

Diplomarbeit

**Die Übertragungspräzision implantatprothetischer
Abformungen**

eingereicht von

Philipp Pucher

Mat.Nr.: 0433580

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnheilkunde

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

**Univ. Klinik f. Mund-, Zahn- und Kieferheilkunde, Abteilung für
Zahnersatzkunde**

unter der Anleitung von

Prof. Dr. Martin Lorenzoni

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 03.01.2011

Unterschrift

Danksagungen

Ich danke meinen Eltern für die reichliche Unterstützung, sowie allen anderen, die mich im Rahmen meiner Diplomarbeit unterstützt haben, ganz besonders meiner Partnerin S.F.

Inhaltsverzeichnis

Danksagungen	iii
Inhaltsverzeichnis	iv
Abbildungsverzeichnis	v
Zusammenfassung	vi
Abstract.....	vii
1.0 Einleitung	1
1.1.2 Materialanforderung	3
1.2 Implantatdesign	4
1.3 Prothetischer Aspekt.....	7
1.4 Indikation für Implantation.....	8
1.5 Zeitpunkt.....	11
1.6 Abformung	12
1.6.1 Einteilung der Abformmaterialien.....	13
1.7 Individueller Löffel.....	15
1.8 Implantatabformmethoden.....	16
1.8.1 Die Repositionstechnik (indirekte Technik).....	16
1.8.2 Die Pick-Up-Technik (direkte Technik).....	16
2.0 Material und Methode	17
2.1 Urmodell.....	17
2.2 Individueller Löffel.....	20
2.3 Abformung	21
2.4 Messgerät und Vermessung.....	30
3.0 Ergebnisse.....	36
4.0 Diskussion	40
Literaturverzeichnis	47

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: beschliffener Duplostein mit Übertragungsaufbau.....	18
Abbildung 2: Negativ mit Duplostein	19
Abbildung 3: Urmodell aus Exaktoform Kunststoff mit Übertragungsaufbau	20
Abbildung 4: Individueller Löffel	21
Abbildung 5: Individueller Löffel mit Polyether Adhesive® behandelter Innenseite	22
Abbildung 6: Umspritzen der blasengefährdeten Stellen mit Impregum TM Penta TM mittels Penta TM Elastomerspritze	23
Abbildung 7: druckloses Festhalten des gefüllten Löffels	24
Abbildung 8: Abdruck mit reponiertem Laborimplantat.....	25
Abbildung 9: Ausgießen des Abdruckes mit Superhartgips.....	26
Abbildung 10: perforierter Abformlöffel	26
Abbildung 11: Urmodell mit auf Übertragungsaufbau aufgesteckten TransferCap und PickUp-Halteschraube	27
Abbildung 12: Perforierter Individueller Löffel am vorbereiteten Urmodell	27
Abbildung 13: Umspritzen der blasengefährdeten Stellen mit Impregum TM Penta TM mittels Penta TM Elastomerspritze	28
Abbildung 14: Modell vor Abheben des Individuellen Löffels	28
Abbildung 15: 3D Laserscanner der Firma WILLYTEC.....	30
Abbildung 16: Prinzip des 3D-Lichtschnittsensors (Willytec)	31
Abbildung 17: Aufbau des Lichtschnittsensors (Willytec)	31
Abbildung 18: Fokussierung der Laserlinie	32
Abbildung 19: Einstellung des Schlittens (Laserlinie am rechten Rand des Modells)	33
Abbildung 20: 3D- Ansicht des Urmodells mit Punkt 0 (P-0)	34
Abbildung 21: Grafische Darstellung aller einzelnen Verschiebungen des Punktes 0, nach Achsen getrennt	37
Abbildung 22: Abstände des Punktes 0 vom Originalmodell	39

Zusammenfassung

Ziel: Ziel, dieser in vitro Studie, war es, die Übertragungsgenauigkeit der Repositionstechnik (RT) und der Pick-Up-Technik (PT) bei Implantatabformungen zu vergleichen, um etwaige Abweichungen der Implantatposition feststellen zu können.

Material und Methode: Als Referenzmodell diente ein Kunststoffmodell, in welches ein FRIADENT Laborimplantat der Größe 5,5 eingelassen war. Auf dieses wurde ein sandgestrahlter EstheticBase Aufbau geschraubt, der okklusal einen, mit einem Diamantbohrer gefrästen, Referenzpunkt aufwies. Von diesem Modell stellte man 10 Abformungen mit Hilfe der Repositionstechnik und 10 Abformungen mit Hilfe der Pick-Up-Technik her. Als Abformmaterial kam der Polyether Impregum®Penta® (3M ESPE AG, Seefeld, Germany) zum Einsatz. Die Abformungen wurden nach einer Stunde mit Klasse 4 Superhartgips ausgegossen. Mittels dem 3D- Laserscanner der Firma WILLYTEC wurde anschließend jedes Modell (20+ Urmodell) eingescannt und mit dem Urmodell verglichen.

Ergebnisse: Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Techniken festgestellt werden. Die kleinsten Unterschiede zum Urmodell gab es entlang der x-Achse, mit einem Mittelwert von RT 0,008mm (SD= 0,003mm) und PT 0,013mm (SD= 0,022mm). Die Abweichungen in y-Achsenrichtung zum Urmodell betragen mittelwertig mit RT 0,019mm (SD= 0,020mm) und PT 0,051mm (SD= 0,067mm), in z-Achsenrichtung mit RT 0,031mm (SD= 0,022mm) und PT 0,016mm (SD= 0,019mm). Diese Tatsache lässt auf eventuelle Fehler bei der Reposition, bei der Abformung durch ungleichmäßige Druckbelastung und/oder bei der Verschraubung schließen.

Aussage: Im Rahmen dieser Studie, konnten keine signifikanten Unterschiede in der Übertragungspräzision zwischen Repositionstechnik und Pick-Up-Technik festgestellt werden.

Abstract

Purpose: The aim of this in vitro study was to compare the accuracy of the transfer (RT) and pick-up (PT) impression techniques to investigate the deviations of the implant position.

Materials and Methods: A reference model with one FRIADENT labor implant (D 5,5) was fabricated by Exacto-Form. A sandblasted EstheticBase abutment was screwed on. From occlusal a reference point was milled using a diamond drill. Impressions of the reference model were made using Impregum®Penta® (3M ESPE AG, Seefeld, Germany) 10 stone casts were produced using the transfer and 10 using the pick-up technique. The casts were poured after one hour with type IV stone. Measurements by means of 3D-laserscan (WILLYTEC) were performed and the data of each individual model (n = 20) were compared with the reference model.

Results: No significant differences between both techniques could be determined. The smallest differentiate to the reference model was along the x-axis, with an average value from RT 0,008mm (SD= 0,003mm) and PT 0,013mm (SD= 0,022mm). The deviations in y-axis direction amount medium valued RT 0,019mm (SD= 0,020mm) and PT 0,051mm (SD=0,067mm) in z-axis direction RT 0,031mm (SD= 0,022mm) and PT 0,016mm (SD= 0,019mm).

Conclusion: Within the limitations of this study, no significant differences could be ascertained between the transfer and the pick-up technique.

1.0 Einleitung

Das zahnärztliche Implantat bietet, neben Prothesen, Teilprothesen und Brücken, eine von mehreren Möglichkeiten um verlorene Zähne zu ersetzen (Frank 1994, Vitályos et al. 2005). Im Rahmen der 4. Deutschen Mundgesundheitsstudie konnte ein Rückgang des von Karies induzierten Zahnverlustes festgestellt werden. Dieser zieht sich durch alle Altersgruppen. Während 1997 dem Erwachsenen durchschnittlich 4,2 Zähne fehlten liegt der Wert heute bei 2,7 Zähnen, bei den Senioren beträgt die durchschnittliche Anzahl der fehlenden Zähne heute 14,2 Zähne im Gegensatz zu 1997 mit 17,6. Doch stellt sich durch diese positive Entwicklung, dass weniger Zähne durch Karies verloren gehen, ein größeres Risiko für Parodontalerkrankungen ein. Hier konnte eine deutliche Zunahme an mittelschwerer und schwerer Parodontitis festgestellt werden. Diese haben seit 1997 beim Erwachsenen um 26,9% bei Senioren um 23,7% zugenommen. Es konnte weiters ein Trend zu hochwertigen Zahnersatzversorgungen beobachtet werden. Die Tendenz zeigte Richtung eines festsitzenden Zahnersatzes, denn die Zahl der implantatgetragenen Versorgungen hat sich seit 1997 verdreifacht.

Wichtige Aspekte in der Implantatprothetik sind der passive Sitz der Versorgung sowie die Biomechanik, da die Kaukräfte, die auf die prothetische Versorgung einwirken, direkt auf den Implantataufbau und von dort auf den Knochen weitergeleitet werden. Wirkt eine Kraft entlang der Implantatachse, wird diese über den Querschnitt und die Gewindegänge des Implantates verteilt. Trifft jedoch die Kraft nicht axial, sondern lateral auf die Implantatachse, entsteht ein Biegemoment, was zu mechanischen und biologischen Komplikationen führt. Es kommt zu einem größeren Belastungspegel an Implantat und Knochen, wodurch dieser besonders in den Endbereichen stark beansprucht wird (Rangert et al. 1995, Duyck et al. 1997). Als Folge dieser Belastung kann es zu einem randständigen Knochenverlust und/oder zu einer Ermüdungsfraktur des Implantates kommen (Rangert und Sullivan 1993, Goodacre et al. 1999). Unter dem passiven Sitz der implantatgetragenen Versorgungen versteht man eine spannungsfreie Passung dieser (Lorenzoni et al. 2000, Waskewicz et al. 1994, Sahin und Çehreli 2001, Heckmann et al. 2004). Skalak 1983 und Patterson et al. 1989 erkannten, dass das Biegemoment einen großen Einfluss auf das Implantat-Knochen Interface ausübt. Um auf Spannungen der Suprakonstruktion reagieren zu können, haben natürliche Zähne, im Gegensatz zu Implantaten, die Möglichkeit der Beweglichkeit (Pesun 1997, Aparicio 1994, Kim et al. 2005). Zähne sind durch Parodontalfasern (Sharpey'sche Fasern) in ihren Alveolen „aufgehängt“ und haben eine physiologische Beweglichkeitsbreite von 100-200 µm. Bei

Implantaten beträgt die Beweglichkeitsgrenze nur 17-66 μm (Sekine et al. 1986, Kammler 1999).

Um eine passiv sitzende prothetische Implantatversorgung herstellen zu können, ist eine präzise Übertragung der Implantatpfeilerlokalisierung auf das Meistermodell Grundvoraussetzung, da nur eine präzise Verbindung zwischen Implantat und Suprastruktur eine Spannungsinduktion vermeiden kann (Weidmann 1994, Lechner 1995, Sahin und Çehreli 2001, Wichmann 1991).

Es gibt zwei Methoden, um die Implantatposition im Mund auf das Meistermodell zu übertragen (Humphries 1990, Burawi et al. 1997, Carr 1991, Assif et al. 1996, Chee et al. 2006). Diese Implantatabformungsmethoden sind die *Pick-Up* (PT) und die *Repositionstechnik* (RT) welche unterschiedliche Vorgangsweisen und somit auch mögliche Fehlerquellen aufweisen. Im Rahmen dieser Studie wurden die Abformungen mit dem Material Impregum™ Penta™ durchgeführt. Alle Modelle wurden mit einem 3D-Laserscanner der Firma WILLYTEC vermessen. Ziel war es, die Methode, welche die größte dreidimensionale Übereinstimmung mit dem Ausgangsmodell aufweist, zu ermitteln und statistisch gegenüber zu stellen.

1.1 Implantologie

1.1.1 Definition

Unter „Dentaler Implantologie“ versteht man heute die Verankerung alloplastischer Materialien im Bereich des Kieferknochens, um Halte- und Stützelemente für den Ersatz verlorengegangener Kaueinheiten zu schaffen (Spiekermann 1994).

1.1.2 Materialanforderung

Biologische Kompatibilität

Von einem Implantatmaterial wird eine möglichst physiologische Gewebsreaktion mit dem angrenzenden Gewebe (wie Knochen, Bindegewebe, Epithel) erwartet. Die zwischen dem Implantatmaterial und Gewebe bzw. dem periimplantären Milieu bestehenden Interaktionen dürfen nicht zur biologischen Instabilität des Implantates und/oder zu sekundären Veränderungen im Organismus, durch Korrosion, Löslichkeit oder Resorption der Implantatoberfläche führen.

Mechanische Kompatibilität

Die verwendeten Biomaterialien müssen trotz ihrer anatomisch begrenzten Größe über ausreichend mechanische Festigkeit verfügen, um die angreifenden Kräfte auf das Lagergewebe weiterzuleiten (Spiekermann 1994).

In der dentalen Implantologie kommen ausschließlich alloplastische Materialien wie Metall und Keramik zum Einsatz. Diese beiden Materialien haben eine bestimmte biodynamische Aktivität. Metall gilt als biotolerant, Keramik als bioinert (Osborn und Newesely 1980, Remes und Williams 1992, Sykaras et al. 2000). Das bedeutet, dass es kein Material gibt, das von der biologischen Umgebung vollständig akzeptiert wird. Biotolerante Materialien werden nicht unbedingt abgestoßen, wenn sie in lebendes Gewebe implantiert werden, sind jedoch mit einer Fibrinschicht umgeben. Bioinerte Materialien hingegen erlauben eine enge Apposition von Knochen an deren Oberfläche, was zur Knochenbildung führt (Sykaras et al. 2000). Der Fokus dieser Arbeit richtet sich im weiteren Verlauf auf enossale Titanimplantate.

1.2 Implantatdesign

Unter dem Begriff Implantatdesign wird die dreidimensionale Struktur des Implantates verstanden, welche durch die Form, Gestalt, den Aufbau und die Oberflächenstruktur beschrieben wird. Enossale Implantate gibt es in einer Vielzahl von Formen (Jansen et al. 1997).

Wie Albrektsson et al. 1981 beschrieben, ist die Qualität der Implantatoberfläche ein wichtiger Faktor für die Wundheilung, um eine direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen organischem, lebenden Knochen und der Oberfläche des belasteten Implantates zu erreichen (Chang et al. 2010). Dieser direkte Kontakt von Knochen und Implantat, der jedoch nur mit präziser chirurgischer Insertion und geringer Belastung während der Einheilzeit erreicht werden kann, wird von Brånemark als Osseointegration bezeichnet (Brånemark et al. 1977, Adell et al. 1981). Die überwiegend mechanische Verankerung der Implantate wird durch das Makro- und Mikrodesign der Oberfläche erreicht. Unter dem Begriff Makrodesign versteht man die mit freiem Auge sichtbaren Gestaltungen der Oberfläche, z.B. Gewinde und Stufen. Implantatgewinde bewirken eine Verbesserung des initialen Kontaktes, eine höhere Primärstabilität sowie eine größere Implantatoberfläche als Implantate ohne Gewinde (Carlsson et al. 1986, Frandsen et al. 1984, Ivanoff et al. 1997). Die Gewindedicke, die -tiefe, die -neigung, der koronale und der apikale Winkel sind variable Parameter, welche die Implantatoberfläche charakterisieren. Ziel ist es, eine optimale Lastverteilung durch die Geometrie zu erreichen. Das progressive Gewinde, dessen Gewindetiefe nach apikal hin zunimmt, und die nicht konstante Wandgeometrie erzielen eine schonende Lasteinleitung in den spongösen, elastischen Knochen, wobei die steifere Kortikalis gleichzeitig entlastet wird. Somit können im Kortikalisbereich frühe belastungsbedingte Einbrüche vermindert werden (Nentwig 1985). Das Mikrodesign beschreibt die Art der Oberflächenbeschaffenheit.

