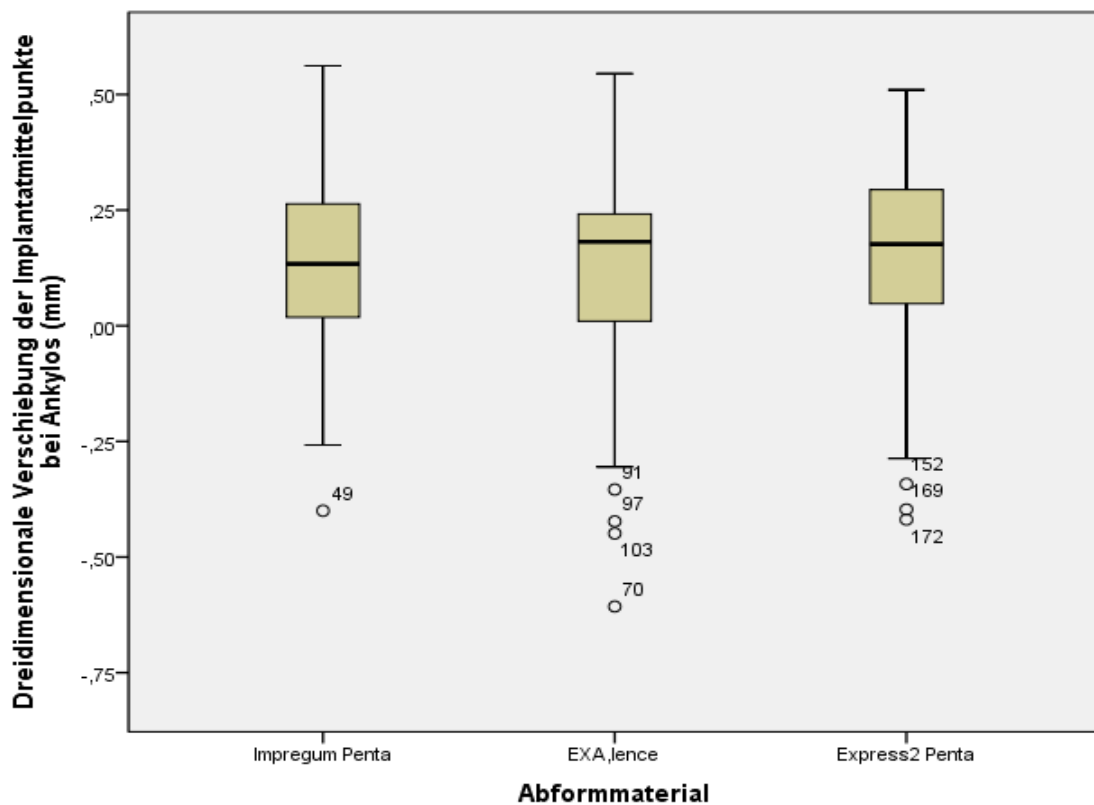


Abb. 5.20: Dreidimensionale Verschiebung der Ankylos-Implantatmittelpunkte bei den untersuchten Abformmaterialien

Im Vergleich der drei verwendeten Abformmaterialien Abb. 5.20 ähnelte sich der Interquartilabstand bei Express2 Penta und Impregum Penta; minimal größer lag der Interquartilabstand bei EXA'lence zwischen - 0,61 und 0,55. Allerdings hatte EXA'lence mit 0,23 mm die relativ größte Standardabweichung im Vergleich zu Impregum Penta, deren kleinste Standardabweichung 0,19 mm betrug, und Express2 Penta mit einer Standardabweichung von 0,20 mm. Der kleinste Medianwert von 0,13 mm war bei Impregum Penta nachweisbar, dagegen ähnelte sich dieser bei den anderen Abformmaterialien. Insgesamt existierte zwischen den drei Abformmaterialien nach Kruskal-Wallis-Test mit $p = 0,629$ kein signifikanter Unterschied.

5.3.5 Xive gegenüber Ankylos bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der offenen Abformtechnik

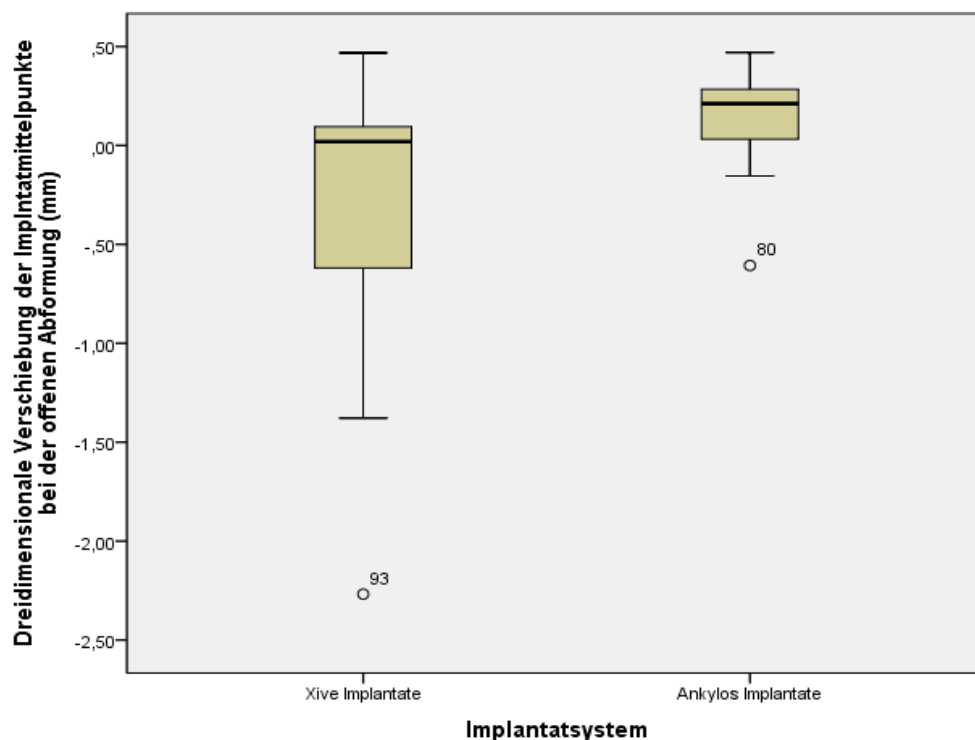


Abb. 5.21: Xive versus Ankylos bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der Pick-up-Technik

Wie in der Abb. 5.21 dargestellt, zeigte Ankylos mit einem sehr viel kleineren Interquartilabstand zwischen - 0,61 und 0,47 mm ein viel besseres Verhältnis als Xive mit einem deutlich größeren Interquartilabstand zwischen - 2,27 und 0,47 mm bezogen

auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte. Auch hatte Ankylos mit 0,16 mm die deutlich kleinere Standardabweichung als Xive mit einem Wert von 0,47 mm. Während der viel kleinere Medianwert von 0,01 mm bei Xive vorlag, betrug dieser bei Ankylos 0,21 mm. Nach dem Mann-Whitney-U-Test war zwischen den beiden Implantatsystem ein signifikanter Unterschied nachweisbar ($p < 0,001$).

