

Diplomarbeit

**Präzision der Übertragung von Implantatposition und
-angulation mittels Biomet 3i Navigator®-System**

**Eine prospektive Studie zur Evaluierung der Präzision
navigierter Implantologie**

eingereicht von

Claudia Sudy

0433401

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktorin der Zahnmedizin

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

**Univ. Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde,
Klin. Abteilung für restaurative Zahnheilkunde**

unter der Anleitung von

Univ. Prof. Dr. Martin Lorenzoni

Dr. Susanne Platzer

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

Unterschrift

Danksagung

Mein Dank gilt insbesondere:

Herrn **Univ. Prof. Dr. Martin Lorenzoni** (Univ. Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Department für restaurative Zahnheilkunde) für die freundliche Vermittlung und Überlassung des Themas.

Frau **Dr. Susanne Platzer** (Univ. Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Department für restaurative Zahnheilkunde) für die umfassende Unterstützung bei Planung, Durchführung und Auswertung dieser Arbeit, sowie die wegweisenden Ratschläge und fachlich konstruktiven Diskussionen.

Herrn **DDr. Georg Bertha** für die fachliche Betreuung und das Aufgreifen der Idee zu dieser Studie.

Herrn **Erich Häupl** sowie Frau **DI Irene Mischak** für die Hilfe bei der Durchführung der Messungen am Laserscanner und die anschließende statistische Auswertung der Datensätze und grafische Darstellung.

Fa. Biomet 3i Deutschland GmbH für die Bereitstellung der Encode Gingivaformer und freundliche Überlassung von Bild- und Textmaterial.

Zusammenfassung

Hintergrund

Eine exakte dreidimensionale Planung, sowie präzise Umsetzung der präoperativ gewonnenen Informationen auf den Operationssitus stellen die Voraussetzungen für eine erfolgreiche dentale Implantation und Rehabilitation dar. Ziel dieser Arbeit war die Evaluierung der Umsetzungsgenauigkeit von präoperativ geplanter und tatsächlich chirurgisch umgesetzter Implantatposition mittels optischen Laserscannern.

Material und Methode

Bei einem Patientenkollektiv (n=5) wurden insgesamt 15 Implantate mittels zahngetragener Bohrschablone inseriert. Die präoperative Planung erfolgte über die Simplant 12.0 Software (Materialise Dental, Leuven, Belgien) in Kombination mit dem Navigator-System™ (Biomet 3i™, Florida, USA). Alle Implantate (3i OsseoTite™) wurden schablonengeführt, transmukosal inseriert und anschließend mit präfabrizierten Provisorien sofortversorgt.

Pro Studienfall standen zwei Gipsmodelle zur Untersuchung zur Verfügung. Ersteres (Modell A) repräsentierte die computerassistierte Planung, wobei in einer Probeoperation durch die Bohrschablone Laboranaloge in das Gipsmodell inseriert wurden. Das zweite Modell (Modell E) entstand durch postoperative Abformung in Pick-up Technik und konventionelle Modellherstellung. Implantatabweichungen in alle drei Raumrichtungen und Angulationsänderungen wurden mit einem 3D Laserscanner evaluiert.

Ergebnisse

Die mittleren Abweichungen zwischen präoperativer und postoperativer Implantatposition in x-Richtung ergaben 0,27 mm (SD $\pm 0,19$ mm, min = 0,04 mm, max = 0,60 mm), in y-Richtung 0,15 mm (SD $\pm 0,13$ mm, min = 0,00 mm, max = 0,34 mm) und in z-Richtung 0,28 mm (SD $\pm 0,19$ mm, min = 0,02 mm, max = 0,59 mm). Die mittlere Änderung der Rotation betrug 14,04° (SD: $\pm 11,6^\circ$, min = 0,09°, max = 36,47°), der mittlere Raumabstand 0,46 mm (SD $\pm 0,21$ mm, min = 0,09 mm, max = 0,85 mm).

Diskussion und Konklusion

Die durchgeführte prospektive Pilotstudie zur Überprüfung der medizinischen Wirksamkeit navigierter Implantologie im Hinblick auf die Übertragungspräzision liefert sehr gute Ergebnisse zu Gunsten eines navigierten, bohrschablonengeführten, transmukosalen Vorgehens. Die Abweichungen auf Abutmentlevel sind vergleichbar mit kürzlich

veröffentlichten Ergebnissen (Vasak et al. 2011). Weitere Studien sind nötig, um standardisierte Studienbedingungen und Bewertungsverfahren für dreidimensionale Planungssysteme zu entwickeln.

Abstract

Three-dimensional accuracy in template guided (Biomet 3i™ navigator system) implant insertion: A prospective pilot study.

Background

Proper planning prior to implant placement and its exact intraoperative transfer are keys for successful implant supported rehabilitation of partially or totally edentulous patients. The aim of this study was to evaluate the deviation between planned implant position preoperatively transformed to a cast and actual postoperative implant position using an optical laserscan.

Material and Methods

A patient population (n=5), receiving 15 implants in total, was examined. The planning software was SimPlant 12.0 (Materialise Dental, Leuven Belgium) combined with the Navigator-System™ (Biomet 3i™, Florida, USA) using tooth supported surgical guides. All implants (3i OsseoTite™) were inserted in a flapless approach (template guided transmucosal implantation) and immediately restored with prefabricated splinted provisional restorations.

There were two casts for examination. The first one (cast A) represented the computer assisted planned situation, preoperatively transformed to a cast through template and lab analogs. For the second one (cast E) postoperatively pick-up impressions were taken and implant positions of master casts were matched with the preoperative casts. Implant deviations were evaluated with a 3-dimensional optical laser scan providing distances and angulations between implants.

Results

The deviation between preoperative and postoperative implant position along the x-axis amounted to a mean value of 0.27 mm (SD ±0.19 mm, min = 0.04 mm, max = 0.60 mm). The respective values were 0.15 mm (SD ±0.13 mm, min = 0.00 mm, max = 0.34 mm) in the y-axis and 0.28 mm (SD ±0.19 mm, min = 0.02 mm, max = 0.59 mm) in the z-axis. Rotational deviation of the implants was 14.04° (SD ±11.6° min = 0.09°, max = 36.47°). The mean total displacement was 0.46 mm (SD ±0.21 mm, min = 0.09 mm, max = 0.85 mm).

Discussion and Conclusion

The results of this pilot study demonstrated precise transformation of implant position by means of CT-based planning and transmucosal implant insertion. The deviation at the abutment level was comparable to recently published data (Vasak et al. 2011). Further studies are needed to identify appropriate measurement techniques to evaluate precision of 3-dimensional planning systems.

Inhaltsverzeichnis

DANKSAGUNG	III
ZUSAMMENFASSUNG	IV
ABSTRACT	VI
INHALTSVERZEICHNIS	VIII
GLOSSAR UND ABKÜRZUNGEN	X
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	XI
TABELLENVERZEICHNIS	XII
1. EINLEITUNG	1
1.2.1 APIKORONALE POSITIONIERUNG	5
1.2.2. MESIODISTALE POSITIONIERUNG	7
1.2.3. BUKKOLINGUALE POSITIONIERUNG	8
1.4. PROBLEMSTELLUNGEN AUS TECHNISCHER SICHT	11
2. PRÄOPERATIVE ANALYSE UND DIAGNOSTIK	12
2.1. ASPEKTE DER BEHANDLUNGSPLANUNG	12
2.1.1. ALLGEMEINMEDIZINISCHE, SOMATISCHE ASPEKTE	12
2.1.2. LOKALE, STOMATOGNATHE ASPEKTE	14
3. PRÄPROTHETISCHE UND CHIRURGISCHE PLANUNG	16
3.1.1. INTRAORALE RÖNTGENDIAGNOSTIK	17
3.1.2. ORTHOPANTOMOGRAFIE (OPG)	17
3.1.3. COMPUTERTOMOGRAFIE (CT)	18
3.1.4. DIGITALE VOLUMENTOMOGRAFIE (DVT)	18
3.2.1. MATERIALBASIERTE REGISTRIERUNGSVERFAHREN	23
3.2.2. ANATOMIEBASIERTE REGISTRIERUNGSVERFAHREN	24
3.2.3. OBERFLÄCHENBASIERTE REGISTRIERUNG	24
4. OPERATIONSVERFAHREN - IMPLANTATION	26
4.1. FREIHANDBOHRUNG	27
4.2. PATIENTENFIXIERTE FÜHRUNGSSYSTEME	27

4.2.2. KNOCHENGETRAGENE SCHABLONEN	28
4.2.3. MANUELL GEBOHRTE SCHABLONEN	28
4.2.4. COMPUTERGESTÜTZT HERGESTELLTE SCHABLONEN	28
5. MATERIAL UND METHODE	31
PATIENTENKOLLEKTIV	31
5.1. COMPUTERGESTÜTZTE PLANUNG	33
5.2. OPERATION/ IMPLANTATINSERTION	35
5.3. ABDRUCKNAHME UND MODELLHERSTELLUNG	37
5.4. MESSVERFAHREN	38
5.4.1. DREIDIMENSIONALER LINIENSSENSOR	40
5.4.2. SCANVORGANG	42
5.4.3. ABGLEICH DER KOORDINATENSYSTEME	45
6. ERGEBNISSE	47
7. DISKUSSION	55
8. KONKLUSION	59
LITERATURVERZEICHNIS	60

Glossar und Abkürzungen

$\leq x$	x größer gleich
$\geq x$	x kleiner gleich
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
bzw.	beziehungsweise
CAD/CAM	computer-aided design/computer-aided manufacturing
CAS	computer assisted surgery
cm	Zentimeter
CNC-Fräse	computerized numerical Control-Fräse
CT	Computertomografie
d.h.	das heißt
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVT	Digitale Volumentomografie
Hexapod	räumliche Bewegungs-Maschine mit sechs Antriebselementen
IGS	Image Guided Surgery
mm	Millimeter
Ncm	Newtonzentimeter; Nm =SI-Einheit für vektorielle Größe Drehmoment
NNH	Nasennebenhöhlen
OK	Oberkiefer
OP	Operation
OPG	Orthopantomogramm
pst	praxis systemtechnik (SimPlant™)
PTV	Periotest
rapid prototyping	Fertigungsverfahren, die das Ziel haben, vorhandene CAD-Daten möglichst ohne manuelle Umwege oder Formen direkt und schnell in Werkstücke umzusetzen (vgl. Wikipedia)
s.d.	standard deviation = Standardabweichung
STL-Bohrschablone	Stereolithografie-Bohrschablone
UK	Unterkiefer
vgl.	vergleiche
Voxel	Datenpunkt einer 3dim Rastergrafik
μm	Mikrometer, 10^{-6} Meter

Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: IMPLANTATAUFBAU	2
ABBILDUNG 2: BIOLOGISCHE BREITE	5
ABBILDUNG 3: APIKORONALE POSITIONIERUNG	6
ABBILDUNG 4: APIKORONALE POSITIONIERUNG	7
ABBILDUNG 5: MESIODISTALE POSITIONIERUNG	8
ABBILDUNG 6: BUKKOLINGUALE POSITIONIERUNG	8
ABBILDUNG 7: SIMPLANT SOFTWARE	25
ABBILDUNG 8: MODELL EINER MANDIBULA MIT SCHABLONE	29
ABBILDUNG 9: PRINZIPIEN DER STEREO LITHOGRAFIE	30
ABBILDUNG 10: VORGEHEN	32
ABBILDUNG 11: BEISPIELE FÜR PARALLELWANDIGE OSSEOTITE CERTAIN IMPLANTATE (BIOMET 3i)	36
ABBILDUNG 12: NAVIGATOR® OP-SET	36
ABBILDUNG 13: NAVIGATOR® LABOR-SET	37
ABBILDUNG 14: ENCODE HEILUNGSSCHRAUBEN	40
ABBILDUNG 15: TRIANGULATIONSANORDNUNG DES SCANNERS	41
ABBILDUNG 16: WILLYTEC LASERSCANNER 3D	41
ABBILDUNG 17: VERSUCHSANORDNUNG 1	43
ABBILDUNG 18: VERSUCHSANORDNUNG 2	44
ABBILDUNG 19: MATCHEN DER EINZELNEN SCANSTREIFEN	46
ABBILDUNG 20: ANGULATIONS- UND ROTATIONSBESTIMMUNG	46
ABBILDUNG 21: ROTATIONSÄNDERUNGEN	48
ABBILDUNG 22: SETZEN DER MARKIERUNGEN ZUR ROTATIONSBESTIMMUNG	49
ABBILDUNG 23: ANGULATIONSBESTIMMUNG MITTELS SLICES	51
ABBILDUNG 24: ÄNDERUNGEN IN X-RICHTUNG	52
ABBILDUNG 25: ÄNDERUNGEN IN Y-RICHTUNG	52
ABBILDUNG 26: ÄNDERUNGEN IN Z-RICHTUNG	53
ABBILDUNG 27: ABSTÄNDE IM RAUM	53
ABBILDUNG 28: ÜBERSICHT ÜBER DIE ÄNDERUNGEN IM RAUM	54