Man unterscheidet somit zwischen rauhen und glatten Implantaten (Wennerberg et al. 1998, Wennerberg et al. 1993). Um die Implantatoberfläche aufzurauen, wird diese beschichtet, sandgestrahlt und/oder geätzt (Sykaras et al. 2000).

- **Glatt** („machined“, wie es beim klassischen Brånemark®-Implantat der Fall ist)
- **Rau**
 - *Additiv*: (aufgetragen) durch eine Plasmaspraybeschichtung (IMZ®)
 Hierbei beschichtet man das Titanimplantat nach einem speziellen Verfahren (Plasmaspritzverfahren) mit Titanpulver. Bei diesem Vorgang wird das in Ionen und Elektronen (Plasma) aufgespaltete Edelgas mit hoher Geschwindigkeit (3000 m/s) durch einen brennenden Lichtbogen (15 000 - 20 000 °C) gepresst. Anschließend wird mit Hilfe von Argongas das Beschichtungsmaterial (Titanpulverpartikel in Form von Titanhydrid) dem heißen Gasstrahl zugefügt. Das Hydrid löst sich im Gasstrahl auf und die Titanpartikel werden mit dem Implantat verschweißt.
 - *Reduktiv*: (abgetragen)
 - durch Säureätzung (z.B. 3i®)
 - durch Sandstrahlung (z.B. Ankylos®)
 - durch Säureätzung und Sandstrahlung (z.B. XiVE®, ITI®)

Im Vergleich zur additiven Technik haben die abtragenden Methoden einen besonderen Vorteil. Es können Verunreinigungen des Implantates, die durch das Plasmaspritzverfahren entstehen können, vermieden werden. Es besteht auch ein geringeres Risiko, dass sich während der Insertion des Implantates Titanpartikel lösen. Durch die Kombination von Sandstrahlen und anschließendem Ätzen wird eine raue (Sandstrahlen) und reine (Ätzen) Oberflächenstruktur angestrebt (Piehslinger 2002, Spiekermann 1994). Ebenso wird durch die Oberflächenaufrauung eine Vergrößerung der Implantatoberfläche erreicht (Tetsch 1991, Kirsch und Mentag 1986, Spiekermann 1994).

Aus physiologischer Sicht bieten raue Oberflächen hinsichtlich der Knochenapposition gegenüber glatten Implantatoberflächen Vorteile: Bei rauen Oberflächen kommt es zu einer besseren Benetzung und damit zu einer besseren Adhäsion (Cochran 1999, Tabassum et al. 2009). Besonders entscheidend sind diese physikalischen Eigenschaften für die Osteogenese in der unmittelbar postoperativen Phase (Organisation und Anlagerung des Blutkoagels an der Implantatoberfläche) (Cochran 1999, Wennerberg et al. 1998).

1.3 Prothetischer Aspekt

Prinzipiell kann in der Implantologie zwischen abnehmbaren und festsitzenden (bedingt abnehmbaren) Zahnersatz unterschieden werden. Festsitzende Versorgungen werden entweder verschraubt oder zementiert, wobei es bei der Verschraubung zwei Möglichkeiten gibt: zentral/okklusal oder horizontal (Sekundärverschraubung). Ein Problem der Befestigung mittels zentraler Schraube ist es, dass der Schraubenkanal im Seitenzahnbereich häufig die Funktion der Okklusalfäche stören kann. Eine Versorgung mittels Verschraubung ist im Gegensatz zur Zementierung teurer und kann ästhetische Probleme bewirken, besitzt aber die Vorteile der Reparaturfähigkeit, Entfernenbarkeit und Erweiterbarkeit.

Ein weiterer wichtiger Aspekt des Implantatdesigns ist die Art der prothetischen Schnittstelle. Damit bezeichnet man die Verbindung vom Abutment oder der Superkonstruktion mit dem Implantat. Hier tritt die meiste Stressbelastung am Implantat auf (Baggi et al. 2008, Anitua et al. 2010). Es gibt Implantatverbindungen mit oder ohne Rotationsschutz. Der Rotationsschutz kann entweder extern oder intern am Implantatkopf liegen und dient der eindeutigen Positionierung der Implantatversorgung (Sykaras et al. 2000). Das XiVE® Implantat verfügt über eine interne Verbindung in Form eines Hexagons. Es gibt, abhängig vom Hersteller, auch andere Formen für diese Verbindung, NobelReplace® zum Beispiel verwendet eine interne Dreikanalverbindung, Implantate des Branemarksystems® nutzen einen externen, hexagonalen Verdrehenschutz.

1.4 Indikation für Implantation

Grundsätzlich gilt, nur dann und dort zu implantieren, wenn die Voraussetzungen für einen Erfolg gegeben sind und dem Patienten durch einen implantologisch-prothetischen Ersatz besser geholfen werden kann als mit einer konventionellen prothetischen Lösung (Spiekermann 1994).

Zu den Indikationsbereichen von enossalen Implantaten zählen (Schröder et al. 1988):

1. Die Einzelzahnücke
2. Das teilbezahnte Gebiss
 - Schaltücke
 - Freundsituation
3. Der zahnlose Kiefer

(Piehslinger 2002, Assunção et al. 2008, Adell et al. 1990, Jemt 1991, Zarb und Schmitt 1990, Zarb und Schmitt 1990, Lahmouzi 1998, Sabri 1998, Balshi et al. 1999, Mericske-Stern 1998)

Ad 1. Die Einzelzahnücke

Bei der Implantation für einen Einzelzahnersatz ist die optimale Positionierung des Implantates von Bedeutung, um die Versorgung an die Nachbarzähne angleichen zu können. Weiters ist die richtige Wahl des Implantatdurchmessers zu beachten, da sich bei zu klein dimensionierten Durchmessern mechanische Probleme wegen der approximal ausladenden Restauration einstellen können. Vorteile der Versorgung von Einzelzahnücken mittels Implantat sind die Schonung der Nachbarzähne, sowie die Aufrechterhaltung der physiologischen Beweglichkeit dieser, wenn dadurch eine Brückenversorgung vermieden werden kann (Gernet et al. 2007, Tetsch 1991).

Ad 2. Das teilbezahnte Gebiss

Bei einer verkürzten Zahnreihe sollte die Kaufunktion beachtet werden, da in manchen Fällen eine verkürzte Zahnreihe bei genügender Kaufunktion belassen werden kann. Ist diese jedoch eingeschränkt oder gestört, sollte eine Verbesserung der Situation angestrebt werden. Um eine Brücke bei einem Patienten mit einer Freundsituation oder verkürzten

Zahnreihe befestigen zu können, fehlt es an den nötigen distalen Pfeilern. Dennoch gibt es Möglichkeiten diese Mundsituation mit Hilfe einer herausnehmbaren Teilprothese oder mit Implantaten zu versorgen (Lechner 1995). Es wird im Anschluss auf die Implantatversorgungen eingegangen.

a.) Rein implantatgetragene Brücke: Mit diesem Konzept ist es möglich die verkürzte Zahnreihe durch eine rein implantatgetragene Versorgung zu verlängern.

b.) Einzelzahn- Serienimplantation: Bei dieser Art der Versorgung mit einzelnen Kronen, werden die natürlichen Verhältnisse am besten nachgeahmt (Gernet et al. 2007).

Ad 3. Der zahnlose Kiefer

In der Regel lässt sich nach vollständigem Zahnverlust eine Prothese, die über einen guten Halt verfügt, herstellen. Das gilt besonders im Oberkiefer, wo eine gute Saugwirkung und somit eine gute Stabilität erzielt werden kann. Doch je weiter der Knochen abgebaut wird, desto schwieriger wird es vor allem im Unterkiefer genügend Halt zu erzielen (Tetsch 1992). Wie Spiekermann 1994 beschrieb, galt der zahnlose, atrophierte Unterkiefer in den 70er Jahren als Hauptindikation für eine implantologische Behandlung. Mittels implantologischer Maßnahmen ist auch bei atrophiertem Unterkiefer eine Kau- und Sprachfunktion wiederherzustellen (Spiekermann 1987).

Für die verschiedenen Versorgungsmöglichkeiten wird eine Einteilung in vier Klassen empfohlen (Spiekermann 1990, Frank 1994).

Dabei wird zwischen abnehmbaren Deckprothesen (siehe a., b., c.) und (bedingt abnehmbaren-) festsitzenden Brücken unterschieden (siehe d.).

a.) Abstützung einer tegumental getragenen Prothese auf zwei Implantaten

(Steggelenk)

Hierbei handelt es sich um die einfachste und günstigste Versorgungsvariante. Durch einen gerade verlaufenden Steg zwischen den zwei Pfeilern, der als Steggelenk nach Dolder eine Rotation zulässt, wird eine ausreichende Stabilität für die Prothese gegeben. Die Implantatpositionen liegen in den ehemaligen Eckzahnregionen. Nachteile dieser Versorgung sind, dass sich das Gelenk mit der Zeit durch die Bewegungsmöglichkeit abgenützt und getauscht werden muss. Außerdem kommt es im posterioren Bereich des Unterkiefers zur Resorption des Kieferknochens.

b.) Abstützung einer tegumental getragenen Prothese auf vier Implantaten

(Steggeschiebe nach Dolder)

Es werden vier Implantate interforaminär in möglichst großen Abständen gesetzt, auf denen die Deckprothese durch einen gewinkelt verlaufenden Steg, der als Steggeschiebe aufzufassen ist, in Position gehalten wird. Durch diese versetzte Anordnung der Implantate ist eine nahezu rotationsfreie Stabilität der Prothese möglich.

c.) Rein implantatgetragene Prothese auf vier oder mehr Implantaten

Bei der interforaminären Verankerung von vier oder mehr Implantaten ist darauf zu achten, dass zwischen ihnen möglichst große Abstände herrschen, damit eine ausreichende Steglänge erzielt werden kann. Diese wird zusätzlich über nach distal extendierende Stege vergrößert. Die abnehmbare Prothese ist rein implantatgetragen und eine Rotation um die Extensionsstege ist nicht möglich.

d.) Rein implantatgetragene, bedingt abnehmbare Brücke auf fünf oder mehr Implantaten

Es kann eine Extensionsbrücke auf fünf oder mehr Implantaten hergestellt werden. Bei diesem Verfahren werden im Ober- und Unterkiefer möglichst sechs Implantate verankert, auf denen mittels Schrauben bedingt abnehmbare Extensionsbrücken befestigt werden. Vorteile dieser Versorgung sind der feste Sitz und das durch die Stabilität des Ersatzes effizienteste Kauvermögen. Es sollten jedoch auf Grund der erschwerten Reinigungsmöglichkeit die manuelle Fähigkeit des Patienten beachtet werden (Tetsch 1991, Lechner 1995, Spiekermann 1994, Gernet et al. 2007).

1.5 Zeitpunkt

Die Implantation kann zu unterschiedlichen Zeitpunkten nach einem Zahnverlust stattfinden. Es wird zwischen Sofortimplantaten, verzögerten Sofortimplantaten und Spätimplantaten unterschieden.

Unter Sofortimplantation versteht man, dass das Implantat in die frische Extraktionsalveole gesetzt wird (Crespi et al. 2007, Becker et al. 1995, Simion et al. 1994, Cornelini et al. 2005, Covani et al. 2004).

Bei der verzögerten Sofortimplantation findet die Insertion des Implantates etwa vier bis acht Wochen nach Extraktion oder Zahnverlust in eine bindegewebig-epithelial geschlossene, jedoch knöchern noch nicht regenerierten Alveole statt.

Die Spätimplantation wird nach vollständiger Alveolenverknöcherung, mindestens sechs Monate nach Extraktion oder Zahnverlust, durchgeführt (Lechner 1995).

1.6 Abformung

Für die klinische Präzision jeder Restauration sind die Abformung und Modellherstellung von großer Wichtigkeit. Es sind sowohl die Wahl der Methode, als auch das verwendete Abformmaterial am Ergebnis der gesamten Behandlung entscheidend beteiligt (Breustedt et al. 1991). Dies ist besonders bei prothetischen Arbeiten wichtig, die auf Implantaten angefertigt werden, da hier eine starre Verbindung mit dem Knochen besteht (Fenton et al. 1987). Wenn keine exakte Passung der Suprakonstruktion erreicht werden kann, muss man auf Grund der hohen Belastungen mit dem Verlust der Implantate rechnen (Assif et al. 1992). Grundprinzip der Abformung ist es, dass das Abformmaterial mit Hilfe eines Abformlöffels in plastischem Zustand in die Mundhöhle eingebracht wird. Nach Verstreichen der vom Hersteller geforderten Abbindezeit, in der die Masse einen festen bzw. elastischen Zustand erreicht hat, ist es möglich den Abdruck ohne Verzerrungen wieder aus der Mundhöhle zu entfernen (Eichner und Kappert 1996, Strub et al. 1999, Viohl und Lehmer 1988).

Jedoch nicht jedes Material ist für eine Abdrucknahme geeignet. Gewisse materialtechnische Ansprüche werden gestellt:

- angenehmer Geruch und Geschmack, ästhetische Farbe
 - biokompatibel
 - lagerfähig
 - einfach zu verarbeiten
 - geeignete Konsistenz
 - geeignete Abbindezeit
 - ausreichende Festigkeit oder Elastizität
 - hohe Dimensionstreue
 - gute Detailwiedergabe
 - Kompatibilität mit Modellwerkstoffen
- (Eichner 1996, Rubinstein 2010)

1.6.1 Einteilung der Abformmaterialien

Irreversible, starre Abformmaterialien:

- Abformgips
- Zinkoxid- Eugenolpasten
- Kunststoffe

Reversible, starre Abformmaterialien:

- Thermoplastische Kompositmassen
- Abdruckguttapercha (obsolet)
- Wachse

Reversibel, elastische Abformmaterialien:

- Hydrokolloide (= Agar-Agar)
- Doubliermassen

Irreversible, elastische Abformmaterialien:

- Alginate
- Elastomere
 - Polysulfide
 - Silikone
 - Polyether

(Strub et al. 1999, Piehslinger 2002, Weidmann 1994)

Silikone, Polyether und Polysulfide sind elastomere Abformstoffe, die die besten elastischen Eigenschaften mit hohem Rückstellvermögen, die beste Detailwiedergabe, eine gute Dimensionsstabilität und eine gute Lagerfähigkeit haben. Deshalb werden sie für Abdrücke, die hohe Präzision erfordern, verwendet (Eichner 1996). In einer von Walker et al. 2005 durchgeführten Studie wurden zwei hydrophile Polyvinylsilikone und zwei Polyether Abdruckmaterialien unter trockenen und feuchten Bedingungen bezüglich

Dimensionsstabilität und Oberflächenwiedergabe miteinander verglichen. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass sich die verschiedenen Materialarten unter trockenen Bedingungen nicht unterschieden und eine Detailwiedergabe von 100 % festgestellt werden konnte. Unter feuchten Verhältnissen kam es jedoch zu einem signifikanten Unterschied zwischen den Abformmaterialien. Polyether weist, wie unter trockenen Bedingungen eine 100%ige Detailwiedergabe auf, wogegen nur 29 % der Polyvinylsilikone eine zufriedenstellende Wiedergabe erreichen konnten. Das Polyetherabdruckmaterial Impregum® erwies sich als genaues Abformmaterial (Rubinstein 2010). Auch Del' Acqua et al. konnten 2010 im Rahmen ihrer Studie feststellen, dass das Polyethermaterial im Vergleich zum Polyvinylsilikonen genauer ist.