5.3.6 Gegenüberstellung der verwendeten Abformmaterialien bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte bei der offenen Abformung

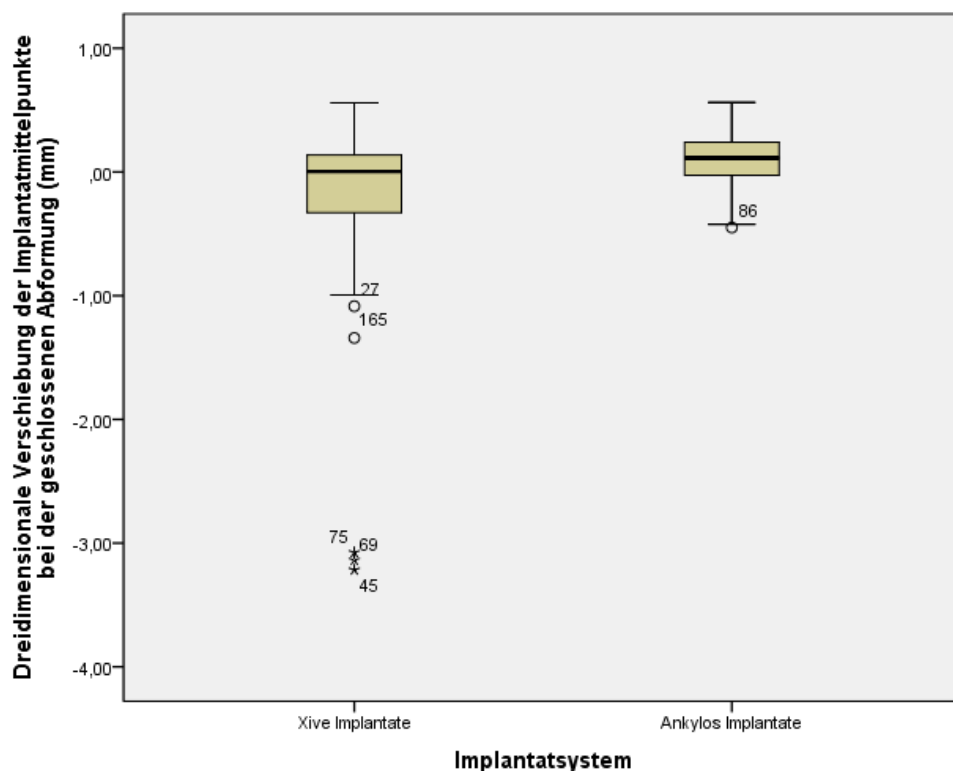


Abb. 5.22: Ankylos versus Xive bei der geschlossenen Abformung bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte

Wie in der Abb. 5.22 dargestellt, zeigte Ankylos mit einem sehr viel kleineren Interquartilabstand zwischen - 0,45 und 0,56 mm ein viel besseres Verhältnis als Xive mit einem deutlich größeren Interquartilabstand zwischen - 3,22 und 0,56 mm bezogen auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte. Auch hatte Ankylos

mit 0,24 mm die deutlich kleinere Standardabweichung als Xive mit 0,67 mm. Während der viel kleinere Medianwert von 0,004 mm bei Xive vorlag, betrug dieser bei Ankylos 0,11 mm. Nach dem Mann-Whitney-U-Test war zwischen den beiden Implantatsystemen ein signifikanter Unterschied nachweisbar ($p < 0,001$).

Zusammenfassung der Ergebnisse

Die größte Neigungsänderung der Xive-Implantatachse entstand bei der Doppelmischabformung mit dem Express2 Penta Abformmaterial. Im Gegensatz dazu zeigte sich die Einphasenabformung beim EXA'lence-Abformmaterial die geringste Neigungsänderung der Implantatachse. Wohingegen bei den Ankylos-Implantaten unter Verwendung von der Doppelmischabformung mit dem Express2 Penta die geringste Neigungsänderung der Implantatachse vorlag. (Tabelle 5.1.)

Tabelle 5.1. Neigungsänderung der Implantatachse von den Xive- sowie Ankylos-Implantaten bei Verwendung der untersuchten Abformmaterialien

Abformmaterial	Neigung in Grad bei Xive	Neigung in Grad bei Ankylos
Impregum Penta	0,75 °	0,80 °
EXA'lence	0,63 °	0,79 °
Express2 Penta	0,78 °	0,58 °

Bezogen auf die Rotationsänderung der Implantatachse von den beiden Implantatsystemen wurde bei dem Impregum-Penta-Abformmaterial die kleinste Rotationsänderung im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien erreicht Tabelle 5.2.

Tabelle 5.2. Rotationsänderung der Implantatachse der beiden Systeme bei Verwendung der untersuchten Abformmaterialien

Abformmaterial	Rotation in Grad bei Xive	Rotation in Grad bei Ankylos
Impregum Penta	0,90 °	0,69 °
EXA'lence	1,368 °	0,67 °
Express2 Penta	1,369 °	1,44 °

Bezüglich der dreidimensionalen Verschiebung der Implantatsmittelpunkte wies das Ankylos-Implantatsystem gegenüber dem Xive-Implantatsystem bei allen untersuchten Abformmaterialien eine sehr geringere dreidimensionale Verschiebung der Implantatsmittelpunkte auf. Tabelle 5.3.

Tabelle 5.3. Dreidimensionale Verschiebung der Implantatsmittelpunkte der beiden Systeme bei Verwendung der untersuchten Abformmaterialien.

Abformmaterial	3-D-Verschiebung bei Xive	3-D-Verschiebung bei Ankylos
Impregum Penta	0,63 mm	0,19 mm
EXA'lence	0,76 mm	0,23 mm
Express2 Penta	0,41 mm	0,20 mm

6 Diskussion

6.1 Diskussion des hergestellten Urmodells und Messmethode

Zahlreiche Studien haben bei unterschiedlichen Implantatsystemen, Implantatzahlen mit verschiedenen Implantatsangulationen auf einem Urmodell die Genauigkeit einer Implantatsabformung sowie die verschiedenen Abformtechniken und ihre Modifikation untersucht. In dieser vorliegenden Studie wurde die Genauigkeit einer Implantatabformung bei der Übertragung der Implantatsposition mithilfe eines Oberkieferurmodells überprüft, der lediglich von 12 bis 22 bezahnt ist. Als Herstellungsmaterial dieses Urmodells diente das Kaltpolymerisat Arcyl-Ortho als Prothesenkunststoff. Die beiden Implantatsysteme der Firma Friadent befanden sich im Wechsel in regio 14, 18, 26 Xive gegenüber 16, 24, 28 Ankylos. Alle Implantate lagen parallel zueinander und senkrecht zur Urmodellplatte. Diese Form der Implantatanordnung wurde in einer Studie von Weskott untersucht. Hierbei wurden die Straumann-Implantate den Bego-Implantaten gegenüber gestellt. In einer Studie von Wöstmann und Mitarbeitern[151] wurde auch ein teilbezahntes Urmodell von einem Oberkiefer eines Patienten simuliert. Die vier Xive-Implantate lagen wie in dieser Studie parallel zu einander und rechtwinklig zur Urmodellstahlplatte. Auf dieser Implantatanordnung ist eine höhere Genauigkeit einer Implantatabformung gewährleistet. Allerdings wurden die fünf Frialit®-2-Implantate parallel zueinander auf einem Unterkieferurmodell eines zahnlosen Patienten bei Wenz et al. fixiert[154]. Dabei fanden sich die Zahnimplantate in der intraforaminalen Region. Assuncao et al. hatten die Abformtechniken und die Abformmaterialien auf einem Urmodell mit vier Implantaten Conexão Prothesis System Ltda. untersucht, wobei die Implantate bei 90, 80, 75 und 65 Grad zur horizontalen Ebene anguliert waren. In derselben Studie fanden die Autoren bei den angulierten Implantaten eine schlechtere Genauigkeit der Implantatabformung[59]. Außerdem wurden zwei Nobel-Biocare-Implantate mit einer Divergenz von 15 Grad zu einander im Backenzahnbereich auf einem Unterkiefermodell in einer Studie von Carr, A. B. et al. überprüft[38]. In dieser Studie wurden die Monophasenabformung und Doppelmischabformung geprüft. Als Abformtechniken wurden die Repositionstechnik und die konven-