Tabellenverzeichnis

TABELLE 1:FORDERUNGEN AN DENTALE IMPLANTATE _____	3
TABELLE 2: PRÄSENZ DER INTERAPPROXIMALEN PAPILLE ZWISCHEN ZAHN UND IMPLANTAT IN PROZENT BEI ZUNEHMENDEM VERTIKALEN ABSTAND (X) ZWISCHEN KRESTALEM KNOCHEN UND KONTAKTPUNKT DER BENACHBARTEN ZAHNKRONEN _____	6
TABELLE 3: PRÄSENZ DER INTERAPPROXIMALEN PAPILLE ZWISCHEN ZWEI SOFORTVERSORGTE IMPLANTATEN IN PROZENT BEI ZUNEHMENDEM HORIZONTAL EN ABSTAND (X) _____	7
TABELLE 4: ANFORDERUNGEN AN DEN CHIRURGEN UND MEDIZINISCHE PROBLEMSTELLUNGEN _____	9
TABELLE 5: FEHLERQUELLEN BEI UNTERSTÜTZUNGSSYSTEMEN _____	11
TABELLE 6: VERGLEICH DER VERSCHIEDENEN METHODEN DER BILDGEBENDEN DIAGNOSTIK _____	19
TABELLE 7: BEISPIELE FÜR IMPLANTAT-PLANUNGSPROGRAMME _____	20
TABELLE 8: BEISPIELE FÜR REGISTRIERUNGSVERFAHREN 1 _____	23
TABELLE 9: BEISPIELE FÜR REGISTRIERUNGSVERFAHREN 2 _____	24
TABELLE 10: BEISPIELE FÜR REGISTRIERUNGSVERFAHREN 3 _____	24
TABELLE 11: OPERATIONSVERFAHREN _____	26
TABELLE 12: VOR- UND NACHTEILE VON BOHRSCHEBLONEN _____	30
TABELLE 13: ZEITLICHE ABFOLGE _____	38
TABELLE 14: IMPLANTATLOKALISATION, MAßE DER ENCODE ABUTMENTS _____	39
TABELLE 15: STEP DISTANCES _____	42
TABELLE 16: X PIXEL _____	43
TABELLE 17: ROTATIONSÄNDERUNG _____	47
TABELLE 18: VERSCHIEBUNGEN ENTLANG DER X-, Y-, Z-ACHSE _____	50
TABELLE 19: RAUMABSTAND _____	54

1. Einleitung

Im Zuge der demografischen Entwicklungen und des damit verbundenen Ansteigens des Patientenalters steht die Zahnmedizin vor der Herausforderung einer hochwertigen prothetischen Versorgung, die den Patienten/die Patientin in funktioneller und ästhetischer Weise zufrieden stellt. Dafür sind genaue Kenntnisse des stomatognathen Systems und seiner Strukturen vonnöten. Die implantatgetragene Rehabilitation des Kausystems ist als vorhersehbare Methode etabliert.

Morphologische Gegebenheiten wie Knochenqualität und –quantität, anatomisch sensible Strukturen und die, aus prothetischer Sicht anzustrebenden, optimalen Implantatpositionen erschweren häufig das klinische Vorgehen. Eine exakte Analyse der Ausgangssituation, umfassende prothetische Planung und präzises chirurgisches Vorgehen stellen Grundvoraussetzungen für den ästhetischen und funktionellen Erfolg dar.

Computergestützte Programme zur Operationsplanung und Navigation können dabei heute einen maßgeblichen Beitrag zur adäquaten Therapie liefern.

Ursprünglich in den 80er Jahren in der Neurochirurgie und Hals-Nasen-Ohrenheilkunde entwickelt, kommen diese computergestützten Chirurgetechniken (CAS = computer assisted surgery) mittlerweile auch verbreitet in der Kieferchirurgie und zahnärztlichen Implantologie zum Einsatz. Eine präzise Operationsplanung sowie Umsetzung mittels geeigneter Softwareprogramme sollen den Behandlungserfolg unmittelbar bei Insertion, aber auch die Langzeitüberlebensrate verbessern. Sensible Strukturen werden geschont, eine möglichst atraumatische Behandlung forciert (vgl. Esters, 2009).

Infolge der dreidimensionalen Basisdiagnostik und Planung lässt sich bereits präoperativ ein provisorischer Zahnersatz herstellen und nach Insertion ohne großen Aufwand im Sinne einer provisorischen Sofortversorgung eingliedern (vgl. Lindorf/Müller-Herzog, 2009). Durch die Möglichkeit der flapless surgery (ohne Elevation eines Volllappens) wird eine zusätzliche Minimierung der postoperativen Beschwerden erreicht, einhergehend mit einem höheren Patientenkomfort aufgrund kürzerer Behandlungszeiten (vgl. Azari et al., 2008).

Beim Einbringen von Implantaten sollen durch Einsatz der CAS-Techniken funktionelle und ästhetische Aspekte mehr Berücksichtigung finden. Probleme der chirurgischen Behandlung können bereits in der Planungsphase erkannt, und Risiken dadurch verringert werden. Vor allem im Hinblick auf die exakte Positionierung während der Operation und auch bei der späteren Überprüfung der postoperativen Lage des Implantates in allen drei Raumebenen sind die CAS-Techniken hervorzuheben. Schon geringe Abweichungen können massive funktionelle und ästhetische Probleme verursachen. Die

Implantatposition spielt demnach eine entscheidende Rolle beim Behandlungserfolg, bei der weiteren prothetischen Versorgung, der Dokumentation des Eingriffs sowie aus forensischer Sicht (vgl. Esters, 2009).

1.1. Implantate

Der Begriff „Implantation“ stammt aus dem Lateinischen und setzt sich aus „in“ = „ein“ und „plantare“ = „pflanzen“ zusammen. Man definiert damit das Einbringen oder die Einpflanzung von körperfremden (häufig alloplastischen) Materialien in den Organismus (vgl. Pschyrembel Klinisches Wörterbuch, 1998).

Unter „Dentale Implantation“ versteht man die Verankerung alloplastischer Materialien im Bereich des Kiefers zur Schaffung von Halte- und Stützelementen für den Ersatz verlorengegangener Kaueinheiten (vgl. Spiekermann, 1994).

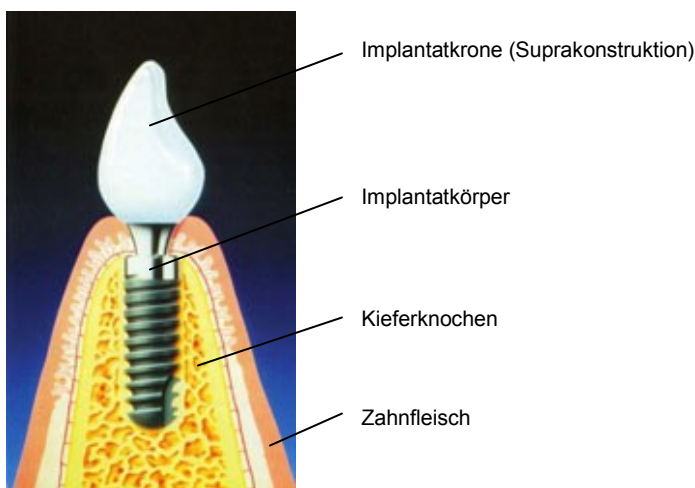


Abbildung 1: Implantataufbau

(modifiziert nach <http://www.dr-schulte.ch/implantate/implantate-was-ist-ein-implantat.html>
(10.04.2011))

In der modernen Zahnmedizin gewinnt die orale Implantologie immer mehr an Bedeutung. Sie führt zu einer Verbesserung der Inkorporation von verschiedenen prothetischen Konstruktionen und verhindert gleichzeitig einen zu starken Knochenabbau. Das angestrebte Ziel besteht in der totalen oralen Rehabilitation mit Hilfe von endossalen Implantaten unter Berücksichtigung funktioneller und ästhetischer Gesichtspunkte (vgl. Mödritscher, 1997).

Die Indikation zur Implantatversorgung ist bei eingeschränkter oder gestörter Kaufunktion, wie beispielsweise bei Zahnverlust mit Knochenverlust gegeben. Hauptursachen für

Zahnverlust sind kariöse Läsionen und Infektionen des periapikalen und parodontalen Gewebes, aber auch Traumata, genetische Nichtanlagen, wie kongenitale Defekte bei Lippen-Kiefer-Gaumenspalten und Neoplasmen kommen in Frage (vgl. Esters, 2009).

Routinemäßig werden heute Einzelzahn­lücken, Schall­lücken, Freiendsituationen und vollkommen zahnlose Kiefer implantatprothetisch versorgt. Dabei stellen Implantate den Ersatz für die natürlichen Zahnwurzeln im Alveolarfortsatz dar und dienen in weiterer Folge zur Verankerung für Kronen, Brücken und Prothesen.

Veränderungen finden auch im Bereich Implantatdesign kontinuierlich statt. Die heute gängigsten Implantate sind Schrauben mit dynamischem Gewinde aus bioinerten Materialien, v.a. Titan und dessen Legierungen, die eine rasche, physiologische Knochenheilung garantieren sollen (vgl. Esters, 2009; Wennerberg, Albrektsson, 2010)

Tabelle 1: Forderungen an dentale Implantate (modifiziert nach Koeck & Wagner 2004)

<ul style="list-style-type: none">➤ Biokompatibles Implantationsmaterial➤ Oberflächenstrukturierung➤ Osseointegration➤ Angemessene Verweildauer unter Funktion➤ Geringe Folgeschäden nach Implantatverlust➤ Implantatkongruente Knochenbettpräparation➤ Vermeidung thermischer Knochenschäden➤ Sterile Anlieferung der Implantate➤ Möglichkeit einer kontaminationsfreien Implantation➤ Sinnvolle Aufbauteile➤ Präzisionspassungen➤ Optimale Pflegemöglichkeiten➤ Nachlieferung auch nach größerem Zeitraum

1.2. Die Bedeutung der exakten Implantatposition

Unter Berücksichtigung der anatomischen Gegebenheiten muss bei der Operationsplanung sowohl dem prothetisch-ästhetischen Ideal als auch den zahntechnischen Möglichkeiten Folge geleistet werden. Schon bei relativ geringen Abweichungen während der Insertion kann sich über die gesamte Implantatlänge am Apex eine Verschiebung um mehrere Millimeter ergeben (vgl. Esters, 2009).

Das ästhetische Resultat einer implantatgetragenen Restauration sollte mit dem Erscheinungsbild des natürlichen Gebisses vergleichbar sein. Das heißt, bei der Beurteilung des Implantatbettes müssen nicht nur hartgewebige Strukturen, sondern auch die weichgewebigen Anteile Berücksichtigung finden um ein natürliches Kronenaustrittsprofil (Emergenzprofil) zu gewährleisten. Quantität und Qualität des periimplantären Hart- und Weichgewebes und die dreidimensionale korrekte Implantatpositionierung bestimmen die Ästhetik der Versorgung. Ein unzureichendes Knochenvolumen in Höhe und Breite kann durch diverse Augmentationstechniken meist zufriedenstellend ausgeglichen werden, während die Gewebereaktionen um einiges komplexer anmuten (vgl. Gehrke et al., 2008).