Im Rahmen dieser Studie wurde auf Grund der in der Literatur belegten positiven Ergebnisse, das Polyether-Abformmaterial **Impregum™ Penta™** verwendet.

Indikationen

Impregum™ Penta™ findet seine Anwendung bei der Abformung zur Herstellung von Inlays und Onlays, sowie bei der Abformung von Veneer-, Kronen- und Brückenpräparationen. Weitere Anwendungsgebiete sind Funktionsabformungen, Fixationsabformungen und Implantatabformungen (Gebrauchsinformation Impregum®Penta® 3M ESPE). Bei konventionellen Polyethern wird die Vernetzungsreaktion durch ein Schwefelsalz aus der Katalysatorkomponente ausgelöst, welches einen unangenehmen Geruch und Geschmack hervorruft. Es reagieren N-Alkylaziridinengruppen (Heraeus Kulzer GmbH, 2005).

Da die Reaktionsgeschwindigkeit von der Temperatur abhängt, sollten Polyether bei einer Temperatur von 18 bis maximal 25 Grad Celsius gelagert und verwendet werden. Eine geringere Temperatur erhöht die Viskosität, zu hohe Temperaturen würden den Abbindevorgang beschleunigen. Eine korrekte Abformung wäre kaum noch möglich (Gebrauchsinformation Impregum®Penta® 3M ESPE). Um ein ideales Mischverhältnis der einzelnen Komponenten zu erreichen, wird eine automatische Mischung mittels Pentamix™2 empfohlen (Rubinstein 2010).

1.7 Individueller Löffel

Um bei der Herstellung von präzisen Arbeitsmodellen mittels Elastomeren die Volumensveränderungen einzuschränken, ist die Verwendung eines individuellen Löffels nötig. Die Abformmassen schrumpfen konzentrisch, wenn sie nicht am Löffel haften. Das würde zu einer Verkleinerung des Abdruckes führen. Ist das Abformmaterial jedoch am Löffel fixiert, schrumpft es zu diesem exzentrisch hin. Dies bewirkt eine Vergrößerung des Abdruckes. Je größer die Schichtdicke und je größer die gesamte Menge des Gesamtstoffes, umso größer ist die absolute Zunahme des Modellvolumens. Durch einen individuell angefertigten Löffel kann die Schichtdicke des Abformmaterials überall gleichmäßig und in gewünschter Dicke eingestellt werden. Bei Elastomeren darf keine zu große Schichtdicke verwendet werden, da die Originalgenauigkeit des Modells verringert wird. Aber auch zu geringe Schichtdicken beeinflussen die Genauigkeit des Modells negativ. Es wirkt sich sonst nicht die elastische Eigenschaft des Abformmaterials, also die Rückstellfähigkeit nach einer Verformung, aus und das Abformmaterial kann sich von der Löffelwand lösen. Bei der Schichtdicke muss also ein optimales Verhältnis zwischen geringster Schrumpfung und größtmöglicher Rückstellung erreicht werden, welches zwischen 2-4 mm liegt (Weidmann1994).

1.8 Implantatabformmethoden

Die räumliche Position von Implantaten im Knochen kann mit zwei Hauptabformtechniken auf ein Meistermodell übertragen werden (Glockengiesser 2003).

1.8.1 Die Repositionstechnik (indirekte Technik)

Erster Schritt dieser Methode ist es, dass zylindrische Abformpfosten auf die Implantate aufgeschraubt werden. Für jede Implantatgröße gibt es entsprechende Abformpfosten und für die Abformpfosten entsprechende Transercaps zur genaueren Übertragung. Sie werden auf die Abformpfosten gesteckt. Danach wird der Abformlöffel mit Polyether Adhesive (3M ESPE, Seefeld, Germany) behandelt und mit dem Abformmaterial über das Implantat gesetzt. Nach Aushärten des Abformmaterials wird der Löffel vom Implantat abgezogen, wobei die Transercaps im Abdruck bleiben. Anschließend wird ein Implantatanalog auf den Abformpfosten aufgeschraubt und dieser in die Abformung reponiert.

1.8.2 Die Pick-Up-Technik (direkte Technik)

Diese Methode wird mit einem individuellen Löffel, der über den Implantaten ausgeschliffen ist, durchgeführt. Die Abformpfosten werden mit einer Pick-Up-Halteschraube am Implantat festgeschraubt. Der perforierte individuelle Löffel wird in den Mund eingebracht und kontrolliert, ob die Halteschrauben über die Löffelebene ragen und gut gelöst werden können. Der Löffel wird mit Polyether Adhesive® (3M ESPE, Seefeld, Germany), wie bei der Repositionstechnik, behandelt und mit Abformmaterial beschickt. Anschließend wird der Löffel in den Mund eingebracht und das überschüssige Abformmaterial entfernt, damit der Schraubenschlitz sichtbar ist. Nach dem Aushärten wird die Halteschraube gelöst (nicht entfernt) und die Abformung, in der der Abformpfosten zurückbleibt, entfernt. Das Implantatanalog wird auf den Abformpfosten reponiert und festgeschraubt (Piehslinger 2002, Lee et al. 2008, Strub et al. 1999).

2.0 Material und Methode

2.1 Urmodell

Herstellung des Urmodells:

In einen Lego Duplostein der Größe 3,5 mm mal 3,5 mm wurde zentral ein Loch gefräst, in das ein FRIADENT® Labor-Implantat mit dem Durchmesser 5,5 positioniert wurde. Dieses wurde mit einem Pattern Resin LS Modellierkunststoff der Firma GC so befestigt, dass die Laborimplantatoberkante bündig mit der Lego Duplosteinoberfläche abschließt. Die Erhöhungen am Duplostein wurden mit demselben Kunststoff plan verschlossen.

Der Pattern Resin LS Modellierkunststoff setzt sich aus den Komponenten, Flüssigkeit und Pulver, zusammen. Jede Komponente wurde in benötigter Menge in ein Gummigefäß gegeben. Mit Hilfe eines mit der Flüssigkeit befeuchteten Pinsels werden mit der Spitze kleine Mengen vom Pulver aufgenommen und am gewünschten Zielort aufgetragen (Gebrauchsanleitung: PATTERN RESIN LS Modellierkunststoff, GC America). Dieser Vorgang wurde so lange wiederholt, bis die gewünschte Menge an Kunststoff erreicht war, bzw. in diesem Fall bis die Duplosteinerhöhungen plan verschlossen waren und das Laborimplantat genügend stabilisiert werden konnte. Nach einer Abbindezeit von zehn Minuten war der Kunststoff hart und die Oberfläche konnte mit einem Nassschleifgerät geglättet werden, um etwaige Kunststoffunebenheiten zu beseitigen. Die Kanten des Duplosteins wurden rundum mit dem Nassschleifgerät abgeschrägt, die Erhöhungen an jeweils einer Außenseite. Grund dafür war die Schaffung von Referenzpunkten (durch die Abschrägung entstanden eindeutig definierbare Punkte), um die Vermessung mit dem 3D-Laserscanner zu ermöglichen.



Abbildung 1: beschliffener Duplostein mit Übertragungsaufbau

Anschließend wurde auf das Laborimplantat ein Abformpfosten (FRIADENT® Übertragungsaufbau) geschraubt, auf den ein FRIADENT® TransferCap gesteckt wurde. Nun wurde dieses Modell mit dem Material elite® double 22 (Zhermack® SpA, Badia Polesine (RO), Italy) in einer Form dubliert. Mit dem automatischen Doubliegerät wurden Basis und Katalysator im Verhältnis 1:1 gemischt (Gebrauchsinformation elite®double Zhermack Spa). Nach einer Verarbeitungszeit von 10 und einer Abbindezeit von 20 Minuten konnte das Modell aus der erstarrten Dupliermasse, in der nur das TransferCap zurück blieb, herausgenommen werden. Es entstand ein Negativ vom Modell.

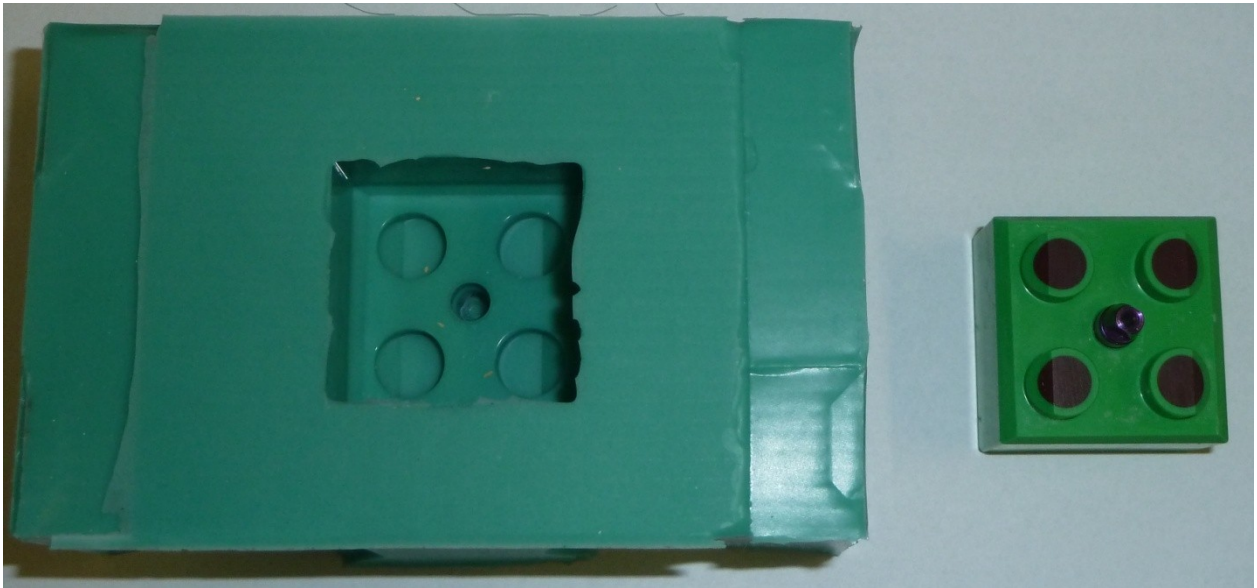


Abbildung 2: Negativ mit Duplostein

Ein neues Laborimplantat mit demselben verschraubten Aufbau, wie er bei der Dublierung verwendet wurde, wurde in das TransferCap gesteckt und konnte ausgegossen werden.

In dieser Studie wurde das Material Exacto-Form Modellkunststoff (bredent, Senden, Germany) verwendet, um im Gegensatz zu Gips, ein stabiles Modell herstellen zu können. Dies war wegen der Anzahl an Abformungen, die mit Impregum™ Penta™ durchgeführt wurden, nötig.

Beim Exacto-Form Modellkunststoff handelt es sich um ein Zweikomponentenmaterial auf Basis von Polyurethan. Das Material weist eine sehr dünnfließende Konsistenz auf und ermöglicht ein einfaches, blasenfreies Ausgießen des Abdruckes ermöglicht. Die präzise, originalgetreue Oberflächenwiedergabe und eine absolute Formstabilität sowie eine hohe Passgenauigkeit ohne Expansion sind für dieses Material charakteristisch.

Das Material ist in Dosen getrennt verpackt, Komponente A (Farbe) und Komponente B (Harz) in jeweils einer. Nach Öffnen der jeweiligen Dose einmal A und einmal B (mehr war für das Modell nicht notwendig) wurde der Bodensatz mit einem Spatel aufgemischt. Die Mischung erfolgte im Verhältnis 1:1, da in beiden Dosen die gleiche Menge vorhanden war. Die Komponente B wurde vollständig in die Dose der Komponente A gegossen und ca. 30 Sekunden durchmischt, bis eine homogene Farbe entstand. Anschließend wurden die vermischten Komponenten in die vorbereitete Duplierung gegossen. Für die Verarbeitung standen 2-3 Minuten zur Verfügung (Gebrauchsanweisung Exacto-Form Modellkunststoff, bredent). 24 Stunden nach dem Anmischen wurde das neu entstandene Modell aus der Duplierform genommen. Im Urmodell befand sich nun ein FRIADENT® Labor-Implantat D 5,5, auf welchem der Abformposten geschraubt wurde.

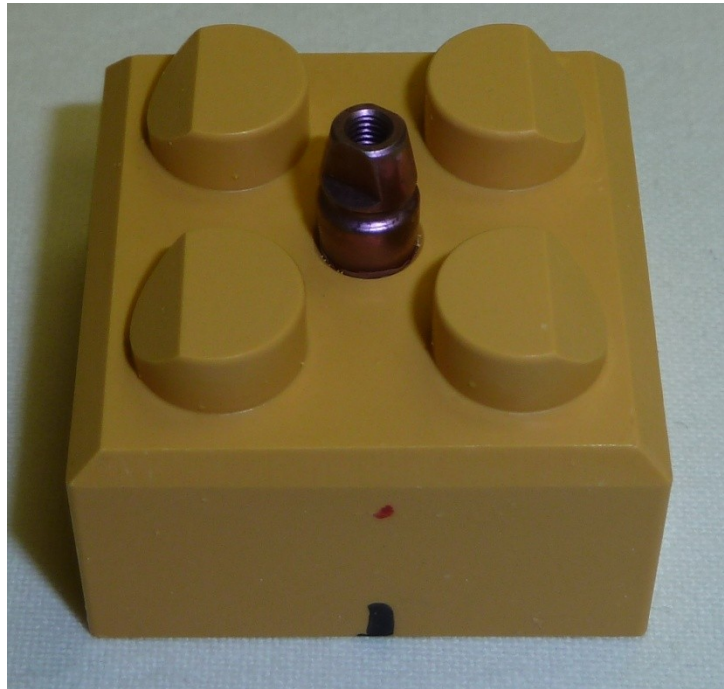


Abbildung 3: Urmodell aus Exaktoform Kunststoff mit Übertragungsaufbau

2.2 Individueller Löffel

Um vom Urmodell Abformungen durchführen zu können, war die Herstellung individueller Löffel nötig.

Es wurde mit dem lighthärtenden Löffelmaterial (SHERA Werkstoff-Technologie GmbH, Lemförde, Germany) auf dem Modell ein individueller Löffel hergestellt. Die Modelloberfläche wurde mit einem Modellierwachs plan gestaltet, welches als Platzhalter diente. Um das Wachs gegen das Löffelmaterial zu isolieren, wurde Vaseline aufgebracht. Das Löffelmaterial wurde an das Modell adaptiert, das überschüssige Material als Löffelgriff geformt und aufgesetzt. Mittels eines Lighthärtegerätes wurde der Löffel auf dem Modell fünf Minuten polymerisiert. Es wurden zehn Individuelle Löffel hergestellt.