tionelle Pick-up-Technik ohne Schienung zwischen den Abformpfosten untersucht. Als Abformmaterialien kamen A-Silikon, Vinylsiloxanether und Polyether zur Anwendung. Zahlreiche Studien überprüften die Pick-up-Technik bzw. ihre Modifikationen gegenüber der Repositionstechnik mittels Elastomeren als Abformmaterial [77,26,154,48,59,46,14,39,81,160,85,65].

In der Literatur werden unterschiedliche Methoden zur Beurteilung der Genauigkeit von Implantatabformtechniken und -materialien beschrieben [9,27,124]. Generell lassen sich die Messmethoden bezüglich der Präzision von Abformungen in direktes und indirektes Verfahren unterteilen:

Mit der direkten Methode wird nur die entstehende Dimensionsveränderung der Abformung unmittelbar gemessen. Hierbei kann auf den Arbeitsschritt der Gipsmodellherstellung verzichtet werden. Der Nachteil dieser Messmethode besteht darin, dass der Vergleich der Messdaten, die aus den Abformungen eines Meistermodells gewonnen werden, schwieriger ist als am Gipsmodell. In der Philipps-Universität Marburg verwendete Glockengiesser 2003 die sogenannte direkte Messmethode in seiner Untersuchung zur Genauigkeit verschiedener Abformmethoden in Kombination verschiedener Abformmaterialien bei Verwendung des Brånemark-Implantatsystems. Im Gegensatz dazu wird das indirekte Messvorgehen mittels Gipsmodellen durchgeführt. Hierbei handelt sich um eine Messmethode, die sowohl zwei- als auch dreidimensional sein kann. Wöstmann und Mitarbeiter überprüften die Dimensionstreuung der Abformmaterialien und Abformtechniken mit der 3-D-Koordinatenmessmaschine mit einer Antastunsicherheit von 0,2 μm und einer Wiederholungsgenauigkeit von 0,3 μm [129]. Diese Maschine ermöglichte hochpräzise Vermessungen von Urmodellen bzw. Gipsmodellen. Wichmann und Mitarbeiter untersuchten die Qualität der Abformungsübertragung auch mit Hilfe der 3-D-Koordinatenmessmaschine mit einer Reproduktionsgenauigkeit von 3 bis 5 μm [157]. In der Literatur wird auch eine Reihe von anderen 3-D-Messmethoden in Bezug auf die Dimensionsgenauigkeit von Implantatabformungen beschrieben. An der Universität von Michigan kam zum ersten Mal ein Laserscanner zum Einsatz. Die Laservideographie erfolgte mit einem Raster von 100 μm in der Horizontalebene und von 1 μm in der Vertikalebene. Bei dieser Messmethode wird nach dem Scannen eine 3-D-Abbildung des zu vermessenden Objekts im angeschlossenen Computer erstellt. Hierbei werden die eingescannten Bilder der Gipsmodelle mit denen des Urmodells verglichen und anschlie

ßend ausgewertet. Filho et al. überprüften mit einem Scanverfahren vier verschiedene Abformtechniken bei 24 osseointegrierten Zahnimplantaten mit 90 und 65 Grad in Bezug auf die Horizontalebene [54].

6.2 Diskussion der Messergebnisse

Insgesamt gab es hier nur wenige Studien, die die Genauigkeit einer Implantatabformtechnik auf das Urmodell überprüft haben. Untersuchungen haben gezeigt, dass eine präzise Implantatabformung eine unverzichtbare Voraussetzung für einen passiven Sitz der Suprakonstruktion eines Zahnimplantates ist. Jemt stellte fest, dass bei einem spannungsfreien Sitz der Suprakonstruktion bzw. einer Spannung von weniger als 150 µm keine mechanischen und/oder biologischen Komplikationen auftreten. Folglich korreliert der Langzeiterfolg eines enossalen Implantates mit der spannungsfreien Gestaltung der Implantatsuprakonstruktion. Das Ziel dieser Studie war, einen Vergleich zwischen den Pick-up- und geschlossenen Implantatabformtechniken bei Verwendung verschiedener Abformmaterialien auf einem teilbezahnten Oberkieferurmodell vorzunehmen. Wie erwartet, trat bei der Übertragung der Implantatspositionen vom Urmodell zu den Gipsmodellen mittels der verwendeten Abformmaterialien und Abformtechniken in Bezug auf die Rotation, Neigung der Implantatachse bzw. der dreidimensionalen Verschiebung der Implantatmittelpunkte eine gewisse Abweichung auf.

6.2.1 Diskussion der Neigungsänderung

Beim Xive-Implantatsystem fiel in Bezug auf die Neigungsänderung der Implantatachse ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Abformtechniken auf. Die geringere Abweichung von 0,48 Grad wurde bei der vorliegenden Studie aus den offenen Abformungen festgestellt, dem entgegen fiel die größere Abweichung von 0,86 Grad bei der geschlossenen Abformung auf. Ähnliche Ergebnisse wurden von vielen Studien belegt. In einer Studie von Lorenzoni und Mitarbeiter bei dem FRIALENT-2-Implantatsystem war die Neigungsänderung der Gipsmodelle mit der Repositionstechnik von 0,43 Grad +/- 0,4 Grad nachweisbar größer als die Neigungsänderung der Mo