Die Erfolgskriterien für Implantate können, wie folgt, definiert werden:

Das Implantat muss sich in situ befinden. Es darf keine periimplantäre Radioluzenz aufweisen und der vertikaler Knochenabbau soll nicht über 10% der Implantatlänge, beziehungsweise nicht über einen Millimeter innerhalb von 2 Jahren nach 12-Monats-Kontrolle in Kombination mit Periotest (PTV) über plus vier, oder PTV Anstieg um vier Einheiten (normalerweise -8 bis +4 im Oberkiefer) liegen. Eine erfolgreiche Implantatinsertion zeichnet sich weiters durch die Abwesenheit von Anästhesien, Parästhesien, Schmerzen, Infektion, Schädigung der Nachbarzähne, Verletzung des Mandibularkanals, des Sinus maxillaris oder der Nasenhöhle aus. Die Sondierungstiefe soll bei zwei aufeinanderfolgenden Kontrollen nicht über fünf Millimeter betragen (vgl. Lorenzoni, 1999).

Nach Gehrke (vgl. Gehrke et al., 2008) ist neben einer umfassenden Behandlungsplanung und adäquater Umsetzung der chirurgischen, als auch der prothetischen Planung für eine erfolgreiche Implantattherapie vor allem die Patientenaufklärung über das realistisch zu erwartende Endergebnis bedeutend. Durch die exakte Implantatpositionierung soll marginalen Geweberezeptionen und dem Verlust der approximalen Papillen vorgebeugt werden, sodass die ästhetische Weichgewebekontur erhalten bleibt.

1.2.1 Apikoronale Positionierung

Nach dem Einbringen von Implantaten, Gingivaformern bzw. diversen Suprastrukturen kommt es zu einer Restrukturierung des periimplantären Gewebes und zur Wiedereinstellung der biologischen Breite durch Remodelling im krestalen Knochenbereich und Migration des marginalen Weichgewebes in apikale Richtung.

Durch die apikale Implantatpositionierung soll eine Weichgewebsverbreiterung oberhalb des Implantats erzielt werden und damit einhergehend die Gestaltung eines Sub- und Emergenzprofils zur Erhaltung von Struktur, Beschaffenheit und Architektur des marginalen Gewebes (vgl. Gehrke et al., 2008).

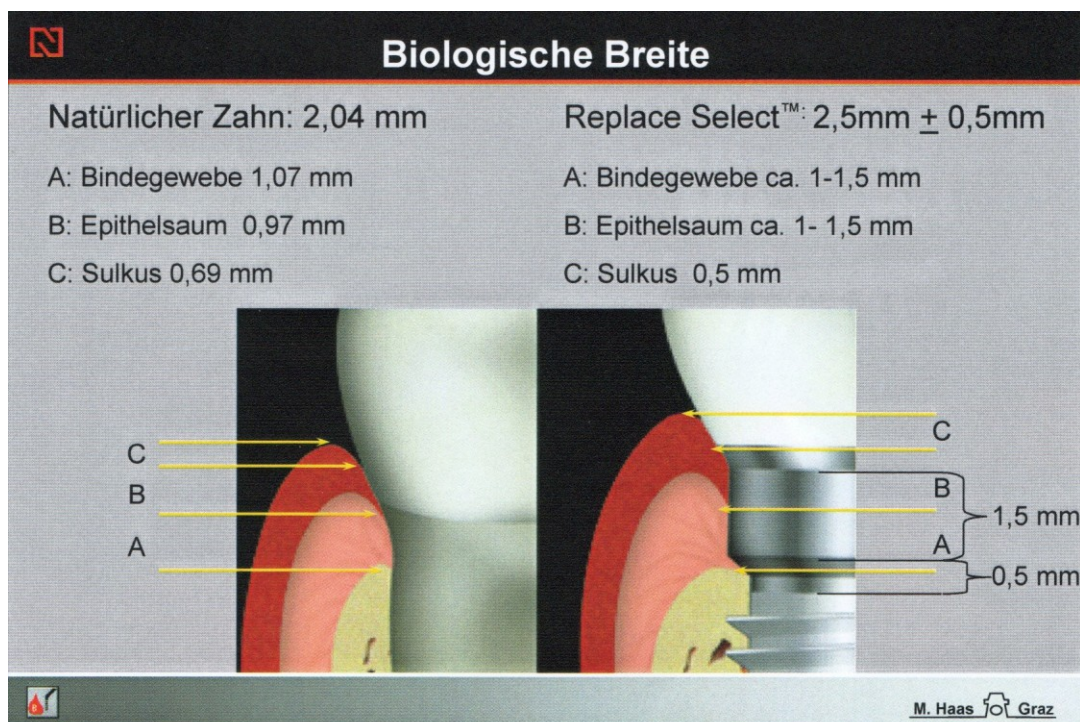


Abbildung 2: Biologische Breite

Haas, M.: *Parodontologiemappe des Univ.Klinikums Graz*, Zahnklinik (mit freundlicher Erlaubnis)

Studien von Choquet et al. (2001), Gastaldo et al. (2004) und Wu et al. (2003) zeigten die Präsenz der interapproximalen Papille zu 100% bei einem vertikalen Abstand von 3-4 mm zwischen dem krestalen Knochen und dem Kontaktpunkt der benachbarten Zahnkronen.

In einer retrospektiven Studie von Degidi et al. (2008) an 45 Patienten/innen mit 52 sofortversorgten Implantaten in einem Untersuchungszeitraum von bis zu 72 Monaten konnten ähnliche Ergebnisse evaluiert werden. Bei einem vertikalen Abstand von 3 mm beträgt die Wahrscheinlichkeit einer Papillenformation 100%, bei einem Abstand von 3-7 mm 91,72%.

Tabelle 2: Präsenz der interapproximalen Papille zwischen Zahn und Implantat in Prozent bei zunehmendem vertikalen Abstand (x) zwischen krestalem Knochen und Kontaktpunkt der benachbarten Zahnkronen (vgl. Degidi et al., 2008)

Monate	$x < 3$	$3,01 < x < 4$	$4,01 < x < 5$	$5,01 < x < 6$	$6,01 < x < 7$	$7,01 < x$
6	100%	81%	86%	79%	86%	100%
12	100%	92%	94%	86%	100%	86%
24	100%	100%	100%	83%	100%	83%
36	100%	100%	100%	91%	100%	66%

Bei gesunden parodontalen Verhältnissen ohne auftretende Rezessionen sollte ein Implantat deshalb 2-3 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze der Nachbarzähne gesetzt werden, damit sich die Mukosa entsprechend der gegebenen Architektur formt.

Bei Einzelzahnlücken sind gute ästhetische Ergebnisse zu erwarten, da der mukogingivale Komplex vom Knochenniveau der Nachbarzähne approximal gestützt wird, bei Schaltlücken ist dies nur begrenzt oder gar nicht der Fall.

Zu berücksichtigen gilt es hier außerdem zwei unterschiedliche Typen der Gingiva. Der dünne, fragile Phänotyp begünstigt die Bildung approximaler Papillen, ist aber rezessionsanfälliger, während der dicke Phänotyp eine Tendenz zur Taschenbildung aufweist (vgl. Gehrke et al., 2008).

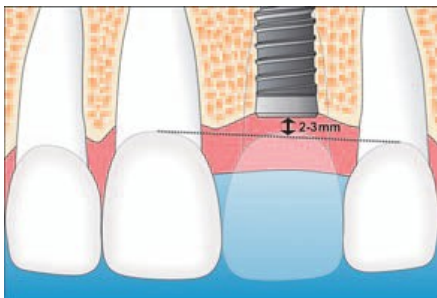


Abbildung 3: apikoronale Positionierung

Bei gesundem Parodontium sollte das Implantat 2-3 mm unterhalb der Schmelz-Zementgrenze der Nachbarzähne gesetzt werden.

vgl. Gehrke, P.; Degidi, M.; Dhom, G. (2008)

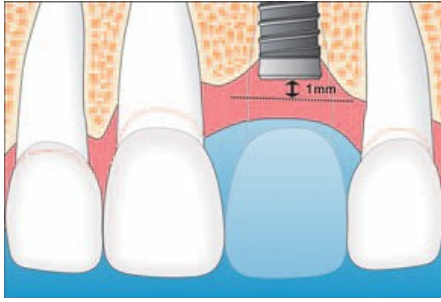


Abbildung 4: apikoronale Positionierung

Bei Gingivarezessionen oder unzureichendem vertikalen Knochenangebot: Schmelz-Zementgrenze der Nachbarzähne bzw. Weichgewebekontur kann nicht mehr als Referenz herangezogen werden. Mittels Implantatschablone deren marginaler Kronenrand als Referenz dient, wird das Implantat 1mm apikal zu dieser Grenze gesetzt.

vgl. Gehrke, P.; Degidi, M.; Dhom, G. (2008)

1.2.2. Mesiodistale Positionierung

Neben der vertikalen Komponente bei der Ausformung der biologischen Breite und der damit einhergehenden krestalen Rezession kommt auch ein horizontaler Knochenverlust von etwa 1,5 mm zu tragen (vgl. Choquet et al., 2001; Grunder, 2000).

Zwischen Implantat und Nachbarzahn sollte ein Abstand von ca. 2 mm eingehalten werden, zwischen zwei Implantaten empfiehlt sich ein Abstand von 3 mm, um einem lateralen und krestalen Knochenabbau vorzubeugen (vgl. Gehrke et al., 2008).

Tabelle 3: Präsenz der interapproximalen Papille zwischen zwei sofortversorgten Implantaten in Prozent bei zunehmendem horizontalen Abstand (x) (vgl. Degidi et al., 2008)

Monate	$x < 2$	$2,01 < x < 3$	$3,01 < x < 4$	$4 < x$
0	58%	56%	46%	36%
6	65%	71%	65%	46%
12	77%	91%	77%	63%
24	81%	88%	88%	73%

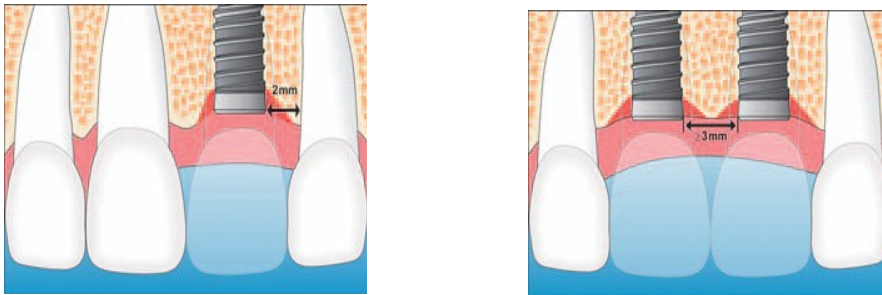


Abbildung 5: mesiodistale Positionierung

Minimaler Abstand zwischen Zahn und Implantat (2 mm) und zwischen Implantat und Implantat (3 mm)

vgl. Gehrke, P.; Degidi, M.; Dhom, G. (2008)

1.2.3. Bukkolinquale Positionierung

Die bukkolinquale Position wird mit Hilfe einer imaginäre Verbindungslinie, welche zwischen dem Mittelpunkt des benachbarten Schneidezahnes oder in der Mitte des zahnlosen Kiefers liegt, gewählt. Im ästhetischen Bereich empfiehlt sich eine leicht nach palatinal versetzte Lage, um die bukkale Knochenlamelle einerseits zu schonen und andererseits ein Durchscheinen der Implantatschulter oder des Metallaufbaus durch die Mukosa zu vermeiden (vgl. Chiche & Leriche, 1998; Spray et al., 2000; Hermann et al., 2000; Gómez-Román, 2003).

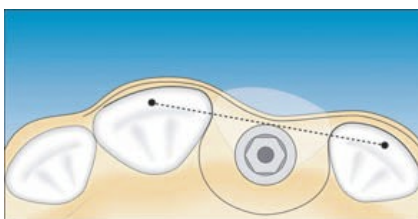


Abbildung 6: Bukkolinquale Positionierung

vgl. Gehrke, P.; Degidi, M.; Dhom, G. (2008)

1.3. Problemstellungen aus medizinischer Sicht

Schon zu Beginn müssen Maßnahmen getroffen werden, um die Belastung des medizinischen Eingriffs für den Patienten/die Patientin möglichst gering zu halten. Durch ausreichende Planung sollen etwaige prä-, intra- und postoperative Probleme frühzeitig erkannt und behoben werden. Verletzungs-, Infektionsrisiko und die Gefahr eines Misserfolgs, einer wiederholten Behandlung oder suboptimalen Prothetik werden dadurch minimiert. Durch dreidimensionale Darstellung lässt sich z.B. eine linguale Einziehung des Unterkiefers oder ein Augmentationsbedarf frühzeitig erkennen und schon im Vorfeld auf die individuellen Behandlungsnotwendigkeiten reagieren. Zeitliche und psychische Belastung für den Patienten/die Patientin verringert sich.