Abbildung 4: Individueller Löffel

Um einen verbesserten Verbund zum Abformmaterial zu erreichen, wurden die Löffel mit einem Sandstrahlgerät und einer Korngröße von 125 μm bei einem Druck von 4 bar behandelt.

2.3 Abformung

Das Modell wurde mit der Exacto-Form Isolierflüssigkeit isoliert, um die Verbindung von Kunststoff und Impregum™ Penta™ zu verhindern. Die individuellen Löffel wurden vor der Abdrucknahme mit Polyether Adhesive® (3M ESPE) vorbehandelt. Dieses wird mit einem Pinsel 15 Minuten vor der Abformung dünn aufgetragen und dient der Haftung des Impregum™ Penta™ am Löffel.



Abbildung 5: Individueller Löffel mit Polyether Adhesive® behandelter Innenseite

Zunächst wurde das Urmodell für die Abformung mit Repositionstechnik vorbereitet. Ein TransferCap wurde auf den Übertragungsaufbau, der mit einer Aufbauschraube Standard mit dem Laborimplantat verschraubt wurde, gesteckt.

Die Abformungen wurden mit der Monophasentechnik durchgeführt. Impregum™ Penta™ wurde mittels Pentamix™2 Mischgerät im Verhältnis 5 Basispaste: 1 Katalysator vermischt. Um ein richtiges Mischungsverhältnis der beiden Pasten zu erreichen, wurde etwa eine walnussgroße Menge verworfen (Gebrauchsinformation Impregum®Penta® 3M ESPE), anschließend wurde die Penta™ Elastomerspritze direkt aus dem Pentamix™2 Mischgerät befüllt.

Während der Löffel mit Material bestückt wurde, wurden der Übertragungsaufbau und die Duplosteinerhöhungen mit dem Abformmaterial, aus der Tiefe heraus umspritzt, um bei der Abformung keine Blasen an gefährdeten Stellen entstehen zu lassen.



Abbildung 6: Umspritzen der blasengefährdeten Stellen mit ImpregumTMPentaTM mittels PentaTM Elastomerspritze

Unmittelbar danach wurde der gefüllte Löffel auf dem Modell positioniert und drucklos sieben Minuten bis zur Abbindung festgehalten.



Abbildung 7: druckloses Festhalten des gefüllten Löffels

Beim Abheben des Abdrucks verblieb das TransferCap in der Abdruckmasse. Der Übertragungsaufbau wurde vom Modell entfernt und mit einem neuen Laborimplantat verschraubt. Bei der Reposition des Übertragungsaufbaus in den Abdruck müssen dessen Abflachungen mit den Abflachungen des TransferCaps übereinstimmen (Gebrauchsanweisung FRIADENT® Prothetik Labor- und Prothetikteile)



Abbildung 8: Abdruck mit reponiertem Laborimplantat

Diese Vorgänge wurde neun Mal wiederholt, um zehn Modelle der Repositionstechnik vergleichen zu können.

Nach einer Rückstellzeit von einer Stunde wurde der Abdruck mit *SHERAHARD-ROCK* der Firma *SHERA®* Werkstoff-Technologie GmbH & Co. KG, einem Superhartgips der Klasse IV (DIN EN ISO 6873), ausgegossen. Zur Herstellung des Gipses wurden in einem Anrührbecher Pulver und entmineralisiertes Wasser in erforderlicher Menge im Verhältnis 100g Pulver : 20ml Wasser zuerst ca. 30 Sekunden per Hand, anschließend 45 Sekunden mit dem Vakuummischgerät vermischt. Der entstandene Gipsbrei wurde danach in die Abformungen auf einem Rüttler gegossen (Gebrauchsanleitung *SHERAHARD-ROCK*).



Abbildung 9: Ausgießen des Abdruckes mit Superhartgips

Nach 24 Stunden wurden die Gipsmodelle aus den Abformlöffeln entnommen und am Trockentrimmer der Modellboden plan getrimmt.

Im Anschluss wurden die individuellen Löffel mit einer Fräse zentral über dem Labor-Implantat perforiert, um die Pick-Up-Technik mit der langen Pick-Up-Schraube durchführen zu können.

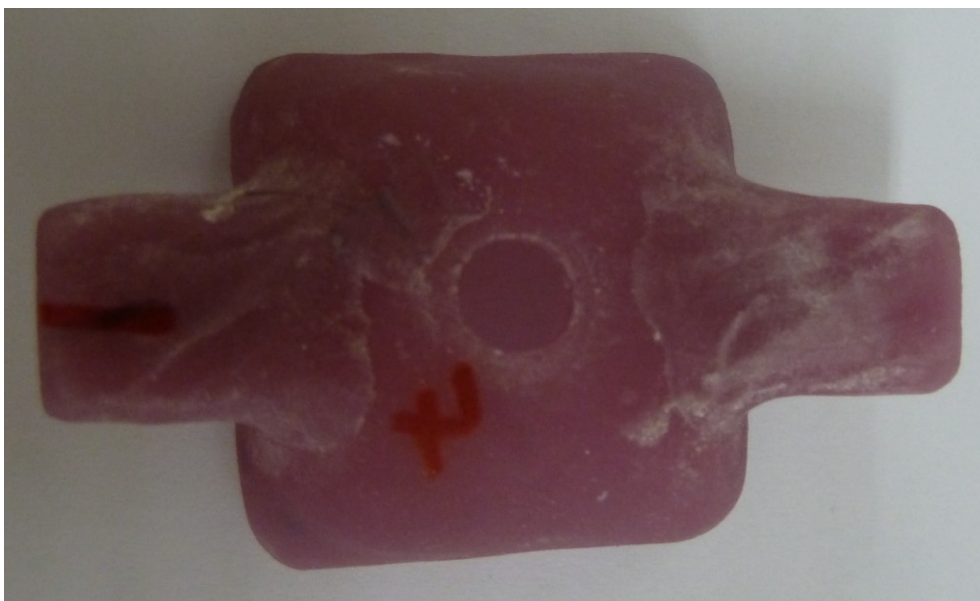


Abbildung 10: perforierter Abformlöffel

Der perforierte Deckel im TransferCap wurde entfernt und auf den Übertragungsaufbau gesteckt, der mit der PickUp-Halteschraube am Laborimplantat im Urmodell festgeschraubt wurde.



Abbildung 11: Urmodell mit auf Übertragungsaufbau aufgesteckten TransferCap und PickUp-Halteschraube

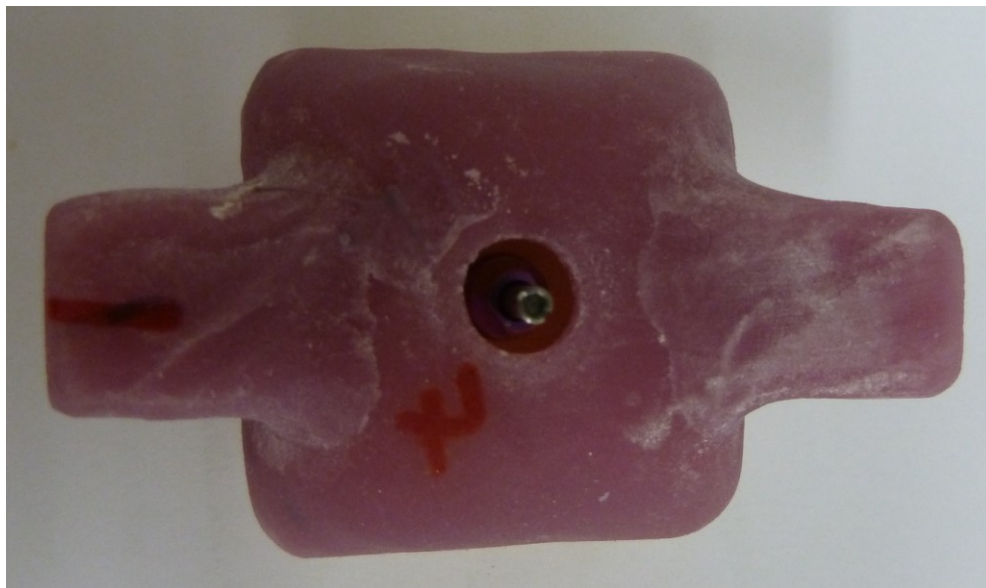


Abbildung 12: Perforierter Individueller Löffel am vorbereiteten Urmodell

Die weiteren Schritte bis zum Abheben des Löffels vom Modell wurden wie bei der Repositionstechnik durchgeführt.



Abbildung 13: Umspritzen der blasengefährdeten Stellen mit Impregum™Penta™ mittels Penta™ Elastomerspritze

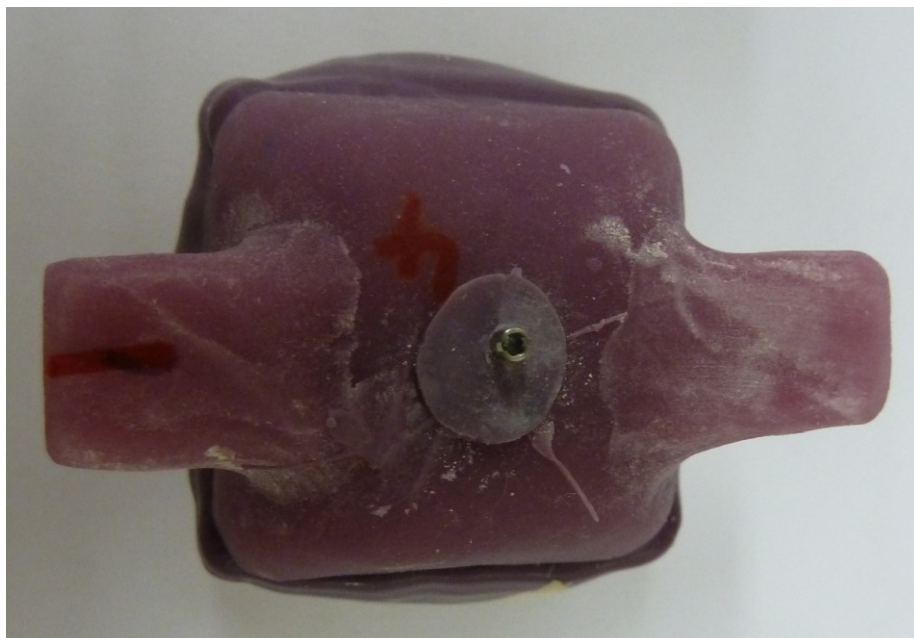


Abbildung 14: Modell vor Abheben des Individuellen Löffels

Bei der Pick-Up-Technik wurden nach dem Aushärten des Abformmaterials die PickUp-Halteschraube gelöst und der Abdruck vom Modell abgehoben. Dabei verblieben sowohl der

Übertragungsaufbau als auch das TransferCap im Abdruck. Ein Laborimplantat der entsprechenden Größe D 5,5 wurde auf dem im Abdruck verbliebenen Übertragungsaufbau mit der PickUp-Halteschraube festgeschraubt.

Diese Vorgänge wurden neun Mal wiederholt, um zehn Modelle der Pick-Up-Technik vergleichen zu können.

Nach einer Rückstellzeit von einer Stunde wurde der Abdruck mit *SHERAHARD-ROCK* (SHERA® Werkstoff-Technologie GmbH & Co. KG), einem Superhartgips der Klasse IV (DIN EN ISO 6873) ausgegossen. Die weitere Vorgangsweise entsprach den Abformungen mit der Repositionstechnik. Nach 24 Stunden wurden die Gipsmodelle aus den Abformlöffeln entnommen und am Trockentrimmer der Modellboden plan getrimmt.

Anschließend wurde der Übertragungsaufbau von allen 20 Modellen (10 Modelle der Repositionstechnik und 10 Modelle der Pick-Up-Technik) entfernt.

2.4 Messgerät und Vermessung

Um die Übertragungsgenauigkeit der verschiedenen Implantatabformungstechniken im 3D-Laserscanner der Firma WILLYTEC vergleichen zu können, wurde ein FRIADENT® EstheticBase gerade / A 0 verwendet. Dieses Abutment wurde bei 2 bar mit einer Korngröße von 50 µm sandgestrahlt, um Reflexionen beim Scanvorgang zu verhindern. An der Okklusalfäche des Aufbaus wurde mit einem feinen Diamantbohrer ein Referenzpunkt gefräst, der als Punkt 0 definiert wurde. Der Aufbau wurde bei allen 21 Modellen beim Scanvorgang verwendet, um etwaige Veränderungen in der Position feststellen zu können.

Der Scan wurde mit dem Urmodell begonnen, auf welchem das vorbereitete Abutment mittels einer EstheticBase Schraube am Laborimplantat befestigt wurde. Die Modelle wurden im Scanner auf einem beweglichen Schlitten positioniert. Jedes Modell wurde entsprechend der Beschriftung des Urmodells markiert (links, rechts und die Seite, welcher der Referenzpunkt Punkt 0 zugewandt war). Grund dafür war die Positionierung im Scanner sowie die Positionierung des Abutments auf den Modellen.



Abbildung 15: 3D Laserscanner der Firma WILLYTEC

Beim Scanner handelt es sich um einen Triangulationssensor. Für die vertikale Auflösung ist der Triangulationswinkel entscheidend. Ein Triangulationswinkel von 22° ermöglicht Verschleißmessungen, Kavitätenmessungen und die Vermessung ganzer Kiefermodelle (Willytec). Die Oberfläche wird dreidimensional durch Laseroptik abgetastet. Der Laserstrahl wird über ein spezielles optisches System auf die Objektoberfläche projiziert. Der Strahl wird in einen definierten Winkel in eine hochauflösende CCD Kamera reflektiert (SD Mechatronik GmbH).

Prinzip des 3D-Lichtschnittsensors

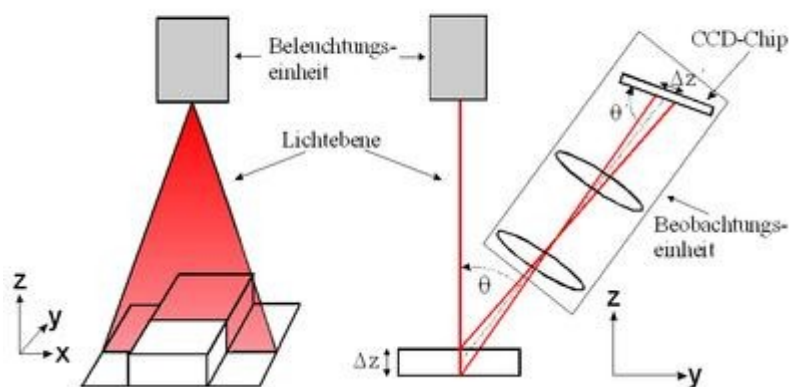


Abbildung 16: Prinzip des 3D-Lichtschnittsensors (Willytec)

Aufbau des Lichtschnittsensors

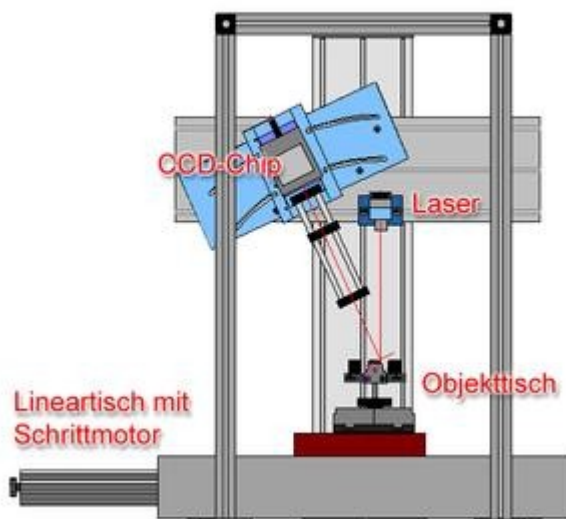


Abbildung 17: Aufbau des Lichtschnittsensors (Willytec)

Um den Scan durchführen zu können, mussten die nötigen Parameter für den Scanner festgelegt werden, diese sind:

- Step distance von 30 μm , diese gibt die Schrittweite des Scanners während des Abtastens an.
- Number of steps mit 1200: Anzahl der Schritte mit 30 μm Auflösung, ergibt die Gesamtlänge des Scans.
- X pixel increment mit 1: Anzahl der Pixel pro Schritt

Weiters musste die Laserlinie am Modell fokussiert werden. Sie soll am Computerbildschirm in der Mitte oder leicht rechts des Scanfensters stehen.