delle mit der Pick-up-Technik [85]. Auch bei einer Studie von Hassfurth wurde die Neigungsänderung der Implantatachse bei der offenen Abformung in Höhe von 0,16 Grad gegenüber 0,41 Grad bei der geschlossenen Abformung festgestellt [66]. Eine Studie von Wöstmann und Mitarbeiter über vier Xive-Implantate zeigte, dass die Implantatachse auf den Gipsmodellen von der Pick-up-Technik eine geringere Neigungsänderung hatte als bei der Repositionstechnik ($p < 0.05$ U-Test)[151]. Ähnliche Ergebnisse wurden von Bambini et al. und Dauoudi et al.[46,151] bestätigt. Die Verzerrung der Abformung bei der geschlossenen Abformung in Bezug auf die Neigung der Implantatachse ist durch die manuelle Reposition der Abformpfosten in der Abformung verursacht [81,151]. Im Gegensatz zum Xive-System fiel beim Ankylos-System in dieser vorliegenden Studie bei den beiden Abformtechniken bezüglich der Neigung kein signifikanter Unterschied auf. Hierbei wurde eine Neigungsänderung der Implantatachse bei der Pick-up-Technik auf 0,50 Grad gegenüber 0,91 Grad bei der Repositionstechnik gemessen. In einer Studie von Weskott lag bei beiden Implantatetechniken eine Neigung der Straumann Implantatachse auch kein signifikanter Unterschied vor ($p = 0.06$ Welch-Test). Diese Ergebnisse wurden auch von Conrad et al. belegt. Um die Neigungsänderung der Implantatachse bei der Übertragung der Implantatposition möglichst zu minimieren, wurden die Abformpfosten vor dem Durchführen der Abformung mittels einer Akrylatkunststoffschiene bei einer Studie von Vigolo et al. verblockt [133]. Im Gegensatz hierzu fanden Hsu et al. bei vier Implantaten der Firma Nobelpharma zwischen den verblockten Abformpfosten mit Stahlsteg und Kunststoff, Zahnseide und Kunststoff sowie Verblockung nur mit Kunststoff und nicht verblockten Abformpfosten bei Impregum als Abformmaterial keinen signifikanten Unterschied einer Abformgenauigkeit [68]. In der Literatur variieren die Ergebnisse der Genauigkeit einer Implantatabformung bei der Repositionstechnik und Pick-up-Technik mit ihren verschiedenen Modifikationen stark. Lee et al. hat in einem systematischen Review 14 Studien, die die beiden traditionellen Abformtechniken einer Implantatabformung verglichen, gegenübergestellt [77]. In dieser Studie wurde im Gegensatz zu den Abformtechniken kein signifikanter Unterschied zwischen den verwendeten Abformmaterialien bezüglich der Neigungsänderung der Implantatachse der beiden Systeme Xive und Ankylos festgestellt (Tabelle 5.1).

Wöstmann et al. sahen zwischen den drei Abformmaterialien Flextime, Impregum und Monopren beim Xive-System bezüglich der Neigung und Rotationsänderung der

Implantatachse keinen signifikanten Unterschied ($p > 0.05$, H-Test). Zehn Studien in einem systematischen Review von Lee et al. überprüften A-Silikone sowie Polyether als Abformmaterialien bei einer Implantatabformung. Die Autoren fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Abformmaterialien in Bezug auf die Genauigkeit einer Implantatabformung. Anderes hingegen fiel zwischen den fünf Abformmaterialien in einer Studie von Weskott beim Bego-Implantatsystem ein signifikanter Unterschied ($p = 0,003$) auf, die größte Neigungsänderung lag bei $-0,22$ Grad bei Impregum Penta im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien. Bei derselben Studie wurde zwischen den gleichen, untersuchten Abformmaterialien beim Straumann-System kein signifikanter Unterschied festgestellt. Auch fielen in einer Studie von Akca et al. bei vier Implantaten der Firma ITI zwischen den A-Silikon- und Polyether-Abformmaterialien unter Anwendung der geschlossenen Abformung bezüglich der Neigungsänderung der Implantatachse signifikante Unterschiede auf.

6.2.2 Diskussion der Rotation

In dieser Studie fiel beim Xive-System bezüglich der Rotationsänderung der Implantatachse zwischen den beiden Abformtechniken kein signifikanter Unterschied auf ($p = 0.84$, Mann-Whitney-U-Test). Dabei zeigten die Xive-Implantate auf den Gipsmodellen mit geschlossenen Abformungen eine Rotationsänderung von $1,20$ gegenüber $1,27$ Grad bei den Gipsmodellen mit einer Pick-up-Technik auf. Auch lag zwischen den beiden Abformtechniken beim Ankylos-Implantatsystem mit $p = 0,47$ kein signifikanter Unterschied vor, hierbei lag die größere Rotationsänderung von $1,72$ Grad bei den Implantaten auf den Gipsmodellen mit einer Repositionstechnik. Ähnliche Ergebnisse wurden von Hsu et al. berichtet, die Autoren fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Abformtechniken bezüglich der Rotationsänderung der Implantatachse. Auch zeigten viele Studien keinen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Abformtechniken bei den enoessalen Implantaten [68,46,67,98,36,45,40,37,154]. Anderes hingegen wurde in einer Studie von Wöstmann und Mitarbeiter auf vier Implantaten des Xive-Systems zwischen den beiden Abformtechniken bezüglich der Rotationsänderung der Implantatachse ein signifikanter Unterschied betrachtet ($p > 0.05$, U-Test). Dabei zeigte die Pick-up-Technik gegenüber der

geschlossenen Technik eine größere Rotationsänderung [151]. Auch in einer Studie von Weskott über Bego-Implantate zeigte die Pick-up-Technik eine Rotationsänderung von 1,04 gegenüber 0,48 Grad bei der geschlossenen Abformung. Zwischen den beiden Abformtechniken war ein signifikanter Unterschied zu erkennen ($p = 0.03$, Mann-Whitney-U-Test). In der gleichen Studie wurde zwischen den beiden Abformtechniken bei den Straumann-Implantaten bezüglich der Rotationsänderung der Implantatachse kein signifikanter Unterschied festgestellt ($p = 0.45$, Mann-Whitney-U-Test). Beim Frialet-2-Implantatssystem hatte Hassfurth eine Rotationsänderung der Implantatachse von 1,08 bei der Pick-up-Technik gegenüber 0,77 Grad bei der Repositionstechnik beobachtet [66]. Allerdings existierte in dieser vorliegenden Studie bei den Xive-Implantaten in Bezug auf die Rotationsänderung der Implantatachse zwischen den drei verwendeten Abformmaterialien kein signifikanter Unterschied ($p = 0,234$), hierbei zeigte die Implantatachse des Xive-Systems mit 0,90 Grad die geringste Rotationsänderung im Vergleich zu den anderen Abformmaterialien. Im Gegensatz hierzu fiel beim Ankylos-System zwischen den drei verwendeten Abformmaterialien ein signifikanter Unterschied ($p = 0.012$, Kruskal-Wallis-Test) auf, hierbei wurde die geringere Rotationsänderung bei EXA'lence und Impregum Penta betrachtet im Vergleich zu Express2 Penta. (Tabelle 5.2). Diese Ergebnisse wurden von Hsu und Mitarbeiter in einer Studie bestätigt; die Autoren fanden eine geringere Rotationsänderung der Implantatachse bei den Polyether-Abformmaterialien[68]. In einer Studie von Wöstmann et al. fanden die Autoren zwischen den untersuchten Abformmaterialien A-Silikone und Polyether keinen signifikanten Unterschied[151]. Auch in einer Studie von Weskott wurde zwischen den A-Silikon- und Polyether-Abformmaterialien bezüglich der Rotation bei den Straumann- sowie den Bego-Systemen kein signifikanter Unterschied festgestellt. Diese Ergebnisse wurde auch von anderen Studien bestätigt[46,66]. Um die Rotationsänderung der Implantatachse bei der Übertragung der Implantatposition zu minimieren, ist die Anwendung von Abformmaterialien mit hoher Viskosität empfehlenswert[7,104].