Der Behandler/die Behandlerin muss die präoperative Planung intraoperativ exakt umsetzen können und diese intraoperative Umsetzung auch nachweisbar dokumentieren. Eine detaillierte Dokumentation durch zuverlässige Messdaten auf Basis eines genauen Behandlungsprotokolls ist für die Qualitätssicherung und aus forensischer Sicht von Vorteil (vgl. Esters, 2009).

Tabelle 4: Anforderungen an den Chirurgen und medizinische Problemstellungen (modifiziert nach Esters 2009)

	Probleme & mögliche Gefahren	Voraussetzungen & Forderungen
Planung	<ul style="list-style-type: none"> → Belastung des Patienten durch Röntgenstrahlung → Planung auf der Grundlage von 2D-bildgebenden Verfahren: Gefahr eines Informationsverlustes durch fehlende 3. Dimension 	<ul style="list-style-type: none"> Präoperative Bildgebung (Röntgen, OPG, CT, DVT) → exakte Planungsumsetzung → Nutzung von Unterstützungssystemen (Bohrschablonen oder Navigationssystemen)
Behandlungsdauer	<ul style="list-style-type: none"> bei langer Behandlungsdauer: → psychische und mentale Belastung von Patient und Behandler → erhöhte Kosten 	<ul style="list-style-type: none"> → wirtschaftliche Gründe → kurze Behandlungsdauer → Einsatz von Unterstützungssystemen zur Optimierung der Bohrvorgänge
Dokumentation der Implantatlage	<ul style="list-style-type: none"> auf der Grundlage von 2D-Röntgenbildern: → nur teilweise visuelle Überprüfung der Implantatlage möglich → keine vollständige Gewinnung der 3D-Informationen → 3D-bildgebende Verfahren werden aufgrund der höheren Strahlenbelastung für die postoperative Qualitätskontrolle nicht eingesetzt → bisher keine durchgreifende Dokumentation und Qualitätskontrolle 	<ul style="list-style-type: none"> → zum Nachweis der Umsetzung des geplanten Eingriffs postoperative Qualitätsdokumentation → 3D- Beurteilung relativ zu den Planungsdaten → Vermeidung zusätzlicher Röntgenbestrahlung

Hygiene	beim Einsatz von Unterstützungssystemen mit Benutzung nicht vollständig steriler Komponenten und Instrumente: → Infektionsrisiko durch das Eindringen von Keimen in die perforierte Kieferhöhle während des Eingriffs → Misserfolg bei Implantatintegration → Beeinflussung der Sekundärstabilität	→ zur Minimierung des Infektionsrisikos ist die Sterilität aller am Patienten eingesetzter Instrumente erforderlich
Mundschleimhaut	bei weiträumiger Aufklappung im Operationsgebiet: → Schädigung des Gewebes → Infektionsrisiko → Schmerzen	→ Übersicht über die Knochensituation im Implantationsgebiet → möglichst minimalinvasiver Eingriff → Nutzung von Unterstützungssystemen zur besseren Umsetzung der Planungsdaten
Prothetik	bei mehreren Implantaten, die zur Anbindung einer Prothese an den Knochen dienen: → keine parallele Ausrichtung der Implantatachsen zueinander und zur Einschubrichtung der Prothetik → suboptimale Kräfteverteilung unter der Prothese (Fehlbelastung)	→ Wiederherstellung der Struktur und Funktion der Kiefer → möglichst optimale Eingliederung in die vorhandene Bezahnung zur Erzielung von Ästhetik, Kaufunktionalität und Okklusion
Sensible Strukturen	Verletzung anatomischer Strukturen: OK: Nasen-oder Kieferhöhle UK: Canalis mandibulae mit N. alveolaris inf. → Perforation & Entzündung → Möglicher Implantatverlust → Risiko der Nervenschädigung mit teilweisem oder vollständigem Sensibilitätsverlust im Innervationsbereich → Verletzung von benachbarten Zahnwurzeln	→ Genaue Kenntnis der relativen Lage der Implantate zu sensiblen Strukturen → Genaue Umsetzung der Planungsdaten
Stabilität	→ Fehlstellungen der Implantatachsen zur Bissebene (Okklusion) → unerwünschte Fehlbelastung des Implantats	für festen Sitz und Langzeitstabilität der Implantate: → ausreichende Dichte des umgebenden Knochenmaterials (Primärstabilität) → genaue Kenntnis der Knochenstruktur und -dichte im Bereich der zu setzenden Implantate → Osseointegration

1.4. Problemstellungen aus technischer Sicht

Um die diversen medizinischen Problemstellungen zu minimieren, können technische Unterstützungssysteme wie Bohrschablonen oder dentale Navigationssysteme von Vorteil sein. Allerdings ergeben sich durch hygienische Anforderungen, Akzeptanz durch Patient/in und Anwender/in, das Handling der technischen Unterstützungssysteme und deren Genauigkeit bzw. Nachweis der Genauigkeit zusätzliche Probleme.

Tabelle 5: Fehlerquellen bei Unterstützungssystemen (modifiziert nach Lüth et al. 1997; Schermeier 2002)

Fehlerquellen	Gründe
Bildgebendes System	<ul style="list-style-type: none"> → begrenzte Auflösung → räumliche, technologiebedingte Verzerrungen → limitierte Abbildungseigenschaften → Generalisierung der Patienteninformation bei der Abbildung auf Grauwerte oder Farbskalen → Artefaktbildung durch Überstrahlung
Registrierung von Bilddaten	<ul style="list-style-type: none"> → ungenaue Zuordnung von geometrischen Elementen in den Bilddaten zu den anatomischen Strukturen des Patienten → Ungenauigkeiten des Messsystems
Sensorik	<ul style="list-style-type: none"> → Fehler der Sensorik geht in informationstechnische Kette ein
Ungenauigkeit des Menschen bei der sensorgeführten Instrumentenführung	<ul style="list-style-type: none"> → bei handgeführten Instrumenten mit visuellem Feedback kann eine Regelabweichung nicht vermieden werden → eingeschränkte menschliche Wahrnehmung/begrenzte Reaktionsfähigkeit auf akustische oder visuelle Signale durch Unterstützungssystem → natürliches Zittern der menschlichen Hand
Chirurgische Instrumente	<ul style="list-style-type: none"> → mechanische Fehlerquellen
Materialien	<ul style="list-style-type: none"> → nicht kalkulierte Verformung durch Druck oder Temperatureinflüsse

2. Präoperative Analyse und Diagnostik

2.1. Aspekte der Behandlungsplanung

Die Grundvoraussetzung für einen dauerhaften Therapieerfolg bildet die exakte Planung jedes implantologischen Eingriffs. Bei der Planung sind alle Maßnahmen festzulegen und Alternativen aufzuzeigen, die geeignet sind, die Erwartungen des Patienten/der Patientin hinsichtlich Funktion und Ästhetik der implantat-prothetischen Rehabilitation zu erfüllen.

In einem ersten Patientengespräch erfolgt eine umfassende Aufklärung, Wünsche und Vorstellungen des Patienten/der Patientin werden erfasst und mögliche Kontraindikationen erhoben. Eine gründliche allgemeinmedizinische Anamnese ist neben einer intraoralen Befundung unerlässlich. Erst danach kann mit einer präprothetischen Planung begonnen werden (vgl. Biomet 3i Handbuch; Esters, 2009; Koeck & Wagner, 2004; Mödritscher, 1997; Schwenzer & Ehrenfeld, 2009).

2.1.1. Allgemeinmedizinische, somatische Aspekte

Ziel der Implantation ist es, die von Branemark erstmals beschriebene Osseointegration der Implantate zu erreichen, um eine suffiziente prothetische Rehabilitation zu erzielen. Verschiedene Dispositionen und Risikofaktoren können diesen angestrebten direkten strukturellen und funktionellen Verbund zwischen belastbarem Implantat und vitalem Alveolarknochen ungünstig beeinflussen.

So weisen Patienten/innen mit einer herabgesetzten Immunabwehr aufgrund von Viruserkrankungen (z.B. HIV), Strahlen- oder Chemotherapie eine deutlich schlechtere Wundheilung auf. Auch systemische Erkrankungen wie Blutgerinnungsstörungen, nicht oder schlecht eingestellter Diabetes mellitus, Osteomalazie und Osteogenesis imperfecta („Glasknochenkrankheit“) werden als Risikofaktoren angesehen. Zusätzlich müssen sogenannte Verhaltensrisikofaktoren, wie Tabak-, Drogen- und Alkoholabusus, mangelnde Hygienefähigkeit und mangelnde Compliance zur oralen Gesamtrehabilitation Berücksichtigung finden (vgl. Biomet 3i Handbuch; Esters, 2009; Koeck & Wagner, 2004; Mödritscher, 1997; Schwenzer & Ehrenfeld, 2009).

a) Psychische Kontraindikationen

Geisteskrankheiten

regelmäßiger Alkohol- und Drogenabusus

b) Somatische Kontraindikationen

-absolute somatische Kontraindikationen

Knochenerkrankungen und Störungen des Knochenstoffwechsels

- Morbus Paget (Ostitis deformans)
- Osteomalazie
- Morbus Recklinghausen (Osteodystrophia fibrosa generalisata)
- renale Osteodystrophie
- Osteoporose
- herabgesetzte Osteogenese
- Morbus Cushing
- iatrogene Zufuhr von Glukokortikoiden
- erhöhte Osteolyse
- primärer und sekundärer Hyperparathyreoidismus
- Darmerkrankungen
- Lebererkrankungen mit Fettresorptionsstörungen (Vit.-D-Mangel)
- partielle Gastrektomie
- erhöhte Kalziumausscheidung, speziell bei Nierenerkrankungen

Hyperthyreose

Unterfunktion der Hypophyse

Bindegewebserkrankungen und spezifische Entzündungen (z.B. Sklerodermie)

Störung der Leuko- und Erythropoese

Niereninsuffizienz und Urämie

Schwere Lebererkrankungen

hochdosierte Strahlentherapie

-relative somatische Kontraindikationen

Knochenerkrankungen und Erkrankungen des Knochenstoffwechsels

- Osteopetrosis Albers Schönberg
- mäßige Osteoporose

Bindegewebserkrankungen und Erkrankungen des Immunsystems

Bluterkrankungen und endokrine Störungen

c) Temporäre somatische Kontraindikationen

vorübergehende Infekte mit zeitlich begrenzter Reduktion der Abwehr

zeitlich begrenzte Chemotherapie, immunsuppressive Therapie

Gravidität

(vgl. Frank, 1994; Mödritscher, 1997; Schwenger & Ehrenfeld, 2009)

2.1.2. Lokale, stomatognathe Aspekte

Neben der allgemeinmedizinischen Anamnese ist die Erhebung intraoraler Determinanten im Rahmen einer zahnmedizinischen klinischen Befundung nötig. Mittels bildgebender Verfahren, parodontaler Parameter und Funktionsanalyse wird das anatomische Fundament beurteilt, die mögliche Nähe zu anatomischen Strukturen festgehalten und das Vorliegen von möglichen Mundschleimhauterkrankungen sowie parafunktionellen Gewohnheiten dokumentiert.

Erst nach umfassender Diagnostik und Evaluation kann mit der eigentlichen prothetischen Planung begonnen werden. Dabei ist ein interdisziplinäres Vorgehen zwischen Chirurg/in, Prothetiker/in und Zahntechniker/in von Anfang an von immanenter Bedeutung für den Behandlungserfolg. Bereits vor dem eigentlichen Behandlungsbeginn soll die definitive Restauration konzipiert, die dreidimensionale Lage und Ausrichtung, sowie Implantatlänge und Durchmesser festgelegt sein.