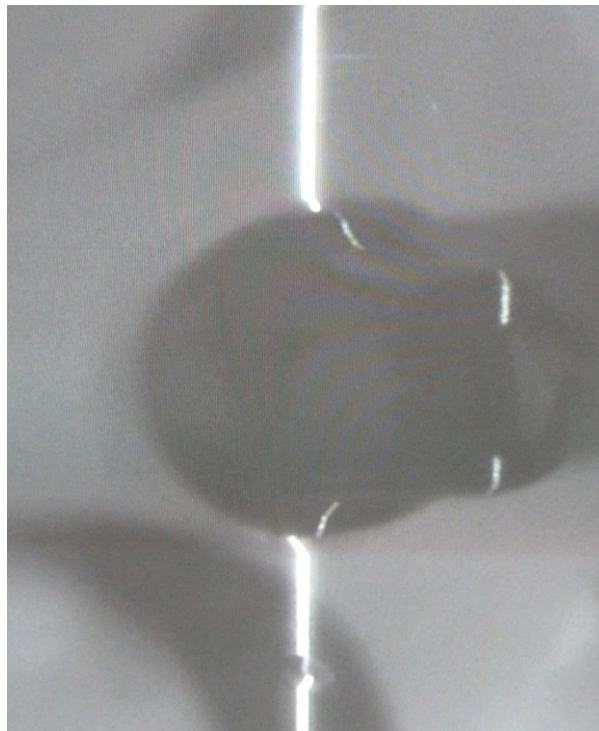


Abbildung 18: Fokussierung der Laserlinie

Nach diesen Einstellungen wurde der Schlitten so verschoben, dass die Laserlinie am rechten Rand der Modelle zu finden war.

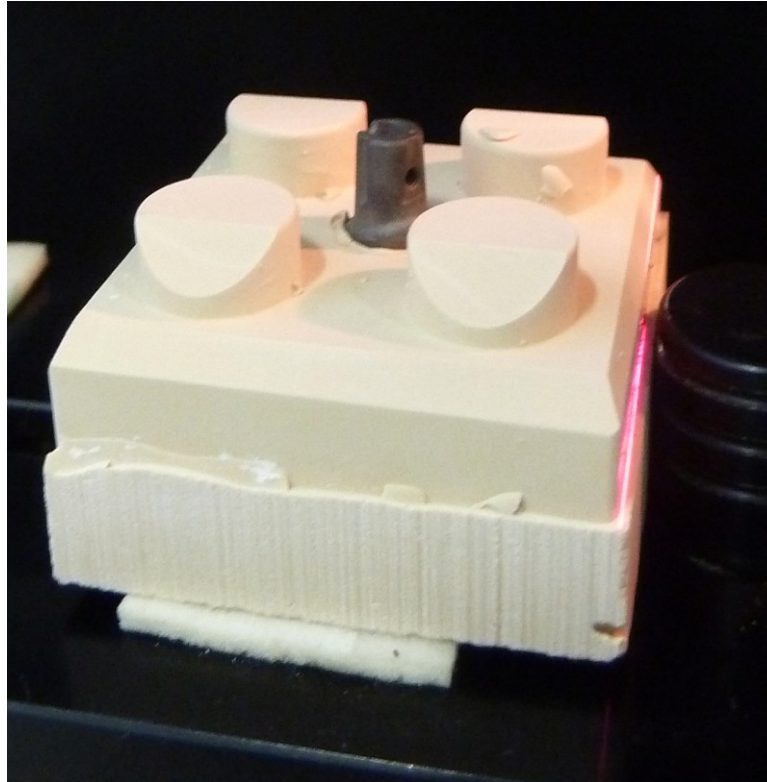


Abbildung 19: Einstellung des Schlittens (Laserlinie am rechten Rand des Modells)

Jetzt wurde der Scan gestartet. Da die Modelle größer waren als die Scanbreite, welche 15 mm beträgt, musste der Schlitten nach jedem Scan um eine Scanbreite versetzt werden, um den nächsten Streifen scannen zu können. Dieser Vorgang wurde so lange wiederholt, bis das gesamte Modell erfasst wurde. Die Verschiebeschritte betrugen 11 mm, da die einzelnen Streifen überlagert werden mussten, um ein gesamtes Bild vom Modell zu erlangen. In den zu überlagernden Streifen wurden drei gleiche Punkte markiert. Die ersten beiden wurden mit der linken Maustaste, der dritte mit der rechten markiert. Es ergibt sich ein Dreieck, an dem sich das Programm bei der Überlagerung orientiert. Anschließend wurde das Modell um 180° gedreht, um das Objekt dreidimensional erfassen zu können. Die Vorgangsweise ist dieselbe. Die links und rechts entstandenen Bilder mussten nun ebenfalls mit der Drei-Punktmethodem überlagert werden. Es entstand eine dreidimensionale Darstellung des eingescannten Modells. Auf diese Weise wurden alle Modelle gescannt.

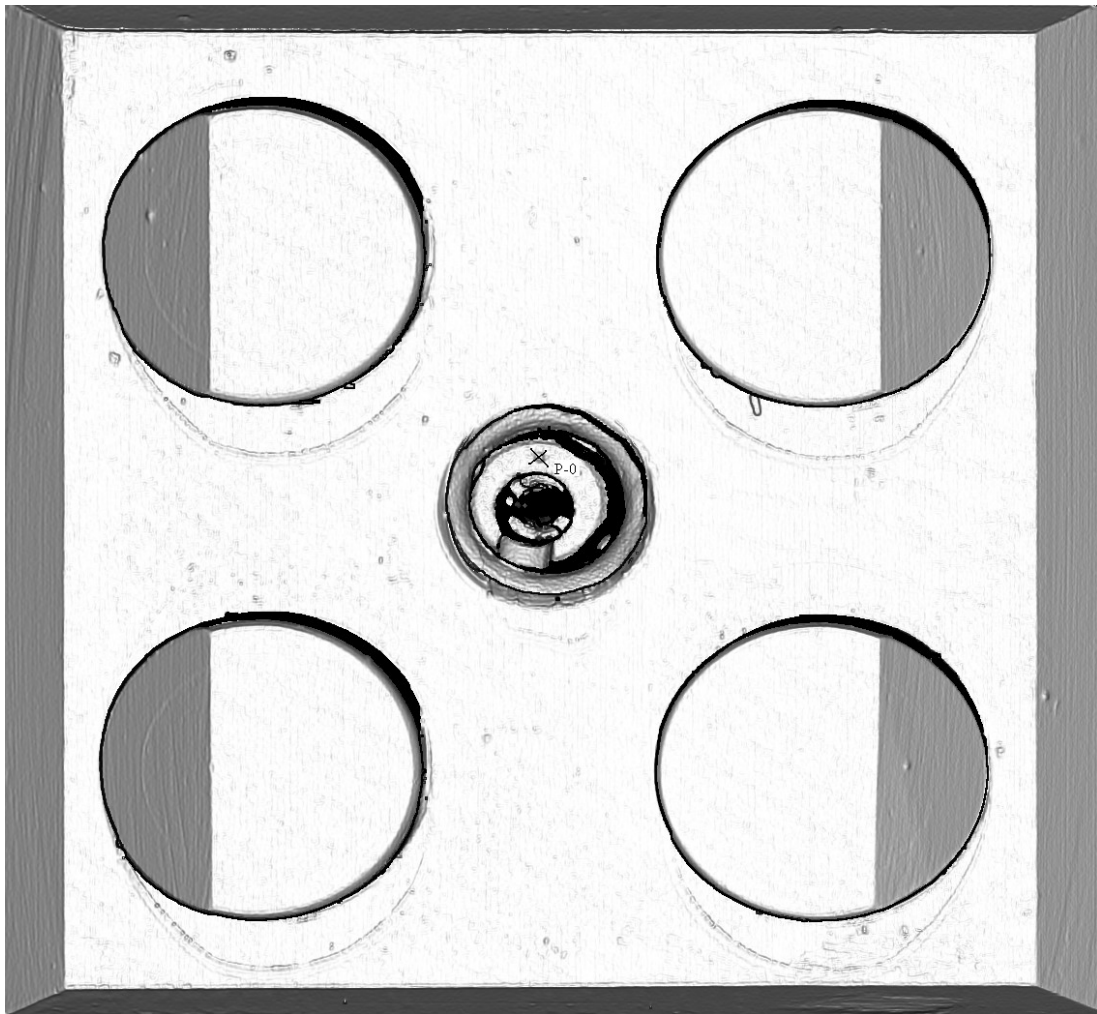


Abbildung 20: 3D- Ansicht des Urmodells mit Punkt 0 (P-0)

Um den Punkt 0 an den Modellen der Repositionstechnik und der Pick-Up-Technik mit dem Punkt 0 am Urmodell vergleichen zu können, war es notwendig, diese ins Koordinatensystem des Urmodells zu übertragen. Nur so ist ein Vergleichen möglich, da es Abweichungen in der Modellhöhe und der Positionierung der Modelle im Scanner gibt und diese durch dieses Vorgehen verhindert werden können. Dabei handelt es sich um Punkte, die sich unabhängig von beiden Abformungsmethoden nicht verändert haben. Es wurden drei, in x- und y-Achse eindeutige Punkte am Urmodell und drei idente Punkte an den Pick-Up und Repositionsmodellen markiert und in das Koordinatensystem des Urmodelles hineinrotiert. Auf diese Weise konnten die Abweichungen des Punktes 0 an den Modellen in seiner x- und y-Richtung festgestellt werden. Die Übertragungspunkte wurden an den Ecken der Abschrägungen an den Duplosteinerhöhungen festgelegt, wodurch es zu möglichen Abweichungen entlang der z-Achse kam. Um auch diese Achsenausrichtung beurteilen zu können, wurden wieder drei Punkte am Urmodell und drei Punkte an den nicht ins

Urmodellkoordinatensystem rotierten Abformmodellen markiert und anschließend hineinrotiert. Diese Punkte lagen an der planen Oberflächen (nicht auf den Erhöhungen) der Modelle, da angenommen werden kann, dass sich diese bei allen Modellen in derselben Höhe befinden. Nun konnten auch die Abweichungen des Punktes 0 in z-Richtung bestimmt werden.

Durch diesen Vorgang konnten die Modelle miteinander verglichen werden.

Der gefräste Punkt 0 am EstheticBase Aufbau wurde an jedem Modell markiert, um etwaige Abweichungen entlang der x-, y-, z-Achse zum Urmodell feststellen zu können.

3.0 Ergebnisse

Die Werte im Koordinatensystem für Punkt 0 wurden, bei allen Modellen ermittelt und mit den Werten des Urmodells verglichen. Dabei wurden die einzelnen Werte entsprechend der Achse getrennt betrachtet, also die Werte für die x-Achse, y-Achse, z-Achse einzeln. Es wurde die Differenz zwischen den Werten des Punktes 0 vom Ausgangsmodell und den Werten des Punktes 0 von den hergestellten Modellen berechnet: $\text{diff} = \text{Werte des Ausgangsmodells} - \text{Werte der Pick-Up/Repositions-Modelle}$. Auf diese Weise erhielt man die Werte für x-diff, y-diff und z-diff. Diese wurden in eine Excel Tabelle eingefügt und anschließend grafisch dargestellt.

Dabei kam es zu unterschiedlichen Vorzeichen plus und minus, je nachdem in welche Richtung sich der Punkt 0, im Koordinatensystem, im Vergleich zum Urmodell, bewegt hatte.

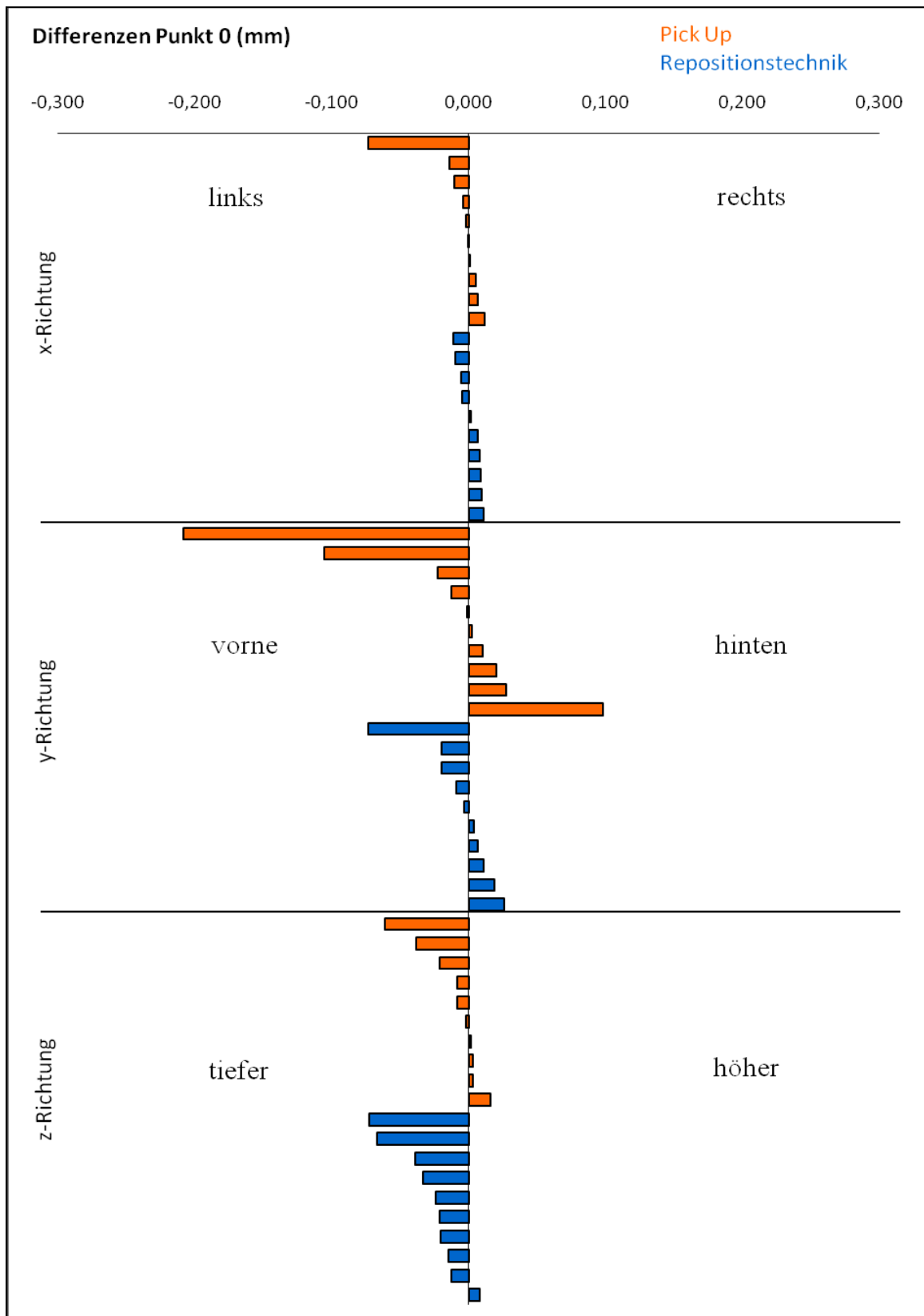


Abbildung 21: Grafische Darstellung aller einzelnen Verschiebungen des Punktes 0, nach Achsen getrennt

Mit dieser Grafik lassen sich die Veränderungen der Position des Punktes 0 bezogen auf das Urmodell deutlich darstellen.