6.2.3 Diskussion der dreidimensionalen Verschiebung der Implantatachse

In der Studie wurde beim Xive-System zwischen den beiden Abformtechniken mit $p = 0,461$ kein signifikanter Unterschied festgestellt. Dabei zeigte die Pick-up-Technik mit 0,47 Millimetern eine kleinere Standardabweichung gegenüber 0,67 Millimetern bei der

geschlossenen Abformung. Diese Ergebnisse wurden von Wöstmann et al. in einer Studie über vier Xive-Implantate bestätigt, hierbei war zwischen den beiden Abformtechniken bezüglich der dreidimensionalen Verschiebung der Implantatposition bei der Abformung kein signifikanter Unterschied nachweisbar[151]. Auch wurde bei Straumann-Implantaten in einer Studie von Akca und Cehrel kein signifikanter Unterschied der Verschiebung der Implantatposition zwischen den beiden Abformtechniken Pick-up- sowie Repositionstechnik beobachtet[14]. Allerdings gab es in diesem Versuch zwischen der offenen Abformung beim Ankylos-System mit einer Standardabweichung von 0,16 Millimetern und der geschlossenen Abformung mit einer Standardabweichung von 0,21 Millimetern einen signifikanten Unterschied. Ähnliche Ergebnisse wurden in einem Versuch von Hassfurth bei vier Implantaten des Systems Frialet 2 erreicht. Hierbei gab es eine kleinere dreidimensionale Verschiebung der Implantatposition von 0,09 Millimetern bei der offenen Abformung im Vergleich zur geschlossenen Abformung mit einer dreidimensionalen Verschiebung von 0,17 Millimetern [66]. In Bezug auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatposition bei beiden Abformtechniken wurde in dieser vorliegenden Studie zwischen den drei verwendeten Abformmaterialien kein signifikanter Unterschied festgestellt (Tabelle 6.3). Diese Ergebnisse wurden mehrmals von Autoren bestätigt [26,59,154,46,14,39,81,160,85,65]. Auch in einer Studie von Lorenzoni und Mitarbeitern über vier Implantate der Firma Frialit®-2 wurde zwischen dem untersuchten Polyether und A-Silikon in Bezug auf die dreidimensionale Verschiebung der Implantatsmittelpunkte kein signifikanter Unterschied gemessen[85]. Im Gegensatz dazu zeigte das A-Silikon in einer Studie von Wöstmann und Mitarbeiter über vier Xive-Implantate unter Anwendung von der Repositionstechnik in der transversalen Achse genauere Ergebnisse im Vergleich zum Polyether-Abformmaterial ($p < 0,05$. U-Test)[151]. Diese Ungenauigkeit bei der Übertragung der Implantatposition bezüglich der dreidimensionalen Verschiebung der Implantatsmittelpunkte sowie der Neigung der Implantatachse bei der Reposition wird durch das manuelle Reponieren der Labor-Implantate nach Entnahme der Abformung verursacht [81]. Ähnliche Ergebnisse kamen in einer Studie von Conrad et al. heraus [37].

In der Literatur variieren die Ergebnisse der Genauigkeit einer Implantatabformung bei der Repositionstechnik und Pick-up-Technik mit ihren verschiedenen Modifikationen stark. Lee et al. hatten die Ergebnisse von 14 Studien, die die beiden Implantatabformtechniken untersuchten, tabelliert [77]. Während zwei Studien genauere

Ergebnisse bei Anwendung der Repositionstechnik fanden [47,64], bevorzugten fünf Autoren die Anwendung von Pick-up-Technik als genauere Abformtechnik gegenüber der Repositionstechnik [26,104,12,59,48]. Allerdings wurde zwischen den beiden Abformtechniken in den restlichen sieben Studien kein signifikanter Unterschied festgestellt [67,98,36,45,40,37,154]. Dieses Review verglich darüber hinaus Polyether und A-Silikon als Abformmaterial bei Implantaten. Zehn dieser Studien fanden zwischen den beiden Abformmaterialien keinen Effekt auf die Genauigkeit einer Implantatabformung [26,59,154,46,14,39,81,160,85,65]. Allerdings fanden Lee et al. bei der Doppelmischabformung Putty und light-body-A-Silikon eine genauere Abformung im Vergleich zum Polyether mit einer Mediumkonsistenz, wenn die Implantate tief infragingival liegen sollten[86]. Wenz et al. überprüften die verschiedenen Abformmethoden Monophase, Doppelmisch- und Korrekturabformung bei den beiden Abformtechniken Pick-up- sowie Repositionstechnik unter Verwendung von Polyether und A-Silikon. Als Folge raten die Autoren die Anwendung von einer Korrekturabformung bei einer geschlossenen Abformung ab. Dabei war eine Verzerrung der Abformung von $-113\text{ }\mu\text{m}$ bis $+124\text{ }\mu\text{m}$ nachweisbar[154]. Bei multiplen Implantaten hatten Wee et. al. Polyether als Abformmaterial empfohlen wegen der größeren Drehmomentfestigkeitswerte[160]. Als Schlussfolgerung lassen sich folgende Aussagen aus dieser Studie treffen.

- Bei multiplen Implantaten erzielt die Pick-up-Technik gegenüber der Repositionstechnik genauere Ergebnisse in Bezug auf die Neigung der Implantatachse.
- In Bezug auf die Rotation der Implantatachse zeigte die Pick-up-Technik geringfügig schlechtere Ergebnisse im Vergleich zur Repositionstechnik.
- Um die Rotationsänderung der Implantatachse bei der Abformung zu minimieren, ist die Anwendung von Polyether als Abformmaterial bei der Pick-up- als auch der Repositionstechnik empfehlenswert.
- Im Gegensatz zu den Abformmaterialien besitzt die Abformtechnik einen größeren Effekt auf die Genauigkeit einer Implantatabformung.
- Die Genauigkeit einer Implantatabformung korreliert mit dem Implantatsystem bzw. der Form eines Implantatabformpfostens.
- Wenn die Implantate äquingival liegen, führt die Doppelmischabformung im Gegensatz zu der Abformung von natürlichen Zähnen nicht zur Verbesserung der Abformgenauigkeit.

7 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurden die zwei traditionellen Implantatabformtechniken Pick-up- und Repositionstechnik unter Anwendung von drei Abformmaterialien Impregum Penta, EXA'lence und Express2 Penta überprüft. Zu diesem Zweck wurde ein Urmodell von einer Dublierabformung des teilbezahnten Oberkiefers eines Patienten aus Arcyl Ortho von Henry Schein Dental (Langen) hergestellt. Dabei wurden drei Implantate der Firma Xive regio 14, 18, 26 im Wechsel mit drei Implantaten der Firma Ankylos regio 16, 24, 28 gegenübergestellt. Bei konstanter Luftfeuchtigkeit von 50 Prozent und einer Raumtemperatur von 23 Grad Celsius als Rahmenbedingungen wurden alle Abformserien im Labor durchgeführt. Die Abformungen geschahen nach Herstellerangaben und wurden mit Superhartgips von GC ausgegossen. Vor dem Vermessen der Implantatposition wurde jedes Gipsmodell für acht Tage im Laborraum gelagert. Die Messung der Änderung einer Implantatposition auf den Gipsmodellen wurde mit einer CNC-gesteuerten Koordinatenmessmaschine RAPID von THOME ermittelt, wobei die Wiederholgenauigkeit 0,3 µm betrug. Um die Vermessung der Neigung und Rotationsänderung einer Implantatachse auf die Gipsmodelle sowie die Änderung der Abstände zwischen den Implantaten zu ermöglichen, wurde auf allen Implantaten Messaufbauten in Form eines Edelstahlquaders mit den Maßen 8 x 8 x 8 Millimeter angebracht. Diese sechs nummerierten Messaufbauten wurden vor dem Messen mittels einer Halteschraube auf die Implantate eingeschraubt. Die Messwerte wurden mit dem SPSS-Statistikprogramm (Version 15.0) ausgewertet. In Bezug auf die Neigungsänderung einer Implantatachse und die 3-D-Verschiebung des Implantatsmittelpunkts wurde bei der Pick-up-Technik eine genauere Implantatabformung erzielt. Hinsichtlich der Rotationsänderung einer Implantatachse zeigte diese Studie keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Abformtechniken. Allgemein besitzt eine Abformtechnik einen größeren Effekt auf die Genauigkeit einer Implantatabformung als die Abformmaterialien selbst. Sowohl A-Silikon als auch Polyether sollten bei der Implantatabformung die erste Wahl sein. Im Gegensatz zur Abformung natürlicher Zähne konnte die Doppelmischabformung bei Implantaten die Genauigkeit der Implantatabformung nicht verbessern, wenn das Implantat äquigingival liegt.