Um passende Behandlungsoptionen aufzeigen zu können, ist es notwendig genaue Kenntnis über Alveolarkammausdehnung in horizontaler und vertikaler Ebene zu haben und die Abstände zwischen Implantat und Nachbarzahn/-zähnen bzw. -implantat/en zu eruieren (vgl. Biomet 3i Handbuch; Esters, 2009; Koeck & Wagner, 2004; Mödritscher, 1997; Schwenzer & Ehrenfeld, 2009).

a) Lokale Kontraindikationen

- absolute lokale Kontraindikationen

1) Knochengewebe:

- lokale osteodestruktive Prozesse (Osteomyelitis, Osteoradionekrose...)
- apikale Parodontitiden von Nachbarzähnen
- Wurzelreste

2) Mundschleimhaut:

- Leukoplakie
- Lichen ruber oralis und Stomatitiden unterschiedlicher Genese
- Hyperplasien
- Verdickungen der Mundschleimhaut (z.B. Fibrome)
- bösartige Tumore

- relative lokale Kontraindikationen

1) Knochen:

- zu geringes Knochenangebot
- Qualität des knöchernen Lagers
- solitäre Knochenzysten

2) intermaxilläre Beziehungen

3) Weichgewebe und Mundschleimhaut:

- hochansetzende Mundbodenmuskulatur
- hochansetzender Musculus mentalis
- einstrahlende Lippen-, Wangen-, und Zungenbändchen
- zu wenig attached Gingiva um Implantat

4) Mundhygiene

(vgl. Frank, 1994; Mödritscher, 1997)

3. Präprothetische und chirurgische Planung

Ziel der präprothetischen Planung ist es, die bestmögliche Positionierung der Implantate aus prothetischer Sicht in Bezug auf Funktion und Ästhetik zu erreichen. In einer ersten Sitzung werden Röntgenaufnahmen, Abdrücke und Fotos angefertigt, die über die individuellen oralen Gegebenheiten Auskunft liefern. Situationsabformungen dienen in weiterer Folge als Grundlage für laborgefertigte diagnostische Hilfsmittel. Anhand der Modelle wird nicht nur der Restkieferkamm beurteilt, sondern werden auch sämtliche Implantate in ihrer Positionierung und Angulation geplant. Die Modelle ermöglichen auch die Einbeziehung der Okklusionssituation bei den Überlegungen zur Implantatinsertion und der anschließenden prothetischen Versorgung.

Zur Beurteilung des vertikalen Knochenangebots verwendet man an der Grazer Universitätsklinik standardmäßig Röntgenschablonen mit radioopaken Metallstiften von 10 mm Länge. Diese markieren die Lage der späteren Implantate am Studienmodell und werden auf einer Clearschiene fixiert. So lassen sich am anschließenden Röntgenbild das vertikale Knochenniveau und die Schleimhautdicke beurteilen, wodurch sich unter Berücksichtigung des Vergrößerungsfaktors die mögliche Implantatlänge ergibt. Bei der routinemäßigen Implantatplanung mit mäßiger Atrophie reicht in der Regel ein Orthopantomogramm aus um die anatomischen Gegebenheiten zu beurteilen. Die Lokalisation der zu schonenden Strukturen (N. alveolaris inferior, der Boden des Sinus maxillaris, knöchernen Begrenzungen der Nase, Unterkieferrand und Restbezahnung) wird durch die Aufnahme ebenfalls bestimmt. Abhängig vom System weisen Panoramaschichtaufnahmen eine Vergrößerung von 15-25% auf (vgl. Lambrecht & Besimo, 2004).

Im Gegensatz dazu erlauben Computertomografie und Digitale Volumetomografie eine dreidimensionale Diagnostik aufgrund einer verzerrungsfreien, metrisch korrekten räumlichen Bildgebung. Hier zeichnen sich neben den knöchernen Strukturen je nach Geräteeinstellungen auch die Weichgewebe ab (vgl. Biomet 3i Handbuch; Esters, 2009; Lambrecht & Besimo, 2004; Schwenger & Ehrenfeld, 2009).

Geplante prothetische Maßnahmen müssen auf ihre chirurgische Realisierbarkeit überprüft werden. Präprothetische und chirurgische Planung gehen Hand in Hand und beeinflussen sich auch gegenseitig.

„Durch Visualisierung des endgültigen Konzepts des geplanten Zahnersatzes vor dem Implantationseingriff haben Prothetiker/in und Chirurg/in Gelegenheit, vor dem tatsächlichen Inserieren der Implantate potenzielle Restoraionsprobleme zu erkennen und notwendige Änderungen an der Wahl und Platzierung des Implantats sowie am

gesamten Behandlungsplan vorzunehmen. Dadurch wird die Vorhersehbarkeit und der Erfolg der Behandlung verbessert“ (Biomet 3i Handbuch).

3.1. Bildgebende Verfahren zur Diagnostik

Mittels radiologischer Diagnostik werden medizinische Bilddaten aufgenommen, die zur Generierung eines individuellen Patientenmodells einer definierten Körperregion und zur Behandlungsplanung dienen (vgl. Lambrecht & Besimo, 2004).

Auf spezielle Verfahren wird in den weiteren Kapiteln genauer eingegangen.

3.1.1. Intraorale Röntgendiagnostik

Das intraorale Röntgen liefert zweidimensionale Positionsbilder einzelner Kieferteilbereiche. Als Basis dienen die konventionelle Röntgentechnik mit Zahnfilm oder die analoge intraorale Röntgendiagnostik mit Bildspeicherplatten als Medium. Die Rechtwinkel-Paralleltechnik ist bei der Darstellung von Zähnen und Kieferknochen in der vertikalen Ebene Mittel der Wahl (vgl. Lambrecht & Besimo, 2004).

3.1.2. Orthopantomografie (OPG)

Die Tomografie von griechisch „tomos“ = Schicht ist eine zweidimensionale Abbildung einer Schicht eines dreidimensionalen Objektes (vgl. Lehmann et al., 1997). Die Panoramaschichtaufnahme (Orthopantomogramm) wurde 1949 vom finnischen Wissenschaftler Y.V. Paatero entwickelt. Heute gilt das OPG als Standardverfahren in der dentalen Radiografie zur zweidimensionalen Darstellung von Kieferstrukturen, Zähnen, Kiefergelenken, Kieferhöhle und knöcherner Nase in „Rundumsicht“.

Allerdings ist das OPG starken Verzerrungen und Detailungenauigkeiten unterworfen, da nur Stellen des Objekts, die vom Strahlenbündel mit gleicher linearer Geschwindigkeit mit der sich auch der Film bewegt, getroffen werden, eine scharfe Abbildung bedingen (vgl. Visser, 1997).

Zur Bestimmung des Vergrößerungsfaktors ist die Integration eines Referenzkörpers bekannten Ausmaßes in die Aufnahme sinnvoll. Nach Jacobs & Von Steenberghe (1998) beträgt der Vergrößerungsfaktor 1,1-1,3 (Mittelwert 1,25-1,27). Die Strahlenbelastung

durch ein OPG ist gering, 13fach niedriger als bei einem dosisreduzierten CT und 10fach niedriger als bei einem DVT. (vgl. Cohnen et al., 2002), allerdings immer in Abhängigkeit von der Justierung des jeweiligen Geräts.

3.1.3. Computertomografie (CT)

Es handelt sich um eine computergestützte Röntgenuntersuchung, bei der Schichten des Körpers oder eines Körperabschnitts mittels eines eng eingegrenzten Strahlenbündels produziert werden. Man erhält eine Zahlenmatrix von Schwächungswerten, die als axiale Schnittbilder des untersuchten Objekts aufgezeigt werden. Durch rechnerbasierte Auswertungen (z.B. Volumen Rendering Techniken/ Marching Cube Algorithmus) können Schnittbilder in beliebiger räumlicher Orientierung mit dreidimensionaler Rekonstruktion aus der Schichtenserie erzeugt werden (vgl. Esters, 2009).

3.1.4. Digitale Volumentomografie (DVT)

Dieses dreidimensionale Aufnahmeverfahren funktioniert auf der Basis der Cone-Beam Technik. Ein zylinder- oder konusförmiger Strahl erzeugt in einem einzigen Umlauf Projektionen des gesamten Objekts. Die Röntgenröhre eines digitalen Volumentomografens ist um 180° oder 360° drehbar, und ein Detektor wandelt die gesamte Strahlung in Bilder um. Aus zweidimensionalen Summations-Einzelbildern wird ein Volumenmodell rekonstruiert. Darin liegt auch der Unterschied zum CT, wo die Rekonstruktion schichtweise erfolgt (vgl. Esters, 2009).

Tabelle 6: Vergleich der verschiedenen Methoden der bildgebenden Diagnostik (modifiziert nach Esters 2009)

	OPG	CT	DVT
Vorteile	<ul style="list-style-type: none"> → leichte Bedienung → Aufnahmen sind schnell und unaufwendig zur Diagnostik bereit → kostengünstig in Anschaffung und Betrieb → geringe Strahlenbelastung 	<ul style="list-style-type: none"> → Darstellung von Knochen und Weichgewebe (auch CT-Angiografie möglich) → extrem hohe Bildqualität → Scannen großer Volumina → ermöglicht Knochendichtemessung, um Aussage über Knochenqualität zu treffen (Lindh et al. 1996) → schnellere Scans (→ weniger Bewegungsartefakte & Kontrastmittelbedarf) und kürzere Rotationszeiten bei geringerer Strahlenbelastung → Software-Applikationen ermöglichen klinischen Einsatz in Regionen, die unwillkürlichen Bewegungen unterliegen 	<ul style="list-style-type: none"> → sehr hohe Detailgenauigkeit durch schnelle Aufnahmetechnik → keine schichtweise Rekonstruktion → strahlenärmer (5fach geringer als traditionelles CT) (Hümmeke et al. 2003)
Nachteile	<ul style="list-style-type: none"> → Unschärfen infolge Projektionsgeometrie (Summations- und Additionseffekte) 	<ul style="list-style-type: none"> → Strahlenexposition → Artefakte durch Metalle → Kosten & Aufwand → geringer Patientenkomfort 	<ul style="list-style-type: none"> → ungeeignet zur Weichteildiagnostik, aufgrund von Strahlenqualität und Rauschanteilen (Möbes et al. 2000)

Um Artefakte durch den Gegenkiefer beim Scanvorgang zu vermeiden, lässt man den Patienten/die Patientin auf eine nicht radioopake Bissperre aufbeißen. Dadurch kann auch die Okklusionsebene in der Softwareplanung leichter isoliert werden (vgl. Fortin, 2003).

3.2. Möglichkeiten der Operationsplanung

Zur Implantatplanung können dreidimensionale Modelle des Patientenkiefers herangezogen werden. Die spätere prothetische Planung wird als Wax-up bzw. Set-up nach ästhetischen, phonetischen und prothetischen Kriterien am Planungsmodell aufgestellt (vgl. Lambrecht & Besimo, 2004).

Der Bohrvorgang erfolgt entlang der gewünschten Achsen am Modell.

Bei der dreidimensionalen Planung am virtuellen Computermodell lassen sich verschiedene Softwarelösungen unterscheiden. Diese nutzen die Datensätze von

bildgebenden Verfahren als Planungsgrundlage, wobei die Kompatibilität über das DICOM-3 Speicherformat (DICOM = Digital Imaging and Communications in Medicine) gewährleistet wird (vgl. Fortin et al., 2000; Fortin et al., 2002; Fortin et al., 2003; Fortin et al., 2004; Haßfeld & Stein, 2000). Grundsätzlich differenziert man zwischen Systemen, die lediglich eine zweidimensionale Planung in Schnittbildern des dreidimensionalen Datensatzes ermöglichen und Systemen mit echter dreidimensionaler Planung (vgl. Marmulla et al., 2002).

Durch entsprechende Planungsprogramme erfolgt mittels Volumenrendering und Surfacerendering die Darstellung axialer Schichten sowie der Panorama- und Transversalebene aus dem Datenvolumen. In einem ersten Planungsschritt erfolgt die Segmentierung der CT-Daten, indem man alle knöchernen Strukturen durch die Methode der „Schwellenwertüberschreitung“ definiert. Alle Pixel, deren Wert nun eine bestimmte Schwelle übersteigt, werden zu den knöchernen Strukturen gerechnet (Miene, 2006/07).

Auch die Generierung eines dreidimensionalen Oberflächenmodells des Kiefers zur Beurteilung der Implantatposition wird durch das Softwareprogramm ermöglicht. Zur Beurteilung der Knochenqualität um konstruierte Implantate, und damit der Primärstabilität wird die Umsetzung von gemessenen Hounsfield-Einheiten (= Grauwerteskala, die die ortsabhängige Abschwächung der Röntgenstrahlung durch Absorption im Gewebe beschreibt) auf die Mischklassifikationen D1 (grau, dichte Kompakta) bis D4 (gelb, weitmaschige Spongiosa) herangezogen. Individuell lässt sich auch eine visuelle und/oder akustische Kollisionskontrolle einstellen, die ausgelöst wird, wenn nötige Abstände nicht eingehalten werden. Bei der Planung erlauben es viele dieser Programme außerdem sensible Strukturen einzuzeichnen und gezielt auf Implantate verschiedener Hersteller zurückzugreifen (vgl. Esters, 2009).