Negative Werte an der x- Achse bedeuten eine Verschiebung nach links, Positive Werte eine Veränderung nach rechts.

Negative Werte an der y-Achse zeigen eine Verschiebung nach vorne, positive Werte eine Verschiebung nach hinten.

Veränderungen entlang der z-Achse mit negativen Vorzeichen bedeuten, dass der Punkt 0 tiefer, ein positives Vorzeichen, dass er höher liegt als am Urmodell.

Unter Betrachtung des Diagramms kann man feststellen, dass sich die Verschiebungen in plus und minus Richtung annähernd die Waage halten. Eine Ausnahme stellen jedoch die Werte der z-Achse dar, sie liegen besonders unter Verwendung der Repositionstechnik tiefer als beim Urmodell. Nur eine einzige Messung ergab einen höheren Wert des Punktes 0.

Es kann festgestellt werden, dass die Abweichungen entlang der x-Achse am geringsten, die entlang der y-Achse am größten sind, wobei ein größerer Ausreißer nach vorne auffällt.

Statistik:

Da sich bei der Berechnung des Mittelwertes die positiven und negativen Differenzen aufheben würden, werden diese vorerst getrennt ausgewertet.

x-Richtung	Technik	N	Min	Max	Mittelwert	SD
negativ	Pick-Up diffx	6	-,074	-,001	-,017	,028
	Repositionstechnik	4	-,011	-,005	-,008	,003
positiv	Pick-Up	4	,001	,012	,006	,004
	Repositionstechnik	6	,002	,011	,007	,003
y-Richtung	Technik	N	Min	Max	Mittelwert	SD
negativ	Pick-Up	5	-,209	-,002	-,070	,087
	Repositionstechnik	5	-,074	-,003	-,023	,026
positiv	Pick-Up	5	,002	,098	,032	,038
	Repositionstechnik	5	,004	,026	,013	,009
z-Richtung	Technik	N	Min	Max	Mittelwert	SD
negativ	Pick-Up	6	-,062	-,002	-,023	,023
	Repositionstechnik	9	-,073	-,012	-,031	,022
positiv	Pick-Up	4	,001	,016	,006	,007
	Repositionstechnik	1	,008	,008	,008	

Bei der statistischen Auswertung mittels T-Test für unabhängige Stichprobe ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Techniken. ($p = 0,005$)

Um nur den Abstand zum Ausgangsmodell zu berechnen, wurden in dieser Auswertung alle Differenzen positiv gewertet (Abstände unabhängig von der Richtung).

Technik		N	Min	Max	Mittelwert	SD
Pick Up	x	10	,001	,074	,013	,022
	y	10	,002	,209	,051	,067
	z	10	,001	,061	,016	,019
Repositionstechnik	x	10	,002	,011	,008	,003
	y	10	,003	,074	,019	,020
	z	10	,008	,073	,031	,022

In der y-Richtung zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Techniken, der jedoch innerhalb der, von Assuncao et al. 2004 festgelegten, Toleranzgrenze, für Abweichungen von Abformungen, von $50\mu\text{m}$ liegt.

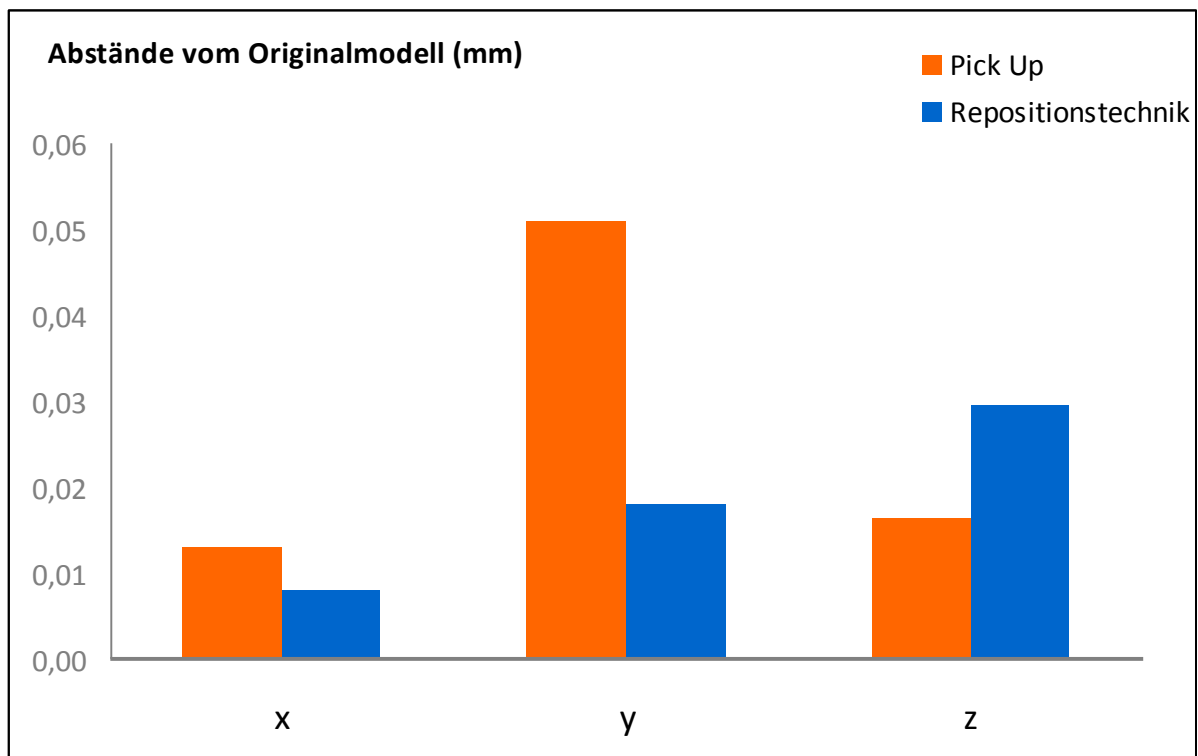


Abbildung 22: Abstände des Punktes 0 vom Originalmodell

4.0 Diskussion

Um die Implantatposition im Mund des Patienten auf ein Modell übertragen zu können, ist eine präzise Abformung entscheidend, da der passive Sitz restaurativer Versorgung Voraussetzung für eine Langzeitstabilität osseointegrierter Implantate ist (Dullabh et al. 2008, Tan 1995). Ziel dieser Arbeit war es, zwei Abformmethoden, die Pick-Up und die Repositionstechnik, miteinander zu vergleichen, da in der Literatur unterschiedliche Ergebnisse zur Präzision angeführt werden. Die physiologische Zahnbeweglichkeit parodontal gesunder Zähne liegt zwischen 100 – 200 μm (Sekine et al. 1986, Kammler 1999, Hofmann 1967). Ein osseointegriertes Implantat weist jedoch eine geringere Eigenbeweglichkeit als ein gesunder Zahn auf (Eriksson und Adell 1986). Diese liegt in etwa im Bereich eines ankylosierten Zahnes. Deshalb kann ein implantatgetragener Zahnersatz maximal Werte zwischen 50 – 70 μm Abweichung tolerieren (Glockengiesser 2003). Klineberg und Murray legten 1985 einen Wert von 30 μm als willkürliches Kriterium für die Passgenauigkeit von Suprakonstruktionen fest. Assuncao et al. 2004 bezeichneten eine Abformung bis zu einer Abweichung von 50 μm in jede Achsenrichtung als präzise.

Um bei wissenschaftlichen Untersuchungen die Abformgenauigkeit von Implantaten realitätsnah darstellen zu können, ist eine Standardisierung notwendig, da eine Vielzahl von Abformungen angefertigt werden (Eichner 1996, Glockengiesser 2003). Aus diesem Grund wurden bei der vorliegenden Arbeit die Modelle aus Exactoformkunststoff hergestellt da diese eine erhöhte Kantenfestigkeit gegenüber Gipsmodellen aufweisen (Eichner 1996). Andere Studien verwendeten ebenso Modelle aus Kunststoff (Ness et al. 1992, Liou et al. 1993) oder aus Superhartgips (Carr et al. 1991, Burawi et al. 1997, Assif et al. 1992, Inturregui et al. 1993), in die die Implantate eingebettet wurden. Walker et al. 2008 verwendeten als Material für das Ausgangsmodell Edelstahl in Gestalt eines Dreiecks mit drei inserierten Modellimplantaten. Akca und Cehreli 2004 stellten ein Urmodell aus Aluminium in Form eines zahnlosen Unterkieferbogens mit vier Implantatanalogen her.

Bei der Abformung mittels individuellem Löffel aus lichthärtendem Kunststoff wurde jedoch in dieser Arbeit, anders als bei Liou und Serrano, auf die Verwendung einer Abformvorrichtung verzichtet. Dieses Gerät ermöglicht annähernd gleiche Bedingungen hinsichtlich des Anpressdruckes. Um die Situation einer Implantatabformung im Mund möglichst realitätsnah nachzustellen, wurde bei diesem Versuch der Druck gleichmäßig mit den Fingern ausgeübt.

Um die Übertragungsgenauigkeit der beiden Abformtechniken zu überprüfen, gibt es verschiedene Methoden. Es wurde ein Gerüst am Urmodell gefertigt, welches an den hergestellten Modellen auf seine Passung mit Hilfe von Dehnmessstreifen überprüft wurde (Naconecy et al. 2004, Assif et al. 1992, Carr 1991, Inturregui et al. 1993). Andere Arbeitsgruppen verwendeten ein Messmikroskop, um Abweichungen der Implantatposition zum Urmodell festzustellen (Walker et al. 2008, Herbst et al. 2000, Akca und Cehreli 2004, Liou et al. 1993, Hsu et al. 1993, Burawi et al. 1997, Tan et al. 1996, Quick et al. 1992, Del'Acqua et al. 2010, Del'Acqua et al. 2010). Walker et al. 2008 verwendeten ein Messmikroskop, Herbst et al. 2000 ein Reflex-Mikroskop. Akca und Cehreli 2004 führten ihre Vermessung mit einer Koordinaten Messmaschine (CMM) aus. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde diese Art der Vermessung mit Hilfe eines 3D-Laserscanners durchgeführt. Dieser besitzt nach der 3D-Überlagerung der einzelnen Scanstreifen eine Genauigkeit von $8,5 \mu\text{m}$ und dabei eine Reproduzierbarkeit von $2 \mu\text{m}$ (SD Mechatronik GmbH). Bei der Vermessung mit dem 3D-Laserscanner der Firma WILLYTEC sollten die zu vermessenden Modelle Größen beschränkt sein. Der Grund dafür liegt in der begrenzten Scanbreite. Je mehr Überlagerungen der einzelnen Scanstreifen nötig sind, desto größer sind die Ungenauigkeiten. Idealerweise sollte ein Modell eine Breite von $< 15 \text{ mm}$ aufweisen. Um bei der Vermessung mit dem 3D-Laserscanner mögliche Fehlerquellen bei den Scan-Überlagerungen auszuschalten, wurde das Modell, in der Größe $3,5 \text{ mm}$ mal $3,5 \text{ mm}$, mit nur einem Implantat bestückt. In der Literatur variiert die Anzahl der in den Studien verwendeten Implantate, von einem bis zu sechs Implantaten. Diese Studie beschränkt sich wie bei Daoudi et al. 2004 auf ein einzelnes Implantat.

Da die in der vorliegenden Studie ermittelten Werte innerhalb des Abweichungsbereichs von $50 \mu\text{m}$, und sogar darunter liegen, gelten beide Abformtechniken als genau. Die Abweichungen entlang der x-Achse waren am geringsten, entlang der y-Achse gab es eine Auffälligkeit eines Ausreißers bei der Pick-Up-Technik in negativer Richtung. Dies macht sich auch bei der Mittelwertberechnung bemerkbar, zeigte jedoch keine signifikanten Unterschiede. Es kam auch zu Abweichungen im Vergleich zum Urmodell entlang der z-Achse. Die möglichen Ursachen sind, der eventuell ungleichmäßig ausgeübte Fingerdruck während der Abformung, die Reposition und die Verschraubung der Abformpfosten erfolgte nicht fest genug oder zu fest. Ebenso kann die Verschraubung des Vermessungspostens mit Rechtsanschlag eine mögliche Fehlerquelle darstellen. Die Veränderungen entlang der x- und y-Achse lassen auf eventuelle Verzerrungen beim Abformmaterial oder bei der Reposition, z.B. beim Verschrauben der Teile bei der Pick-Up-Technik, schließen. Auch eine nicht

vollständig in axialer Richtung durchgeführte Reposition kann Veränderungen entlang der x- und y-Achse bewirken.

Die meisten Studien erfassten die Veränderung der Implantatposition mittels interimplantärer Vermessung, Koordinatenmesssystem, Vermessung von Referenzlinien und Referenzpunkten oder Profilprojektoren (Vigolo et al. 2003, Vigolo et al. 2004, Akca und Cehreli 2004, Herbst et al. 2000, Hsu et al. 1993, Hariharan et al. 2010). Ein Problem im Rahmen der Vermessung der interimplantären Distanz ist es, dass sich die Implantate untereinander verändert haben könnten, aber die Richtung der Veränderung nicht angegeben werden kann. Andere Methoden betrachten die Veränderungen im Raum, nicht jedoch die Veränderung in z-Richtung. Der Laserscanner hingegen ist ein geeignetes Gerät zur Darstellung der Veränderungen der Implantatposition im dreidimensionalen Raum.