7 Summary

In this article two traditional implant moulding methods Pick-up and repositioning techniques were tested under usage of two moulding materials Impregum Penta, EXA'lence and Express2 Penta. For this purpose a master form of a Dublier moulding of the partially edentulous upper jaw of a patient from Arcyl Ortho of Henry Schein Dental (Langen) was produced. Three implants of the Xive regio company 14, 18, 26 were compared with three implants by the firm Ankylosregio 16, 24, 28. With constant humidity of 50 percent and a room temperature of 23 degrees Celsius as general conditions, all moulding series were carried out in the laboratory. The mouldings occurred as per manufacturer's instructions and were emptied out with GC super hard plaster. Before the measuring of the implant position every plaster model was stored for eight days in the laboratory. The measurement of the change of an implant position on the plaster model was identified with a RAPID CNC controlled coordination measuring machine by THOME, where the repeat accuracy conducted 0.3µm. In order to make possible a measurement of the affinity and change in rotation of an implant axis on the plaster model as well as the change in distances between the implants, measurement set-ups in the form of stainless steel cubes measuring 8 x 8 x 8 millimetres were attached to all implants. These six measurement set-ups were screwed into the implants before the measurement with a retaining screw. The measured values were evaluated with an SPSS statistics programme (Version 15.0). In terms of the change in inclination of an implant axis and the 3D displacement of the mid point of the implant, in the Pick-up technique a more exact implant moulding was achieved. Regarding the change in rotation in some implant axis this study showed no significant difference between the two moulding techniques. Generally a moulding technique has a greater effect on the precision of an implant moulding than the moulding material itself. Both A-silicon and also polyether should be the first choice in implant mouldings. In contrast to the moulding of natural teeth the double mix technique was not able to improve precision of implant moulding in implants when the implant lies equigingival.

8 Literaturverzeichnis

1. Abrahamsson I, Berglundh T, Moon IS, Lindhe J. Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. *J Clin Periodontol* 1996;26 (9): 600-7.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5 (4): 347-59.
3. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engvall S, Engquist B, Eriksson AR, Feldmann G, Freiberg N, Glantz PO, Kjellman O: Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988; 59 (5):287-96.
4. Akagawa Y , Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between free-standing and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (5):551-8.
5. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993;69 (6):599-604.
6. Augthun M, Mundt T. Implantatprothetische Konzepte zur Ergänzung der verkürzten Zahnreihe. *DGZMK*; 2008.
7. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11 (2): 216-222.
8. 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):641-7.
9. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992; 12 (2):112-21.
10. Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP, Lindhe J. Early boneformation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 2005; 15 (4):381-92.
11. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10 (6):387-416.

12. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent* 2004;13 (4):358-366.
13. 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 - 8.
14. Akca K, Cehreli MC. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:517-523.
15. Assuncao WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes EA. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant Dent* 2008; 17 (3):248-56.
16. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindsröm J, Ohlsson, A. Intraosseus anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3 (2): 81-100.
17. Buser D, Von Arx T. Surgical procedures in partially edentulous patients with ITI im-plants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 (1):83-100.
18. Brånemark, P-I Einführung in die Osseointegration. Berlin. 1985.
19. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25 (7):889-902.
20. Balkenhol M, Rehmann P, Siemer A, Ferger P, Wöstmann B. Die Präzisionsabformung: materialimmanente und verfahrenstechnische Einflussfaktoren- Teil 1: Dimensionstreue. *ZWR* 2005;114:43-47.
21. Bomberg TJ, Hatch RA, Hoffman W Jr. Impression material thickness in stock and custom trays. *J Prosthet Dent* 1985;54(2):170-2.
22. Baumann G. Werkstoffkundliche Aspekte. Med. Diss. Münster 1986.
23. Biffar R, Bitschnau U. Dimensionsverhalten von Alginatabformungen nach Tauchdesinfektion mit Impresept. *Zahnärztl Welt* 1991; 100:864-867.
24. Bößmann K, Franz G. Desinfektion von Silikonabdrücken. Untersuchung gegen Gips. *Dtsch Zahnärztl Z* 1983;38:742-748.
25. Bergman M, Olsson S, Bergman B. Elastomeric impression materials. Dimensional stability and surface detail sharpness following treatment with disinfection solutions. *Swed Dent J* 1980;4 (4):161-7.

26. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1993;2 (2):75-82.
27. 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.
28. Brinkmann A, Brinkmann E. *Geschichte der zahnärztlichen Implantologie in Deutschland*. Oldenburg: Anke Verlag 1995.
29. Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Seper L, Joos U, Meyer U. (2004) Peri-implant bone formation around cylindrical and conical implant systems. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2004;8(5):282-8.
30. Bartlett DW, Greenwood R, Howe L. The suitability of head-of-implant and conventional abutment impression techniques for retained three unit bridges: an in vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002;10 (4):163-6.
31. 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):250-55.
32. Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP. Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 1998;11(3):219-23.
33. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Zahnärztliche Werkstoffe-Eigenschaften und Verarbeitung*. 1. Auflage. München: Urban & Fischer Verlag 2005.
34. Craig RG. Review of dental impression materials. *Adv Dent Res* 1988;2 (1):51-64.
35. Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J* 2006;201 (7):429-432.
36. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent* 2007;16 (2):187-194.
37. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* 2007;97 (6):349-56.
38. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(4):448-55.
39. Cehreli MC, Akca K. Impression techniques and misfit-induced strains on implant-supported superstructures: an in vitro study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26 (4):379-85.

40. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7 (4):468-75.
41. 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):761-68.
42. Dahlin C, Andersson L, Linde A. Bone augmentation at fenestrated implants by an osteopromotive membrane technique. A controlled clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2 (4):159-65.
43. Davis BA, Powers JM. Effect of immersion disinfection on properties of impression materials. *J Prosthodont* 1994; 3 (1):31-4.
44. Donovan TE, Chee WW. Impression techniques for fixed prosthodontics and operative dentistry. *Calif Inst Continuing Edu* 1989; 28-33.
45. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. An evaluation of three implant level impression techniques for single tooth implant. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2004; 12 (1):9-14.
46. 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):152-58.
47. Del La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88:329-36.
48. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Companoni MA, Mollo FAJ. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23 (2):226-36.
49. Del'Acqua MA, Chávez AM, Compagnoni MA, Molo Fde A Jr. Accuracy of impression techniques for an implant-supported prosthesis *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25 (4):715-21.
50. Eichner K, Kappert H. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 6. Auflage. Heidelberg: Hüthig Verlag 1996.
51. Enkling N, Bürklein S, Jöhren P, Bayer S, Mericske-Stern R. Ein neues Vinylsiloxanether-Material zur Abformung von Implantaten und natürlichen Zähnen - Eine klinisch prospektive, randomisierte Studie. *ZWR* 2009;118(6): 294-301.