Tabelle 7: Beispiele für Implantat-Planungsprogramme (modifiziert nach Esters 2009)

Software-Programm	Hersteller	Planungsgrundlage	Umsetzung	Besonderheiten
ARTMA Virtual Implant	Artma AG, Baumgartner&Rath GmbH, München, Deutschland	CT	Echtzeittracking oder Bohrschablone	→ aktives optisches Trackingverfahren über Artma Virtual Implant Navigator
coDiagnostiX	IVS Solutions AG, Chemnitz, Deutschland	CT	Bohrschablone (Einstellungstisch gongyX) oder dentale Implantationsnavigation (coNaviX) möglich	→ direkte Hounsfieldmessung → Knochendichtestatistik in Bezug auf die Implantate
copgiX	IVS Solutions AG,	OPG	über coDiagnostiX möglich	→ 2D Diagnostik- und

	Chemnitz, Deutschland		mittels Datenexportierung	Planungssystem → Ergänzung zu coDiagnostiX
VoNaviX MKG	IVS Solutions AG Chemnitz, Deutschland	CT, MRT	Navigationssystem	→ Planungssoftware: VoXim → passives optisches Tracking
DenX/IGI-System	DenX Ltd., Jerusalem, Israel	CT	Schablonenherstellung oder Navigationssystem	→ (passives)/ aktives optisches Trackingverfahren
Dimax2 des ProMax	Planmeca Group, Finnland	DVT	über DICOM- Export	bisher nur Planung möglich
DIPS/ Med 3D implant 3D Precision	Med 3D AG, Zürich, Schweiz	CT	mittels Hexapod hergestellte Schiene	→ Software: Relation Implantate zum Steckbaustein→ Einstellung der 6 Beine des Hexapods
Easy Guide	Keystone-dental, Burlington, MA, USA	CT	Bohrschablone	→ X-Marker als Fiducial Marker; semiautomatische Darstellung des Mandibularkanals (vgl. Haßfeld & Stein 2000)
Facilitate	Astra Tech GmbH, Elz, Deutschland	CT, DVT	Bohrschablone	→ basiert auf der SimPlant-Software von Materialise → ausgerichtet auf das Astra tech Implantat- System → Implantat- und Abutmentplanung → Implantatdatenbank ebenfalls mit gängigen Systemen anderer Hersteller
FRIACOM	früher: Friadent GmbH, jetzt: Detalex GmbH, Edingen-Neckarhausen, Deutschland	CT, DVT, OPG		→ Verwaltung von Patientenstammdaten (Produkt bei Friadent nicht mehr im Programm)
GALILEOS GALAXIS	Sirona, Bensheim, Deutschland	DVT	CAD/CAM- gefertigte Bohrschablone (mittels CNC- Fräse-Anfertigung über SiCat)	→ baut auf der Software SIDEXIS auf → echtes 3D Planungssystem (Jacobs 1997)

Implant Master	I-Dent Imaging Ltd., Hod Hasharon, Israel	CT, DVT	Bohrschablone: iGuide	→ Scan2Guide: vereinfachte Version, lediglich Planungssoftware
Navigator System	Materialise Inc., Leuven, Belgien & Biomet 3i, Karlsruhe, Deutschland	CT, DVT	Schablonensystem	→ ausgelegt auf Biomet 3i-Produkte → tiefenspezifische Bohrer mit eingebauten Stopps → kontrollierte Positionierung des Implantat-Sechskants zur Herstellung und Eingliederung von Provisorien unmittelbar nach Implantation
NobelGuide	Nobel Biocare, Göteborg, Schweden	CT	Schablonensystem	→ Planungssoftware → Dentallabor
RoboDent/ Navi Guide System	RoboDent GmbH, Garching bei München, Deutschland	CT	Navigationssystem, passives optisches Trackingverfahren	→ Navigated Control (Lüth & Bier 2007)
SimPlant SurgiCase	Materialise Inc., Leuven, Belgien	CT, (DVT)	STL-Bohrschablone (SurgiGuide), pst-Schablone (mit Referenz-Röhrchen)	→ echtes dreidimensionales Planungssystem (Jacobs 1997)
VectorVision	BrainLAB, Heimstetten, Deutschland	CT	Optisches Tracking	→ bietet lediglich drei orthogonal zueinander stehende Bildebenen zur Planung an; echtes 3D Planungssystem (Wivell et al. 2000)
ExpertEase Software	Friadent AG, Mannheim, Deutschland	CT, DVT	ExpertEase Guide-stereolithographische Bohrschablone	→ Implantate können direkt in 3D platziert, ausgerichtet und überprüft werden → automatische Kollisionskontrolle (akustisch)

Um eine präzise Datenübertragung des Scanvorgangs auf die Planungssoftware zu erreichen, ist eine Registrierung – eine räumliche Zuordnung in Relation zu den Planungsdaten des Patienten/der Patientin notwendig. Man definiert dazu ein Koordinatensystem, das sowohl am realen Objekt, als auch am Patienten/innenmodell bekannt ist (vgl. Schermeier, 2002). Für eine hohe intraoperative Lokalisationsgenauigkeit

ist dann ein exaktes Matching ausschlaggebend (vgl. Berry et al., 2003; Claes et al., 2000; Esters, 2009; Lavallee et al., 1996; Lewandowski, 2007; Steinmeier et al., 2000).

3.2.1. Materialbasierte Registrierungsverfahren

Durch eingebrachte Marker (Schrauben oder Kugeln) erfolgt die Festlegung der Transformation zwischen Sensorkoordinatensystem, Patient/in und dem aus dreidimensionalen Bilddatensätzen generierten Modell (vgl. Lewandowski, 2007).

Bei stereotaktischen Eingriffen in der Neurochirurgie, verwendet man hauptsächlich invasive Schraubenmarker. Diese werden in den Knochen implantiert und bieten eine hohe Zuverlässigkeit (vgl. Esters, 2009; Kremser et al., 1997; Maurer et al., 1997).

Dem gegenüber steht der Einsatz nicht invasiver Hautmarker, einseitig klebefähige, kleine Kunststoffplaketten, die mit einer radioopaken Substanz (z.B. einer Bleikugel) markiert sind (vgl. Alp et al., 1998; Esters, 2009). Alter, Hautturgor, Gesundheitszustand und Patienten/innenlagerung können jedoch zu einem Verrutschen der Plaketten führen, daraus würde eine inakzeptable, intraoperative Ungenauigkeit resultieren (vgl. Gunkel et al., 2000).

Tabelle 8: Beispiele für Registrierungsverfahren 1

Materialbasierte Registrierung
➤ Gesichtsbogen zur Navigation (vgl. Hauser et al., 2000; Klimek et al., 1998)
➤ Markerfixierung mittels Säure-Ätz-Technik an den OK-Zähnen (vgl. Haßfeld&Mühling, 2001)
➤ Bissplatte mit angebrachten Navigationsmarkern + Head-Holder (vgl. Bova&Friedmann, 1996), Vogele-Bale-Hohner-Head-Holder (vgl. Bale et al., 1997)
➤ Tiefziehschienen (vgl. Gellrich et al., 2000+2001)
➤ präoperativ eingebrachte Titanschrauben (vgl. Haßfeld et al., 1995; Alp et al., 1998; Brinker et al., 1998)
➤ Minischrauben zur Navigation bei der Implantatinsertion (zahnloser Patient) (vgl. Edinger et al., 1998)
➤ kleine „Bohrlöcher“ (Neurochirurgie) (vgl. Watanabe et al., 1991)

Die Scanprothese stellt eine röntgensichtbare Kopie der provisorischen Zahnaufstellung dar. Die fehlenden Zähne werden am Modell mittels Wax-Up ergänzt, danach erfolgt die Herstellung einer Schablone mittels Tiefziehfolie. Durchsichtiges Kaltpolymerisat vermischt mit 15%igem Bariumsulfat wird in die prothetisch zu ergänzende Region der

getrimmten Tiefziehschiene gefüllt. Während des Scans wird diese Schiene im Mund des Patienten positioniert (Lal et al., 2006).

3.2.2. Anatomiebasierte Registrierungsverfahren

Definierte, knöcherne Vorsprünge des Skeletts dienen hierbei als anatomische Landmarken (vgl. Esters, 2009; Golfinos et al., 1995).

Tabelle 9: Beispiele für Registrierungsverfahren 2

<p>Anatomiebasierte Registrierung</p> <ul style="list-style-type: none">➤ Zähne und Füllungskonturen (vgl. Edinger et al., 2001)➤ Nase als Landmarke (NNH-Chirurgie) (vgl. Anon et al., 1994)➤ Tragi und Kanthi (ZMK) (vgl. Horstmann et al., 1994; Golfinos et al., 1995; Freysinger et al., 1997)
--

3.2.3. Oberflächenbasierte Registrierung

Präoperativ erfolgt die Abtastung der Patienten/innenoberfläche mittels Scanner oder Videoaufzeichnung, intraoperativ erfolgt zur Positionsbestimmung ein Abgleich der Oberfläche (vgl. Ryan et al., 1996; Haßfeld & Mühling, 2001).

Tabelle 10: Beispiele für Registrierungsverfahren 3

<p>Oberflächenbasierte Registrierung</p> <ul style="list-style-type: none">➤ lasergestützte Oberflächenscanner und optisches Positionsmesssystem

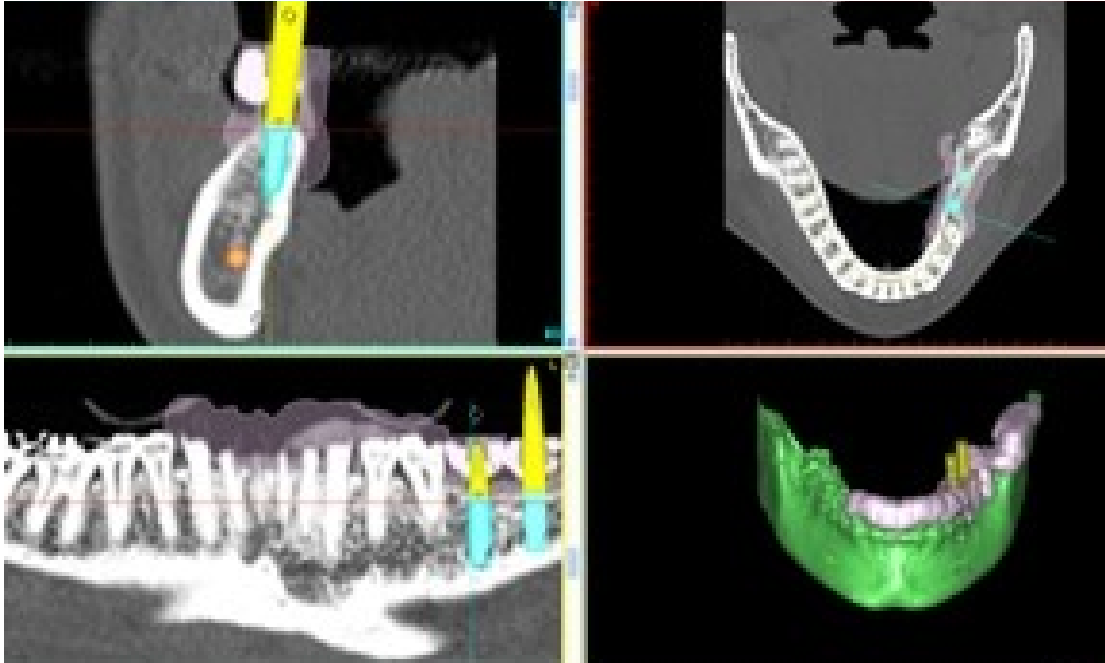


Abbildung 7: Simplant Software

4. Operationsverfahren - Implantation

Um die optimale Planungsumsetzung am Patienten/der Patientin zu gewähren, ist eine Aufbereitung des Implantatbettes nach standardisierten Kriterien notwendig (vgl. Weiberich & Wagner, 2004).