Die von Akca und Cehreli 2004 durchgeführte Studie konnte durch die Verwendung einer Koordinaten Messmaschine (CMM) Veränderungen nur in x- und y-Achse erfassen. Die Autoren kamen jedoch ebenfalls zum Ergebnis, dass es zwischen beiden Abformtechniken keinen Unterschied in der Genauigkeit gibt. In der Studie wurden die Distanzen zwischen den einzelnen Implantaten gemessen, im Gegensatz dazu wurde in der vorliegenden Studie die Implantatposition auf ein reproduzierbares Koordinatensystem bezogen. Entlang der x-Richtung kam es bei der Pick-Up-Technik zu einer Standardabweichung von 0,098 mm, bei der Repositionstechnik von 0,187 mm. Die Standardabweichung (SD) auf der y-Achse für die Pick-Up-Technik beträgt 0,167 mm, bei der Repositionstechnik 0,276 mm.

Die Standardabweichungen der vorliegenden Studie liegen unter den Werten von Akca und Cehreli, mit 0,020 mm entlang der x-Achse und 0,067 mm entlang der y-Achse bei der Pick-Up-Technik. Bei der Repositionstechnik beträgt die Standardabweichung 0,003 mm entlang der x-Achse und 0,020 mm entlang der y-Achse. Durch die geringere Standardabweichung, lässt sich sagen, dass die Vermessung, wie sie im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführt wurde, zu genaueren Ergebnissen kommt. Zusätzlich muss man noch beachten, dass Akca und Cehreli keine Vermessung in der z-Ebene durchführen konnten, aber mittels 3D Laserscanner eine solche möglich war. Die Werte der Standardabweichung betragen auf der z-Achse für die Pick-Up-Technik 0,019 mm und 0,022 mm für die Repositionstechnik.

Auf Grund der unterschiedlichen Versuchsaufbauten der Studien, lassen sich die Mittelwerte der Abweichungen nicht immer miteinander vergleichen, weshalb die Standardabweichung genauer betrachtet wurde.

Rashidan et al. untersuchten 2009 die Genauigkeit von Implantatabformungen mit Hilfe eines Koordinatenmesssystems, welches auch Veränderungen entlang der z-Achse feststellen

konnte. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen Pick-Up und Repositionstechnik entlang der x- und z-Achse gab, jedoch Unterschiede entlang der y-Achse. Die Werte für die Pick-Up-Technik, unter Verwendung des Implantium Systems®, lauteten für die x-Achse: 0,09 mm (SD = 0,04 mm), für die y-Achse: 0,07 mm (SD = 0,05 mm) und für die z-Achse: 0,22 mm (SD = 0,06 mm). Unter Anwendung des Replace Select Systems® ergaben sich folgende Werte für die x-Achse: 0,09 mm (SD = 0,04 mm), für y: 0,06 mm (SD = 0,03 mm), und für z: 0,08 mm (SD = 0,05 mm). Mittels Repositionstechnik lauteten die Werte mit dem Implantium System für x: 0,09 mm (SD = 0,06 mm), für y: 0,08 mm (SD = 0,05) und für z 0,21 mm (SD = 0,06 mm). Die Ergebnisse mit dem Replace select System ergaben mit dieser Technik Werte für x: 0,11 mm (SD = 0,05 mm), für y: 0,09 mm (SD = 0,05 mm) und für z: 0,08 mm (SD = 0,04 mm). Verglichen mit den Werten der vorliegenden Studie zeigt sich, dass mit dem 3D Laserscanner genauere Werte zu erreichen sind. Bei der Pick-Up-Technik lauten die Werte für x: 0,013 mm (SD = 0,022 mm), für y: 0,051 mm (SD = 0,067mm) und für z: 0,016 mm (SD = 0,019 mm), bei der Repositionstechnik für x: 0,008 mm (SD = 0,003 mm), für y: 0,019 mm (SD = 0,020mm) und für z: 0,031 mm (SD = 0,022mm).

Lee et al. untersuchten 2009 die Genauigkeit der Abformtechnik anhand der Randspaltbildung zwischen Metallsuprakonstruktion und Meistermodell. Dabei verwendeten sie ein Reflexlichtmikroskop und eine zweidimensionale geometrische Messsoftware. Sie verwendeten zwei Implantate, auf denen sie eine verblockte Arbeit (Metallgerüst) festschraubten. Mittels 1-Schrauben Test, bei dem die Versorgung nur an einem Implantat mit 10 Ncm festgeschraubt wurde, konnte die etwaige Randspaltbildung an der Gegenseite festgestellt werden. Die Ergebnisse der Randspaltbildung reichen von 29,1 bis 37,6 µm. Sie kamen zu dem Schluss, dass die Pick-Up-Technik zu genaueren Ergebnissen kommt.

Wie bereits erwähnt konnte in der vorliegenden Arbeit kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Techniken festgestellt werden. Zum selben Ergebnis kamen Herbst et al. 2000, Carr 1992, Daoudi et al. 2004, Conrad et al. 2007, Cabral et al. 2007 und Wenz et al. 2008. Naconecy et al. stellten 2004 ebenso keine Abweichungen zwischen direkter u. indirekter Technik fest. Bei einer Übertragungsaufbauverblockung verifizierten sie jedoch die direkte Methode als genauer. Die Verblockung mittels Kunststoff soll präzisere Modelle liefern, als Abformungen, die ohne Verblockung ausgeführt werden (Assif et al. 1992, Spector et al. 1990). Barrett et al. 1993, Hsu et al. 1993, Carr 1991 und Inturregui et al. 1993 konnten hingegen keine Veränderungen hinsichtlich einer größeren Genauigkeit feststellen.

Da die Verblockung einen größeren Arbeitsaufwand bedeutet, die Ergebnisse jedoch nicht verbessert, wird diese Methode von ihnen nicht empfohlen.

Glockengiesser 2003, Barrett et al. 1993, Walker et al. 2008, Dullabh et al. 2008, Bambini et al. 2005, Daoudi et al. 2001, Carr 1991, Assuncao et al. 2004 und Del'Acqua et al. 2008 kamen zu dem Ergebnis, dass die Pick-Up-Technik auf Grund der Werte genauere Ergebnisse liefert. Assuncao et al. kamen 2004 unter Verwendung eines Profilometers zu ihrem Ergebnis. Sie untersuchten die Abformgenauigkeit von in verschiedenen Winkeln gesetzten Implantaten von 90°, 80°, 75° und 65°. Dabei fanden die Repositionstechnik, die Pick-Up-Technik mit und ohne Verblockung (Kunststoff) ihre Verwendung. Unter Anwendung verschiedenster Abformmaterialien, darunter auch Impregum, wurden die Abformungen mit einem standardisierten Druck von 5 kg durchgeführt. Bei der Auswertung mit dem Profilometer konnten die Veränderungen in x- und y-Achse festgestellt werden. Die Abweichungen nahmen mit zunehmender Angulation zu, das bedeutet die Deviation bei den 90° gesetzten Implantaten am geringsten war. Die Autoren kamen in dieser Studie auch zu dem Ergebnis, dass die Pick-Up-Technik mit Verblockung genauere Werte liefert. Del'Acqua et al. verwendeten 2008 in ihrer Studie ein Titangerüst um die Genauigkeit der Abformtechniken miteinander zu vergleichen. Es kamen die Repositionstechnik, die Pick-Up-Technik mit und ohne Verblockung (Kunststoff), unter Verwendung von Impregum Soft, zum Einsatz. Wie auch Assuncao et al. verwendeten sie einen standardisierten Druck (1,25 kg) bei der Abformung. Mittels Leica Stereomikroskop konnte der Randspalt zwischen Metallgerüst und den hergestellten Modellen ermittelt werden. Dieser ergab bei der Pick-Up-Technik geringere Werte als bei der Repositionstechnik, nämlich im Mittel 57,84 µm verglichen zu 116,97 µm. Bei Verblockung kam es zu keinem Unterschied zwischen beiden Techniken. Auch Carr et al. (1991) verwendeten ein am Meistermodell gefertigtes Gerüst, um den Unterschied zwischen der Repositionstechnik und der Pick-Up-Technik feststellen zu können. Mit dem Ergebnis, dass die Pick-Up-Technik genauere Ergebnisse liefert. Daoudi et al. hingegen untersuchten 2001 die Genauigkeit von Abformtechniken mit Hilfe eines Reflexmikroskops, kamen jedoch zum selben Ergebnis. Sie beziehen die Ungenauigkeit der Repositionstechnik auf Fehler bei der Reposition in den Abdruck. Glockengiesser (2003) verwendete bei seiner Untersuchung ein elektronisches Messmikroskop um die interimplantären Abstände zu ermitteln. Auch Bambini et al. untersuchten 2005 die Übertragungspräzision über die interimplantäre Distanz. Walker et al. 2008 analysierten die Genauigkeit von Implantatabformmethoden durch Vermessung der Implantatabstände mit Hilfe eines Mikroskops. Die Abstände zwischen den

Implantaten bei der Repositionstechnik waren um 0,19% bis 0,24% größer, bei der Pick-Up-Technik lagen die Werte zwischen -0,06% bis 0,02% im Vergleich zum Ausgangsmodell.

Im Gegensatz dazu kommen De La Cruz et al. 2002, Humphries et al. 1990 und Burawi et al. 1997 zu dem Schluss, dass die Repositionstechnik genauere Ergebnisse liefert. De La Cruz et al. kamen 2002 auf Grund der von ihnen durchgeführten Studie zu dem Ergebnis, dass es bei der Pick-Up-Technik zu größeren Veränderungen der interimplantären Distanz kommt, als bei der Repositionstechnik. Diese Abweichungen waren besonders in vertikaler Richtung signifikant.

Lee et al. (2008) fassten in ihrem Review 31 in vitro Studien zusammen, die sich mit der Genauigkeit von verblockten Implantatabformungen und der Präzision von Pick-Up- und Repositionstechnik auseinandersetzten. Bei der Analyse der einzelnen Studien konnten Lee et al. (2008) feststellen, dass sieben der 17 Studien die Verblockung und drei die Nicht-Verblockung als genauer ansahen. Sieben erkannten jedoch keinen Unterschied zwischen den beiden Methoden. Bei der Untersuchung der 14 Studien, die die Genauigkeit zwischen Pick-Up- und Repositionstechnik verifizierten, konnten Lee et al. (2008) einen Zusammenhang zwischen Anzahl der Implantate und Abformtechnik herstellen. In fünf Studien wurden drei oder weniger Implantate verwendet, mit dem Ergebnis, dass bei vier Arbeiten keine Unterschiede in der Präzision zwischen den Abformmethoden festgestellt werden konnten. Eine Studie zeigte größere Genauigkeiten mit der Repositionstechnik. Wurden vier oder mehr Implantate gesetzt, wie es bei neun Studien der Fall war, kamen fünf zu einem genaueren Ergebnis mit der Pick-Up-Technik. Eine Arbeit beschrieb die Repositionstechnik als präzisere Abformung und drei Studien observierten keine Unterschiede zwischen beiden Techniken. Weiters wurde gezeigt, dass wenn vier oder fünf Implantate anguliert gesetzt wurden, es zu größeren Abweichungen kam, als wenn nur zwei oder drei Implantate winkelig inseriert wurden. Lee et al. (2008) führten das auf eine mögliche Deformierung des Abformmaterials beim Abheben des Löffels zurück. Aber auch die unterschiedlichen Abformlöffel, die Implantathöhe sowie die Rückstellzeit des Abformmaterials bis zum Ausgießen können Fehlerquellen sein. Lee et al. (2008) kamen in ihrer Übersichtsarbeit zu dem Ergebnis, dass wenn mehr als vier Implantate abgeformt werden die Pick-Up-Technik eine genauere Übertragung der Implantatposition auf das Meistermodell zulässt und dass sich die Pick-Up-Technik von der Repositionstechnik bei der Abformung von drei oder weniger Implantaten nicht unterscheidet.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Genauigkeit der Pick-Up und Repositionstechnik in der Literatur unterschiedlich bewertet wird. Einige Studien kommen zu dem Ergebnis, dass die Pick-Up-Technik präzisere Übertragungen zulässt, in anderen Studien wiederum wird die Repositionstechnik als genauer angesehen. Einige Arbeitsgruppen kommen zu dem Schluss, dass zwischen beiden Abformtechniken kein Unterschied in der Genauigkeit besteht (Herbst et al. 2000, Carr 1992, Daoudi et al. 2004, Conrad et al. 2007, Cabral et al. 2007 und Wenz et al. 2008. Naconecy et al. 2004). Ebenso konnten in der vorliegenden Arbeit keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Abformmethoden festgestellt werden.

Literaturverzeichnis

Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Branemark, P.-I.: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981 Dec; 10(6): 387-416

Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark, P.-I.: Longterm follow-up of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 347–359.

Akza, K., Cehreli, M.C.: Accuracy of 2 Impression Techniques for ITI Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 517-523

Albrektsson, T., Brånemark, P.-I., Hansson H.A., Lindström J. : Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: 155–170.

Anitua, E., Tapia, R., Luzuriaga, F., Orive, G.: Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010 Feb; 30(1): 89-95

Aparicio C.A.: New method to routinely achieve passive fit of ceramomental prostheses over Branemark osseointegrated implants: A two- year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 14: 405-411

Assif, D., Fenton, A., Zarb, G., Schmitt, A.: Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992; 12(2): 112-121

Assif, D., Marshak, B., Schmidt, A.: Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 216-222

Assunção, W., Cardoso, A., Gomes, E.A., Tabata, L.F., Henrique dos Santos, P.: Accuracy of Impression Techniques for Implants.Part1- Influence of Transfer Copings Surface Abrasion, *Journal of Prostodontics* 2008; 17: 641-647

Assuncao, W.G., Filho, H.G., Zaniquelli, O.: Evaluation of Transfer Impressions for Osseointegrated Implants at Various Angulations. *Implant Dental* 2004; 13: 358-366

Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo M, Maceri, F., Vairo, G.: The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008 Dec; 100(6): 422-31.

Balshi, T.J., Wolfinger, G.J., Balshi, S.F.: II. Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 398-406.

Bambini, F. Ginnetti, L., Meme, L., Pellecchia, M., Selvaggio, R.: Comparative analysis of direct and indirect implant impression techniques an in vitro study. *An in vitro study. Minerva Stomatol.* 2005 Jun; 54(6): 395-402

Barrett, N.G.: The accuracy of six impressions techniques for osseointegrated implants. *Journal of Prosthodontics* 1993 Jun; 2(2): 75-82

Becker, W., Schenk, R., Higuchi, K., Lekholm, U., Becker, B.E.: Variations in bone regeneration adjacent to implants augmented with barrier membranes alone or with demineralized freeze-dried bone or autologous grafts: a study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10 (2): 143-154.

Branemark, P.-I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallen, O., Ohman, A.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year-period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16: 1-132

Breustedt, A., Lenz, E., Musil, R., Staegemann, G., Taege, F., Weiskopf, J.: *Prothetik*, 3. Aufl. Johann Ambrosius Barth, Leipzig-Heidelberg 1991

Burawi, G., Houston, F., Byrne, D. Claffey, N.: A comparison of the dimensional accuracy of the splinted impression techniques for the Bone- lock implant system. *J Prosthet Dent* 1997;

77: 68-75

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 Jan; 77(1): 68-75

Cabral, L.M., Guedes, C.G.: Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *ImplantDent.* 2007 Jun; 16(2): 187-94

Carlsson, L., Rostlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T., Brånemark, P.-I.: Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1986; 57: 285–289

Carr, A.B.: Comparison of Impression techniques for a five- implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6 (4), 448-455

Chang, P.C., Lang, N.P., Giannobile, W.V.: Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jan; 21(1): 1-12

Chee, W., Jivraj, S.: Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J.* 2006 Oct 7; 201(7): 429-32

Cochran, D.L.: A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol.* 1999 Dec; 70(12): 1523-39

Conrad, H.J., Pesun I.J., DeLong, R., Hodges, J.S.: Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent.* 2007 Jun; 97(6): 349-56

Cornelini, R., Cangini, F., Covani, U., Wilson, T.G. Jr.: Immediate restoration of implants placed into fresh extraction sockets for single-tooth replacement: A prospective clinical study. *Int JPeriodontics Restorative Dent* 2005; 25: 439–447.