52. Finger W, Komatsu M. Elastic and plastic properties of elastic dental impression materials. *Dent Mater* 1985;1(4):129-34.
53. Franz G. Hartgipsverarbeitung zur Erzielung präziser Modelle. *Dent Labor* 1981;29:65-70.
54. 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):172-6.
55. Franke J. Der heutige Stand der Implantologie- Ein Symposium. München: Hanser Verlag 1980.
56. Foitzik C. ITI – Das Dental Implantat System. Hannover: Schlütersche Verlagsanstalt 1994.
57. Gängler P, Arnold WH. Struktur und Funktion des Gebisses und der Mundhöhle. 2. Auflage. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 2005.
58. Größner-Schreiber B, Terheyden H. Formen und Oberflächen enossaler Implantate. **Quintessenz** Implantologie 2004;12 (3):213-223.
59. Grödel F. Hartgipsverarbeitung zur Erzielung präziser Modelle. *Das Dental-Labor*. 1980;29:65-70.
60. Heydecke G, Kohal R, Gläser R. Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system: A case report. *Int J Prosthodont* 1999;12 (2):184-9.
61. Hembree JH Jr, Andrews JT. Accuracy of a polyether impression material. *Ark Dent J* 1976; 47(2)10-1.
62. Hung SH, PurkJH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent* 1992;67 (5): 583-9.
63. Hirschfelder C, Grüner M, Stark H, Helfgen EH. Dimensionsstabilität von Abdrucklöffeln und -material mit Blick auf die offene Implantatabformung. *Dtsch Zahnärztl Z* 2008; 63:428-423.
64. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5 (4) 331-6.
65. Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int* 2007;38 (1):67-73.

66. Hassfurth U. Vergleichende Darstellung zweier Implantatabformungstechniken an Hand in vitro Abformung eines Implantaturmodells. Gießen: Justus-Liebig-Universität 2000.
67. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000; 83 (5):555-61.
68. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69 (6):588-93.
69. Hilgers RD, Bauer P, Scheiber V. Einführung in die Medizinische Statistik. 2. Auflage Heidelberg: Springer -Verlag 2007.
70. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7(2):143-52.
71. Janssen J, Laatz W. Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows. 5. Auflage. Berlin;Heidelberg;New York: Springer Verlag 2005
72. Johnson GH, Drennon DG, Powell GL. Accuracy of elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Am Dent Assoc* 1988; 116 (4):525-30.
73. Kohal R, Weng D, Bächle M, Klaus G. Zirkonoxid-Implantate unter Belastung Eine vergleichende histologische, tierexperimentelle Untersuchung. *Z Zahnärztl Impla* 2003;19 (2):88-91.
74. König M, Rehmann P, Wöstmann B. Abformung in der Implantologie. *ZWR* 2006;12:560-566.
75. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; 81(1):7-13.
76. Lehmann KM, Hellwig E. Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. 7. Auflage. München;Wien;Baltimore: Urban & Schwarzenberg Verlag 1993.
77. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2008;100 (4):285-291.
78. Lesniak S. Die Beeinflussung des Druckverformungsrestes von sechs knetbaren additionsvernetzenden Silikonabformmaterialien beim Mischen mit Handschuhen. Berlin: 1994.
79. Ludwig K. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. 1. Auflage. Berlin: Quintessenz Verlag 2005.

80. Langenwalter EM, Aquilino SA, Turner KA. The dimensional stability of elastomeric impression materials following disinfection. *J Prosthet Dent* 1990;63 (3):270-6.
81. Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 1993;6 (4):377-383.
82. Lehmann KM. *Abformung und Modellherstellung*. 2. Auflage. *Festsitzender Zahnersatz-Praxis der Zahnheilkunde Band 5*. München: Urban & Schwarzenberg 1987.
83. Lehmann KM, Nagel M. Zum heutigen Stand der Abformmethodik. Teil 2. *Zahnärztl Prax* 1975;26:530-531.
84. Lehmann KM, Burgdorf HO. Untersuchungen zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken. *ZWR* 1978; 87:434-435.
85. 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. *J Oral Rehabil* 2000; 27 (7):629-638.
86. Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD, Feng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2008; 99 (2):107-113.
87. Mailath-Porkorny G. *Biomechanik enossaler Implantate*. Enossale Implantate in der oralen Chirurgie. Berlin: Quintessenz Verlag 1993.
88. Meffert RM. How to treat ailing and failing implants. *Implant Dent*. 1992;1 (1):25-33.
89. Meiners H. *Eigenschaft und Genauigkeit von Elastomeren*. *Zahnärztl. Welt* 1978;87:426-429.
90. Marxkors R, Meiners H. *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 5. Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag 2005.
91. Marxkors R. Abformfehler und deren Vermeidung. *Zahnärztl. Welt* 1985;94:466-473.
92. Meiners H. Vergleich der verschiedenen Elastomertypen- Polyadditionssilikone. *ZWR* 1978;87:590-591.
93. Meiners H, Lehmann KM. *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. München-Wien: Hanser Verlag 1998.

94. Meiners H. Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien. Hanser, München, Wien: Hanser Verlag 1977.
95. Marxkors R. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 4. Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag 2007.
96. Millstein P, Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J Oral Rehabil* 1998; 25 (8):645-48.
97. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: a histologic study in monkeys. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2000; 15 (3):425-31.
98. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19 (2):192-98.
99. O'Brien WJ, Ryge G. An outline of dental materials and their selection. WB Saunders Co, Philadelphia-London-Toronto; 1978:213-214.
100. Palma-Carrió C, Maestre-Ferrín L, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago MA, Peñarrocha-Diago M. Risk factors associated with early failure of dental implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011;16 (4):514-7.
101. Pfeiffer D. Werkstoffkundliche Erkenntnisse über elastomere Abformmaterialien und ihre Bedeutung für die routinemäßige Abformung. *Zahnärztl Welt* 1988;79: 224-234.
102. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. Elsevier Mosby Verlag 2006.
103. Prithviraj DR, Pujari ML, Garg P, Shruthi DP. Accuracy of the implant impression techniques. *J Clin Exp Dent* 2011;3 (2):106-11.
104. Phillips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:533-540.
105. Penarrocha M, Guarinos J, Sanchis JM, Balaguer J. A retrospective study (1994 - 1999) of 441 ITI (r) implants in 114 patients followed-up during an average of 2.3 years. *Med Oral* 2002;7 (2):144-55.
106. Papaspyridakos P, Lal K, White GS, Weber HP, Gallucci GO. Effect of splinted and nonsplinted impression techniques on the accuracy of fit of fixed