Tabelle 11: Operationsverfahren (modifiziert nach Weiberich & Wagner 2004)

Implantationsschritte	Instrumente	Zielsetzungen	Probleme
Vorbohrung	<ul style="list-style-type: none"> → Rosenbohrer → dünner Spiralbohrer 	<ul style="list-style-type: none"> → Festlegung der Implantatposition → Ankörmung der Kortikalis 	<ul style="list-style-type: none"> → Positionierung → Fehler bei der prothetischen Planungs-/Bohrschablone
Pilotbohrung	<ul style="list-style-type: none"> → dünner Spiral-/Drillbohrer → dünne Lindmann- Fräse → Parallelisierungsstifte mit/ ohne Tiefenmarkierung 	<ul style="list-style-type: none"> → Tiefenorientierung → Richtungsorientierung 	<ul style="list-style-type: none"> → Perforationen → Zahnverletzungen → Implantatneigung/ Achsenrichtung → Implantatparallelität → Instrumentenfraktur
Normaufbereitung	<ul style="list-style-type: none"> → Hohlfräsen → Drillbohrer → Normfräsen → Stufenbohrer → Parallelisierungsposten → Tiefenmesslehre 	<ul style="list-style-type: none"> → Aufweitung des Implantatbettes → Festlegung des Implantatdurchmessers (endgültige Längen- und Richtungsschonung) 	<ul style="list-style-type: none"> → thermische und mechanische Lagerschäden → definitive Festlegung von Implantatlänge und -durchmesser
Formaufbereitung	<ul style="list-style-type: none"> → Gewindeschneider → Normfräsen → Implantat 	<ul style="list-style-type: none"> → Kongruenz von Implantat und Knochenlager → Anpassung an Makrostrukturierungen 	<ul style="list-style-type: none"> → Festlegung der definitiven Implantatform
Implantation	<ul style="list-style-type: none"> → Implantat als Gewindeschneider → Setzinstrumente → Einbringpfosten 	<ul style="list-style-type: none"> → Primärstabilität → endgültige Formaufbereitung 	<ul style="list-style-type: none"> → Kontamination → Austausch bei Instabilität
Verschluss	<ul style="list-style-type: none"> → Deckschraube → Guttaperchastift 	<ul style="list-style-type: none"> → Schonung der Implantatinnenstruktur 	<ul style="list-style-type: none"> Einwachsen der Mundschleimhaut

4.1. Freihandbohrung

Bei der manuellen Aufbereitung des Implantatbettes erfolgt die Orientierung anhand der erstellten Bilddaten. Nach Freilegung des Kieferknochens wird der Operationssitus visuell beurteilt. Erfahrung und manuelle Fähigkeiten des Implantologen/der Implantologin spielen für die exakte Positionierung eine entscheidende Rolle (vgl. Esters, 2009).

4.2. Patientenfixierte Führungssysteme

Um eine präzise Übertragung der Planungssituation auf den Operationssitus zu gewährleisten, bedient man sich sogenannter patientenfixierter Führungssysteme als Übertragungshilfen, die das Setzen der Implantate nach prothetischen Aspekten erleichtern. Diese Systeme beruhen auf einer starren Verbindung mit dem Patientenkiefer während Röntgenaufnahme und Operation. Die Fixierung erfolgt bei teilbezahnten Patienten/innen über die Restbezahnung, bei zahnlosen kann diese z.B. über provisorische Implantate oder Miniosteosyntheseschrauben erfolgen (vgl. Esters, 2009). Zur Stabilisierung der Schablone ist es möglich, eine orientierende Bissnahme durchzuführen.

Man kann zwischen Orientierungsschablonen, die die Implantatposition durch lokale Ausfräsungen vorgeben und Bohrschablonen mit eingearbeiteten Führungshülsen differenzieren (vgl. Weiberich & Wagner, 2004). Während z.B. Parallelbohrhilfen das parallele Setzen mehrerer Implantate im Bezug zu einer Führungsbohrung/-vorrichtung ermöglichen (vgl. Schermeier, 2002), wird durch Bohrschablonen neben der Positionierung im Kiefer gleichzeitig auch die Orientierung im Kiefer vorgegeben. Bei den Schablonen handelt es sich um individuell gefertigte Negativformen des Patientenkiefers aus Kunststoff. Der Innendurchmesser der einpolymerisierten Bohrhülsen soll eine passgenaue Aufnahme und Ausrichtung des Pilotbohrers ermöglichen.

Man unterscheidet zwischen schleimhaut-, zahn- bzw. knochengetragenen Schablonen bzw. nach Herstellungsverfahren zwischen manuell gebohrten Schablonen und computergestützt hergestellten Bohrschablonen.

4.2.1. Zahngetragene Schablonen

Im CT sind auf Zahnebene oft Artefakte sichtbar. Deshalb liegt einer zahngetragenen Bohrschablone auch ein Gipsmodell des Patienten/der Patientin mit Wax-Up der prothetisch zu ersetzenden Zähne zu Grunde. Dabei sollte das Gipsmodell die Zahnsituation zum Operationszeitpunkt wiedergeben. Voraussetzung für alle Schablonen ist neben einer guten Definition der Zahn- und Mukosaoberflächen auf dem Gipsmodell, der mittels Planungssoftware präzise entwickelte Implantatbehandlungsplan (vgl. Esters, 2009).

4.2.2. Knochengetragene Schablonen

Knochengetragene Bohrschablonen basieren ausschließlich auf CT-Dateninformationen. Bei der Positionierung des Patienten/der Patientin während des Scanvorgangs ist darauf zu achten, dass Artefakte auf Knochenhöhe vermieden werden (vgl. Esters, 2009).

4.2.3. Manuell gebohrte Schablonen

Bei manuell gebohrten Schablonen erfolgt die Herstellung einer Negativform auf dem Patientenmodell durch Tiefziehen oder Gießen. Durch die polymerisierte Schablone werden dann mittels Klarsicht-Set-Up anhand der geplanten Implantatachsen Bohrungen geführt, in welche anschließend die Bohrhülsen eingebracht werden (vgl. Esters, 2009).

4.2.4. Computergestützt hergestellte Schablonen

Die Anfertigung computergestützt hergestellter Bohrschablonen basiert auf der Übertragung der virtuellen dreidimensionalen Implantatplanung (Grundlage: CT bzw. DVT Daten) auf die Bohrschablone. Es erfolgt die Generierung eines dreidimensionalen Oberflächenmodells des Kiefers und der Computer errechnet daraus eine Negativform und modelliert um die geplanten Implantatachsen Bohrhülsen samt Bohrschablone. Wenn die vorgesehene Position bzw. Achse nicht den Anforderungen entspricht, wird die Schablone mittels digital ansteuerbarer Positionierungshilfe versetzt. Die

Führungsbohrungen werden durch die Schablone gesetzt z.B. durch die Hexapodkinematik des Systems implant 3D Precision (vgl.Esters, 2009).

4.2.5. Stereolithografie

Bei der Stereolithografiemethode mittels SimPlant Software erfolgt neben einer computergesteuerten Fertigung der Negativform inklusive Bohrhülsen mittels rapid prototyping zusätzlich die Herstellung eines realen Stereolithografiemodells (vgl. Weiberich & Wagner, 2004; Esters, 2009; Lewandowski, 2007).



Abbildung 8: Modell einer Mandibula mit Schablone

Die Stereolithografie stellt ein additives Verfahren dar. Das Modell/die Schablone wird hierbei schichtweise in einem Becken mit lichthärtendem Monomer mittels eines computergesteuerten Laserstrahls hergestellt. Nach jedem Schritt wird das Werkstück um den Betrag einer Schichtstärke weiter in die Flüssigkeit abgesenkt. Nach Auspolimerisation durch den Laser sind 90% des Monomers ausgehärtet, die restlichen 10% erfolgen durch Nachhärtung in einem UV-Lichtschrank für 12-72 Stunden (vgl. Lal et al., 2006; Santler et al., 1998).

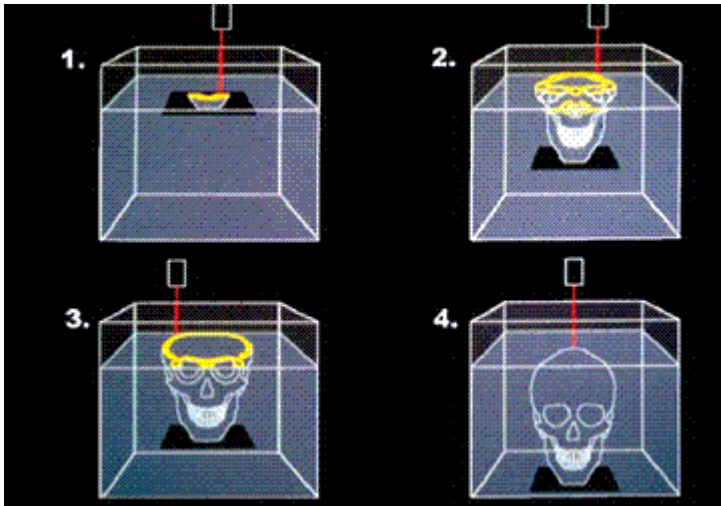


Abbildung 9: Prinzipien der Stereolithografie

vgl. Lal, K. et al. (2006)

Intraoperativ wird die Bohrschablone auf die Restbeziehung aufgelegt bzw. auf den Kiefer geschraubt und die Bohrung durch die einpolymerisierten Hülsen geführt (vgl. Weiberich & Wagner, 2004; Esters, 2009; Lewandowski, 2007).

Tabelle 12: Vor- und Nachteile von Bohrschablonen (modifiziert nach Weiberich & Wagner 2004)

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> ➤ einfache Handhabung ➤ kostengünstig ➤ leichte Herstellung 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Diskrepanz zum optimalen Knochenangebot ➤ exakte Positionierung intraoperativ (nach Eröffnung) ➤ Sterilität der Schablonen (thermostabiler Kunststoff) ➤ Kontamination von Bohrern und Knochenlager mit Bohrspäne ➤ Genauigkeit der präoperativen Planung ➤ ausreichende Kühlung

Der Vollständigkeit wegen sei hier noch erwähnt, dass es neben den patientenfixierten Führungssystemen zur Übertragung auch sensorgeführte System-Positionsmesssysteme gibt. Man kann hierbei zwischen elektromechanischen, elektromagnetischen, optischen und ultraschallbasierten Systemen unterscheiden.

5. Material und Methode

Patientenkollektiv

2011 bewilligte die lokale Ethikkommission in Anlehnung an die Deklaration von Helsinki Fassung 2002, die prospektive Pilotstudie zur Evaluierung der Präzision navigierter Implantologie (EK-Nr. 23-447 ex 10/11). Alle Studienteilnehmer/innen erklärten sich über ein schriftliches Dokument mit der Teilnahme an diese Studie einverstanden.

Bei fünf Studienteilnehmern/innen wurden insgesamt 15 Implantate (n=15) mit Hilfe der Biomet 3i Planungssoftware präoperativ geplant und mittels chirurgischer Bohrschablone inseriert. Das Patientenkollektiv (n=5) bestehend aus drei Frauen und zwei Männern wies ein Durchschnittsalter von 45,2 Jahren auf.

Bei der Erstuntersuchung wurden im Rahmen einer ausführlichen präoperativen Diagnostik neben der allgemeinmedizinischen Anamnese auch intraorale Determinanten anhand von Röntgen-, Parostatus und Funktionsanalyse erhoben. Anschließend erfolgte eine Überweisung zum CT/DVT (Siemens, SOMATOM Sensation 16, minimalste CT Schichtstärke 0,75 mm). Die Kollimation betrug 16 x 0,75, die Schichtdicke 0,75 mm, Increment 0.5 mm mit 120 kv und 80 mAs. Das field of view (FOV) betrug 105 cm, die Rotationszeit 0,75 sec, Kernel H60sharp.

Zur Registrierung bediente man sich während des Scanvorgangs einer mittels Tiefziehverfahren hergestellten Röntgenschablone (siehe 3.2.1.). Diese ermöglichte die Visualisierung der geplanten Prothetik in Relation zu den anatomischen Grenzen sowie die Übermittlung dieser Informationen in den chirurgischen Bereich.