Covani, U., Barone, A., Cornelini, R., Crespi, R.: Soft tissue healing around implants placed immediately after tooth extraction without incision: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac*

Implants 2004; 19: 549–553.

Crespi, R., Cappare, P., Gherlone, E., Romanos, G.E.: Immediate Occlusal Loading of Implants Placed in Fresh Sockets After Tooth Extraction: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2007; 22(6): 955-62.

Daoudi, M.F., Setchell, D.J., Searson, L.J.: An evaluation of three implant level impression techniques for single tooth implant. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2004 Mar; 12(1): 9-14

De La Cruz, J.E., Funkenbusch, P.D., Ercoli, C., Moss, M.E., Graser, G.N., Tallents, R.H. : Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. J Prosthet Dent. 2002 Sep; 88(3): 329-36

Del'Acqua, M.A., Arioli-Filho, J.N., Compagnoni, M.A., de Assis Mollo Jr, F.: Accuracy of Impression and Pouring Techniques for an Implant-Supported Prosthesis. Int J Oral Maxillofac 2008; 23(2): 226-236

Del'Acqua, M.A., Chavez, A.M., Amaral, A.L.C., Compagnoni, M.A., de Assis Mollo Jr, F.: Comparison of Impression Techniques and Materials for an Implant-Supported Prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 2010; 25(4): 771-776

Del'Acqua, M.A., Chavez, A.M., Compagnoni, M.A., de Assis Mollo, F.: Accuracy of Impression Techniques for an Implant-Supported Prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 2010; 25(4): 715-721

Dullabh, H.D., Sykes, L.M.: The accuracy of three impression transfer techniques for implant supported prostheses. SADJ. 2008 Sep; 63(8): 458, 460-2, 464-5

Duyck, J., Naert, I.E., Van Oosterwyck, H., Van der Sloten, J., De Cooman, M., Lievens, S., Puers, B.: Biomechanics of oral implants: a review of the literature. Technol Health Care, 1997 Oct; 5(4): 253-73.

Eichner, K., Kappert, H.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, 6. Auflage Hüthig

Verlag, Heidelberg 1996

Eriksson, R.A., Adell, R.: Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J oral Maxillofac Surg.* 1986 Jan; 44(1): 4-7

Fenton, A.H., Jamshaid, A., Davis, D.: Osseointegrated fixture mobility. *J Dent Res* 1987; 66: 144

Frandsen, P.A., Christoffersen, H., Madsen, T.: Holding power of different screws in the femoral head. A study in human cadaver hips. *Acta Orthop Scand* 1984; 55: 349–351.

Frank, B.: Die Übertragungsgenauigkeit von Implantaten auf das Meistermodell. Dissertationsschrift 1994

Gebrauchsanleitung *SHERAHARD-ROCK* vom 06.03.2007

Gebrauchsanleitung: *PATTERN RESIN LS* Modellierkunststoff, GC America

Gebrauchsanweisung *Exacto-Form* Modellkunststoff, bredent, Ausgabe 12.11.03

Gebrauchsanweisung *FRIADENT®* Prothetik Labor- und Prothetikteile, 01.03.2008 Rev. 010

Gebrauchsinformation *elite®double* Zhermack Spa, Stand 08/2009

Gebrauchsinformation *Impregum®Penta®* 3M ESPE, Stand der Information 2006

Gernet, W., Biffar, R., Schwenzer, N., Ehrenfeld, M.: Zahnärztliche Prothetik. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Lehrbuchreihe zur Aus- und Weiterbildung, 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York 2007

Glockengiesser, J.: Untersuchung zur Genauigkeit verschiedener Abformmethoden in Kombination verschiedener Abformmaterialien bei Verwendung des Brånemark-Implantatsystems. Dissertationsschrift 2003

Goodacre, C.J., Kan, J.Y.K., Rungcharassaeng, K.: Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 1999; 81: 537-52.

Hariharan, R., Shankar, C., Rajan, M., Baig, M.R., Azhagarasan, N.S.: Evaluation of Accuracy of Multiple Dental Implant Impression Using Various Splinting Materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 38-44

Heckmann, S.M., Karl, M., Wichmann, M.G., Winter, W., Graef, F., Taylor, T.D.: Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Aug; 15(4): 466-73.

Heraeus Kulzer GmbH: IM FOKUS: P2 IMPRESSION Polyether, Basisdaten eines neuen Abformmaterials und Erfahrungen im Praxisalltag, Stand: März 2005

Herbst, D., Nel, J.C., Driessen, C.H., Becker, P.J.: Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 200 May; 83(5): 555-61

Hofmann, M.: Die Periodontographie des gesunden und erkrankten Parodontiums
Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 1967; 48, 179-222

Hsu, C.C., Millstein, P.L., Stein, R.S.: A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent*. 1993 Jun; 69(6): 588-93.

Humphries, R.M., Yaman, P., Bloem, T.J.: The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990 Winter; 5(4): 331-6

Humphries, R.M.: The accuracy of implant master cast constructed from transfer impression. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 1990; 5: 331-336

Inturregui, J.A., Aquilino, S.A., Ryther, J.S., Lund, P.S.: Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. 1993 May; 69(5): 503-9

Ivanoff, C.-J., Sennerby, J., Johansson, C., Rangert, B., Lekholm, U.: Influence of implant diameter on integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral*

Maxillofac Surg 1997; 26(2): 141–148.

Jansen, V.K., Conrads G, Richter, E-J.: Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12: 527–540.

Jemt, T.: Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6: 270–276.

Kammler, K.: Vergleichende Untersuchungen zur Übertragung der enoralen Implantatposition
Dissertationsschrift 1999

Kim, Y., Oh, T.J., Misch, C.E., Wang, H.L.: Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res. 2005 Feb; 16(1): 26-35

Kirsch, A., Mentag, P.: The IMZ endosseous two phase implant system: a complete oral rehabilitation treatment concept. J Oral Implantol 1986; 12: 576-89

Klineberg, I.J., Murray, G.M.: Design of superstructures for osseointegrated fixtures. Swed Dent J Suppl. 1985; 28: 63-9

Lahmouzi, J., et al. Osseointegrated endosseous implants, University of Liège concepts. Various clinical applications, Rev Med Liege 1998 Apr; 53(4): 175-9

Lechner, J.: Klinische experimentelle Untersuchung zur Präzision implantatprothetischer Arbeiten
Dissertationsschrift 1995

Lee, H., So, J.S., Hochstedler, J.L., Ercoli, C.: The accuracy of implant impressions: a systematic review. J Prosthet Dent. 2008 Oct; 100(4): 285-91

Liou, A.D., Nicholls, J.I., Yuodelis, R.A., Brudvik, J.S.: Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. Int J Prosthodont. 1993 Jul-Aug ; 6(4): 377-83

- Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky, R., Sedaj, B., Wegscheider, W.A.: Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 629-638
- Mericske-Stern, R.: Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 66–73.
- Nentwig, G.-H.: Das Münchner Spätimplantat- eine Modifikation des Tübinger Sofortimplantates- *Forsch. Zahnärztl. Implantol.* 1985; I/4: 211-215
- Ness, E.M., Nicholls, J.I., Rubinstein, J.E., Smith, D.E.: Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1992 Nov-Dec; 5(6): 542-9
- Osborn, J.F., Newesely, H.: The material science of calcium phosphate ceramic. *Biomaterials.* 1980; 1: 108–111.
- Patterson, E.A.; Brooke-Smith, M., Johns, R.B.: Estimation of the fatigue life of gold studs in a dental prosthesis. In: Erki, M.A. Kirkhope, J. (eds.). *Proceedings of the 12th Canadian Congress on Applied Mechanics*, vol.2. Ottawa, Ontario, Canada: Carleton University, 1989: 892-893
- Pesun, I.J. Intrusion Of Teeth In The Combination Implant-to-Natural-Tooth Fixed Partial Denture: A Review of the Theories *J Prosthodont* 1997; 6(4): 268-277.
- Piehslinger, E.: *Grundlagen der zahnärztlichen Prothetik*, 1. Auflage 2002; Universimed Verlag, Wien
- Quick, D.C., Holtan, J.R., Ross, G.K.: Use of a scanning laser three- dimensional digitizer to evaluate dimensional accuracy of dental impression materials. *J Prosthet Dent.* 1992 Aug; 68(2): 229-35
- Rangert, B., Krogh, P.H., Langer, B., Van Roekel, N.: Bending overload and Implant Fracture: A Retrospective Clinical Analysis *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1995; 10(3):

326-334

Rangert, B., Sullivan, R.: Biomechanical principles preventing prosthetic overload induced by bending. *Nobelpharma News* 1993; 7(3): 4-5

Rashidan, N., Alikhasi, M., Samadizadeh, S., Beyabanaki, E., Kharazifard, M.J.: Accuracy of Implant Impressions with Different Impression Coping Types and Shapes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Oct; 5.

Remes, A., Williams, D.F.: Immune response in biocompatibility. *Biomaterials* 1992; 13: 731–743

Rubinstein, S.: Accurate impression technique: a key to successful prosthetics. *Dent Today* 2010 Oct; 29(10): 154-7

Sabri, R.: Four single-tooth implants as supernumerary premolars in the treatment of diastemas and microdontia: Report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 706–709.

Sahin, S., Çehreli, M. C.: The Significance Of Passive Framework Fit In Implant Prosthodontics: Current Status *Implant Dentistry* 2001; 10(2): 85-91

Schröder, A., Sutter, F., Buser, D., Krekeler, G.: *Orale Implantologie*, 2. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York 1994

Schröder, A., Sutter, F., Krekelner, G.: *Orale Implantologie*. Thieme, Stuttgart/New York 1988

SD Mechatronik GmbH: URL: <http://www.willytec.com/Lasersc.html>, am 05.11.2010

Sekine, H., Komiyama, Y., Hotta, H., Yoshida, K.: Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseintegrated fixture-supporting systems. In: van Steenberghe H. (ed). *Tissue Integration in Oral and Maxillofacial Reconstruction (Proceedings of an International Congress)*, 1985, (Brussels), Amsterdam. The Netherlands: Excerpta Media, 1986: 326-329

Serrano, J.G., Lepe, X., Townsend, J.D., Johnson, G.H., Thielke, S.: An accuracy evaluation of four removable die systems. *J. Prosthet Dent.* 1998 Nov; 80(5): 575-86

Simion, M., Dahlin, C., Trisi, P., Piattelli, A.: Qualitative and quantitative comparative study on different filling materials used in bone tissue regeneration. A controlled clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994; 14: 198–215.

Skalak, R.: Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. *J. Prosthet. Dent.* 1983; 49(6): 843-848

Spector, M.R., Donovan, T.E., Nicholls, J.I.: An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1990 Apr; 63(4): 444-7

Spiekermann, H.: Enossale Implantate für unbezahnte Kiefer. In: Totalprothesen. Urban&Schwarzenberg. München 1987

Spiekermann, H.: Implantatgestützte und implantatgetragene Versorgungen des zahnlosen Unterkiefers. Vortrag, Münster 1990

Spiekermann, H.: Implantologie. Farbatlanten der Zahnmedizin, Bd. 10. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1994

Strub, J.R., Türp, J.C., Witkowski, S., Hürzeler M.B., Kern, M., Curriculum Prothetik, Band 3, Kombinierte und abnehmbare Prothetik, Implantologie, Quintessenz Verlags GmbH, Berlin Chicago, London, Barcelona, São Paulo, Tokio, Moskau, Prag und Warschau, 2. Aufl. 1999, 1109 – 1110

Sykaras N., Iacopino, A.M., Marker, V.A., Triplett, R.G., Woody, R.D., Implant Materials, Designs, and Surface Topographies: Their Effect on Osseointegration. A Literature Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 675–690

Tabassum, A., Meijer, G.J., Wolke, J.G., Jansen, J.A.: Influence of the surgical technique and

surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Apr; 20(4): 327-32

Tan, E., Chai, J., Wozniak, W.T.: Working times of elastomeric impression materials determined by dimensional accuracy. *Int J Prosthodont.* 1996 Mar-Apr; 9(2): 188-96

Tan, K.B.: The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? *Ann Acad Med Singapore.* 1995 Jan; 24(1): 138-57

Tetsch, P., Tetsch, B.: *Zahnärztliche Implantate.* Hanser VLG. München 1992

Tetsch, P.: *Enossale Implantation in der Zahnheilkunde.* Hanser, München- Wien 1991

Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV). Institut der Deutschen Zahnärzte (IDZ) im Auftrag von Bundeszahnärztekammer und Kassenzahnärztlicher Bundesvereinigung, 2006

Viohl, J., Lehmer, P.: Dimensional stability of alginate impressions. Dimensional stability of alginate impressions and hardness of gypsum models and dies after disinfection *Dtsch Zahnarztl Z.* 1988 Apr; 43(4): 477-81.

Vitályos, G., Török, J., Hegedus, C.: [The role of preprosthetic orthodontics in the interdisciplinary management of congenitally missing maxillary lateral incisors: case report]. *Fogorv Sz.* 2005 Dec; 98(6): 223-8.

Walker, M.P., Petrie, C.S., Hai-Ali, R., Spencer, P., Dumas, C., Williams, K.: Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *J Prosthodont* 2005 Sep; 14(3): 158-63

Walker, M.P., Ries, D., Borello, B.: Implant Cast Accuracy as a Function of Impression Techniques and Impression Material Viscosity. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 669-674

Waskewicz, G.A., Ostrowski, J.S., Parks, V.J.: Photoelastic Analysis of Stress Distribution

Transmitted from a Fixed Prosthesis Attached to Osseointegrated Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994; 9: 405-411

Weidmann, B.: Die Dimensionsstabilität von Abdrücken unter Verwendung verschiedener Abformmaterialien. *Dissertationsschrift* 1994

Wennerberg, A., Albrektsson, T., Andersson, B.: Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 622–633.

Wennerberg, A., Hallgren, C., Johansson, C., Danelli, S.: A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9: 11–19.

Wenz, H.J., Reuter, H.J., Hertrampf, K.: Accuracy of Impression and Casts Using Different Implant Impression Techniques in a Multi-implant System with an Internal Hex Connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008 Jan-Feb; 23(1): 39-47

Wichmann, M.: Die Verschraubung von Implantatgerüsten. *Z. zahnärztl. Implantologie* 1991; 6: 248

Willytec: URL: <http://www.dent.med.unimuenchen.de/tribo/infra/scan3d.html> am 05.11.2010

Zarb, G.A., Schmitt, A.: The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 451–457.

Zarb, G.A., Schmitt, A.: The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 53–61.