- implant prostheses in edentulous patients: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26 (6): 1267-72.
107. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study *Clin Oral Implants Res* 2012; 23 (6): 676 -81.
108. Papoulia K. Entwicklung eines durchstossbaren Abformlöffels für die zahnärztliche Implantologie. Erste vergleichende in vitro Untersuchung Aachen: med. Dissertation 2009.
109. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3): 104-11.
110. Rehberg HJ. Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformhilfsmittel Band-2: Ihre Eigenschaften und Anwendung. Berlin: Quintessenz Verlag 1978.
111. Roberts M, Söderholm KJ. Comparison of three techniques for measuring wear of dental restorations. *Acta Odontol Scand* 1989;47 (6):367-74.
112. Richter EJ, Implantologie in der Zahnheilkunde. DGZMK. DZZ 2005;60:415-416.
113. Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1991;2(3): 135-44.
114. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3): 326-34.
115. Rashidan N, Alikhasi M, Samadzadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of Implant Impressions with Different Impression Coping Types and Shapes *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2012;14 (2):218-25.
116. Sturb JR, Trüb JC, Witkowski S, Heydecke G, Kern M, Wolfart S. *Curriculum Prothetik-Band 3. 4. Auflage*. Berlin: Quintessenz Verlag 2010.
117. Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. *Orale Implantologie, Allgemeine Grundlagen und ITI-System*. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag 1994.
118. Strunz V. *Enossale Implantatmaterialien in der Mund- und Kieferchirurgie*. München: Hanser Verlag 1985.

119. Spiekermann H, Wolf HF, Rateitschak KH. Farbatlanten der Zahnmedizin-Band10. Stuttgart: Thieme Verlag 1994.
120. Sakka S, Coulthard P. Implant failure: etiology and complications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2011;16 (1):42-4.
121. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. J Prosthet Dent 2010;103(4):228-39.
122. Schwickerath H. Das Formverhalten von Abformmaterialien in Versuch und in der Praxis. Dtsch Zahnärztl Z 1976;31:680-684.
123. Schwickerath H. Konfektionierte und individuelle Löffel. Zahnärztl Mitt 1980;70 :466-470.
124. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1990;63 (4):444-7.
125. Schwickerath H. Stabilität der Abformlöffel. Zahnärztliche Welt. 1978;87:596-598.
126. Schroeder A, Sutter F, Krekeler G. Orale Implantologie. Allgemeine Grundlagen und ITI-Hohlzylindersystem. Stuttgart: Thieme Verlag 1988.
127. Sachs L, Hedderich J. Angewandte Statistik-Methodensammlung mit R. 13. Auflage. Heidelberg: Springer-Verlag 2009
128. 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.
129. Thome. Gebrauchsinformation.
130. Trampisch HJ, Wendelar J. Medizinische Statistik. 2. Auflage Heidelberg: Springer -Verlag 2000.
131. Viohl J. Bewertung der Werkstoffe für Stumpfabbildungen. Zahnärztliche Mitteilung 1980;70:476-479.
132. Von Arx T, Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Lateral ridge augmentation and implant placement: an experimental study evaluating implant osseointegration in different augmentation materials in the canine mandible. Int J Oral Maxillofac Implants 2001; 16 (3):343 – 54.
133. 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.

134. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent* 2000;83 (5): 562-6.
135. Wohlwend A, Studer S, Schärer P. Das Zirkonoxidabutment ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie. Berlin: Quintessenz Zahntechnik Verlag 1996.
136. Wöstmann B. Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. *ZM* 1999;89:1216-1225.
137. Wöstmann B. Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. *ZM* 2005;21:32-39.
138. Wöstmann B, Dohle A, Rettberg S. Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994;49:679-682.
139. Wöstmann B, Höing M, Ferger P. Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). *Dtsch Zahnärztl Z* 1998;53:753-756.
140. Welker D. Abdruck und/oder Silikonabformmassen- kondensationsvernetzt, additionsvernetzt, hydrophilisiert. *Swiss Dent* 1995;16(4):5-14.
141. Welker D, Musil R. Werkstoffkundlich-klinische Auswahlkriterien und Anwendungsempfehlungen für Silikonabformmassen unterschiedlichen Reaktionstyps. *Zahnarzt Magazin* 1990;3:36-41.
142. Wöstmann B. Zum gegenwärtigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde Berlin: Quintessenz Verlag 1998.
143. Wöstmann B, Powers JM. Präzisionsabformungen - Ein Leitfadens für Theorie und Praxis 2009.
144. Wöstmann B. Abformmaterialien: gestern - heute - morgen. *Zahnarzt Wirtschaft Praxis* 1999;9:129-136.
145. Wirz J. Klinische Material- und Werkstoffkunde. Berlin: Quintessenz Verlag 1993.
146. Wöstmann B. Klinische Bestimmungsvariablen bei der Abformung präparierter Zähne. *Z Stomatol* 1996;93:51-57.
147. Weiß C. Basiswissen Medizinische Statistik. 4. Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag 2008
148. Wöstmann B. Abformung - Quo vadis? *Dtsch Zahnärztl Z* 2009;64:132-133.

149. Wöstmann B. Häufige Fehler in den Problemzonen der Brücke und ihre gezielte Vermeidung. *Quintess Zahntech* 1989;15:1283-1290.
150. Wirz J. Die Bedeutung des individuellen Abformlöffels. *Quintessenz* 1998;24:907-915.
151. Wöstmann 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.
152. Wöstmann B. Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. *Zahnärztl Mitt* 2005;95:28-56.
153. 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. *Journal of dental research* 2003: B-392.
154. Wenz HJ, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23 (1):39-47.
155. Wirz J, Schärer P, Kaufmann P. Ausgewählte Acrylkunststoffe zur Herstellung von individuellen Abformlöffeln. *Dent Labor* 1979 ;27:573-580.
156. Wirz J, Schmidli F. Individuelle Abformlöffel. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1987; 97:141-142.
157. Wichmann M, Borchers L. Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer 3-D-Koordinatenmessmaschine. Teil 2. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992;47:88-91.
158. Wahlmann U, Wagner W. Implantatprognose und Implantatentwicklung. *Wehrmed Mschr* 2000;44:17-20.
159. Watzek G. Enossale Implantate in der oralen Chirurgie. Berlin: Quintessenz Verlag 1993.
160. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000;83 (3):323-331.
161. Weskott K. Dimensionsgenauigkeit von Abformmaterialien bei der offenen und geschlossenen Implantatabformung zweier unterschiedlicher Implantatsysteme. Gießen:
162. Yi HJ, Lim JH, Lee JS. A comparative study on the accuracy of impression body according to the types of impression tray 2010;48 (1): 48-54.

163. http://www.implantat-labor.de/i_typen.htm. 20.04.2013.
Justus-Liebig-Universität 2010.

9 Erklärung zur Dissertation

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig 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

10 Danksagung

Zunächst möchte ich einen ganz herzlichen, besonderen Dank an Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann für die Betreuung bei der Durchführung der Arbeit sagen. Viele sprachliche Probleme in meiner Arbeit wären ohne sein Verständnis sowie seine Geduld nicht lösbar gewesen. Für sorgfältige Korrekturen hinsichtlich Interpunktion, Orthographie, Semantik und Layout bin ich Frau Inga Renneberg dankbar. Ich bedanke mich tausendmal bei meinen Eltern für die große Unterstützung innerhalb meiner Promotionszeit. Ein spezieller Dank gilt meiner lieben Frau Maha für ihre große Hilfe.