Einschlusskriterien

1. Patient/in jedweden Geschlechts und jedweder Rasse älter als 18 Jahre
2. guter parodontaler Zustand der restlichen Zähne (keine erhöhte Beweglichkeit der Restbezaehlung oder daran verankerter abnehmbarer Zahnersatz)
Behandlungsmöglichkeiten sind eine verkürzte Zahnreihe oder eine intermediäre Lücke, mit max. drei Stellen
3. mind. vier Monate post extractionem
4. guter Allgemeinzustand des Patienten/der Patientin (Operationstauglichkeit)

Ausschlusskriterien

1. Patienten/innen mit einer aktiven Infektion bzw. schweren Entzündung im Bereich der geplanten Insertionsstelle
2. Zigarettenkonsum von > 10 Zigaretten/Tag
3. Patienten/innen mit nicht eingestelltem Diabetes mellitus oder Knochenstoffwechselerkrankungen
4. Patienten/innen mit vorangegangener Radiatio im Kopf-Halsbereich
5. schwangere Patientinnen
6. Patienten/innen mit Parafunktionen und diagnostiziertem Bruxismus bzw. Pressen
7. Patienten/innen, denen es nicht möglich ist, an einem einjährigen Follow-Up Programm teilzunehmen

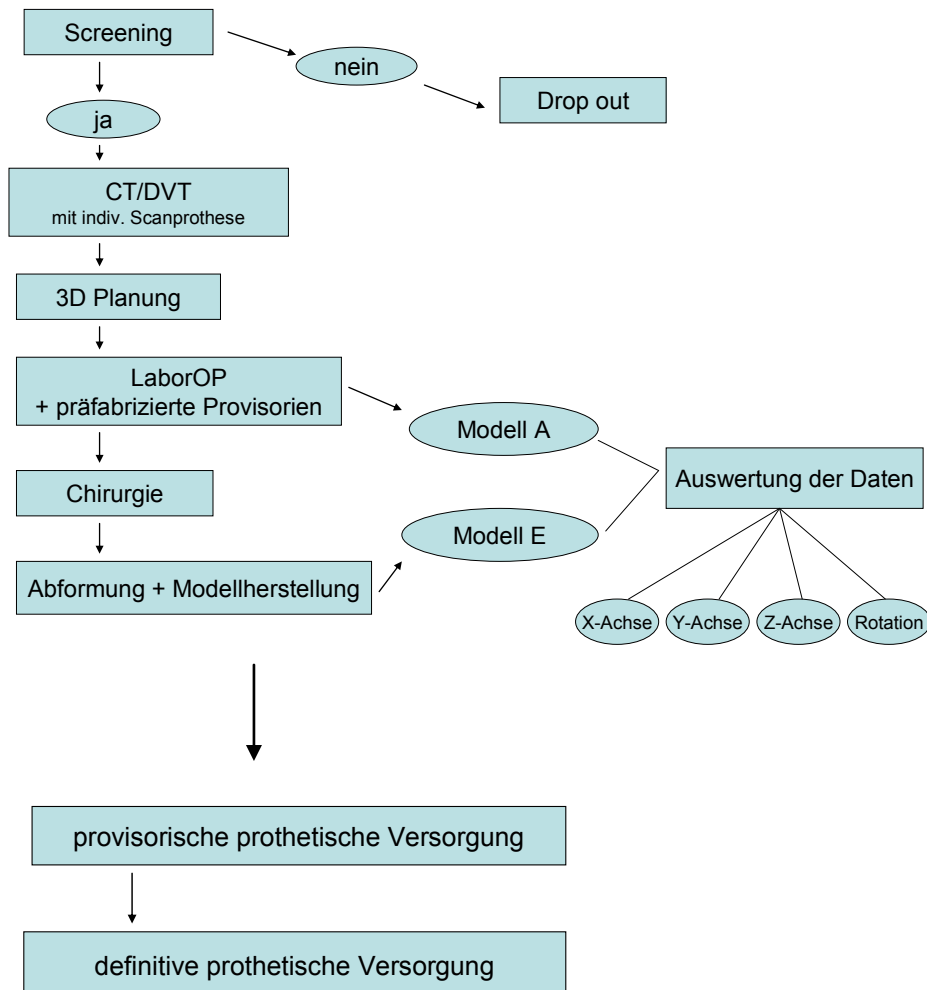


Abbildung 10: Vorgehen

Im Durchschnitt wurden 3 Studienimplantate (n=15) pro Patient/in und 1,5 Studienimplantate pro Kiefer gesetzt. Es handelte sich hierbei immer um eine teilbezahnte Mandibula. Die Insertion erfolgte ausschließlich im Seitenzahnbereich.

5.1. Computergestützte Planung

Die Datensätze aus den bildgebenden Verfahren (CT/DVT) dienen als Planungsgrundlage der Planungssoftware SimPlant® 12 (Materialise Dental, Leuven, Belgien). Die Kompatibilität wird über das DICOM3-Speicherformat gewährleistet.

Am Computer wird die patientenspezifische DICOM-Datei (=Digital Imaging and Communications in Medicine) aufgerufen, und die Planungssoftware erlaubt die Visualisierung segmentierter Cross-Sectionals des gesamten Kieferbogens, einer Panoramaansicht, einer axialen Ansicht sowie einer dreidimensionalen Darstellung aller bovinen Strukturen.

Anhand der Dental- CT Schnittbilder kann die anatomische und die prothetische Position der Implantate simuliert und in dreidimensionalen Modellen dargestellt werden. Dabei kann auf unterschiedliche Tools der Planungssoftware zurückgegriffen werden. So ist es möglich aus einer Bibliothek mit unterschiedlichen Implantaten und Abutments zu wählen, vitale Strukturen einzuzichnen und das Modell in einer dreidimensionalen Transparenz erscheinen zu lassen, um die Position des Nervus alveolaris inferior zum Implantat zu ermitteln.

Im ersten Schritt erfolgt die Segmentierung der CT Daten, indem die knöchernen Strukturen definiert werden. Artefakte von metallischen Zahnfüllungen, Kronen, Brücken etc. müssen manuell nachbearbeitet und entfernt werden (vgl. Fortin et al., 2000; Fortin et al., 2002; Fortin et al., 2003; Fortin et al., 2004; Haßfeld & Stein, 2000).

Die virtuelle Positionierung der Implantate ist durch die Darstellbarkeit der Strukturen in unterschiedlichen Schnittebenen präzise möglich. Aus einer hinterlegten Implantatbibliothek lassen sich aus gängigen Systemen Implantate anhand von Seriennummer, Länge, okklusalem und apikalem Durchmesser auswählen und Implantate mit realistischem Implantatkörper und Gewindedesign in die Bilder integrieren.

Die dreidimensionale Darstellung kann optional axial oder horizontal geschnitten werden. Zusätzlich ist die Software mit einer Kollisionskontrolle ausgerüstet, sodass man durch ein visuelles oder akustisches Signal auf das Unterschreiten von kritischen Werten hingewiesen wird. Durch die Umrechnung von gemessenen Hounsfield-Einheiten auf die Misch-Klassifikationen D1-D4 lässt sich eine Aussage bezüglich Knochenqualität, zu

erwartender Primärstabilität bzw. der Notwendigkeit einer präoperativen Augmentation treffen (vgl. Ikumi & Tsutsumi, 2005).

Die Scanprothese ermöglicht es in dieser Planungsphase, Kompromisse zwischen den klinischen Voraussetzungen, den chirurgischen Möglichkeiten und der gewünschten Implantatposition zu finden und augmentative Verfahren in Erwägung zu ziehen.

Die Daten werden abgespeichert, und es folgt die exakte Bestellung von Implantaten (Anzahl, Durchmesser, Länge) und der Abutments (Kragenhöhe, Abwinkelung, Material), sowie der Datentransfer zum Rapid Prototyping zu Materialise nach Belgien. Für die Anfertigung von zahngetragenen Schablonen erfolgt der zusätzliche Versand des aktuellen Gipsmodells. Die Herstellung und der Versand einer stereolithografischen Bohrschablone erfolgt innerhalb von 10 Werktagen.

1. Importieren des DICOM Datensatzes in die Software
2. Auswahl relevanter Schichtaufnahmen
3. Segmentierung durch Bereichswachstum (Grenzbereich an Houndsfield Units)
4. Entfernen von Streuungen
5. optional: Versehen der Scanprothese mit eigenen Markern
6. Erzeugen einer Panoramakurve
7. Einzeichnen vitaler Strukturen, virtueller Zähne/ Planung von Augmentationen über Programmpunkt „Tools“
8. Auswahl aus Implantat-/Abutmentdatenbank
9. Bestellen von SurgiGuide
10. Auswahl der Schablonenart (im Rahmen dieser Studie zahn/schleimhautgestützt)
11. Auswahl des Führungssystems = SurgiGuide Lösung (im Rahmen der Studie Biomet 3i Navigator®)
12. Schablonenvorschau
13. Online-Bestellung und Versand der Modelle
14. stereolithografische Herstellung der Schablone und Versand an Biomet 3i (dort Einbringen von speziellen Führungshülsen)
15. Versand retour an Zahnarzt/Zahnärztin

Am Arbeitsmodell kann im zahntechnischen Labor ein präfabriziertes Provisorium erzeugt werden. Der Abdruck für das Ausgangsmodell A wird mittels Alginat Situationsabformung (xantALGIN®, Select Fast Set DIN EN ISO 1563, Heraeus Kulzer, GmbH) genommen und anschließend mit Superhartips der Klasse IV (Sherahard-Rock. DIN EN ISO 6873, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH&Co.KG) gemäß Herstellerangaben ausgegossen. Am Ausgangsmodell werden die geplanten Implantatpositionen unter zu Hilfenahme der

chirurgischen Schablone markiert. An den Markierungen wird das Modell hohlgelegt (ohne Bohrschablone). Der Durchmesser sollte dabei etwas größer als die Implantatanaloga gestaltet sein.

Im Navigator® Labor-Set befinden sich Implantatanalog-Einbringpfosten zur Positionierung der Implantatanaloga durch die Referenzhülsen der Bohrschablone in das Ausgangsmodell. Die Analog-Einbringpfosten besitzen einen Verriegelungsmechanismus für das Implantatanalog in vertikaler, lateraler und rotatorischer Ausrichtung in der Referenzhülse. Ein am Einbringpfosten angebrachter Stift greift in einen der Schlitze der Referenzhülse. Dadurch wird die Ausrichtung des Sechskants reproduzierbar.

Die einzubringenden Laboranaloga sind an der Bohrschablone mit Rändelschrauben befestigt und werden in die Ausnehmungen am Modell eingeführt. Anschließend fixiert man die Laboranaloga mit Gips am Modell. Nach Einbringen der Laboranaloga in das Ausgangsmodell werden die Rändelschrauben gelöst und gemeinsam mit der Bohrschablone entfernt (vgl. auch Biomet 3i Handbuch, 2004; http://biomet3i.com/countries/en/directory/Pdf/Product_Catalog_RevF_DE_final.pdf, 10.04.2011).

5.2. Operation/ Implantatinsertion

Präoperativ wird der Patient/die Patientin aufgefordert, eine Minute lang mit einer 0,2% Chlorhexidindigluconatlösung zu spülen.

In örtlicher Betäubung (Ultracain dental forte) wird die Schleimhaut ohne Elevation eines Mukoperiostallappens über dem Kieferknochen mittels Stanze eröffnet. Durch die zahngetrage Bohrschablone ist die Implantatinsertion sowohl in Position als auch Angulation genau bestimmt. Die Insertion erfolgt transgingival nach einem der Bohrschablone beigelegten Protokoll. Nummerierungen der Bohrsequenzen im Protokoll decken sich mit Nummerierungen im Navigator® OP-Set zur leichteren Orientierung. In die Bohrschablone integrierte Referenzhülsen dienen der Führung von Instrumenten und bieten einen Tiefenanschlag für die Spiralbohrer sowie die Implantateinbringpfosten. Die Referenzhülsen weisen Schlitze auf, die der Ausrichtung auf die Analog-Einbringpfosten bei der Insertion der Analoge in das Meistermodell sowie der Ausrichtung auf die Implantateinbringpfosten während der Operation dienen. Lage und Ausrichtung des Sechskants bleiben somit vom Laboranalog bis zur Implantatinsertion unverändert. Bohrerhaltegriffe enthalten Bohrerführungshülsen, die in die Referenzhülsen der Schablone eingeführt werden. Die Spiralbohrer werden bei der Aufbereitung durch die Hülsen geführt und in der Bohrtiefe begrenzt.

Unmittelbar postoperativ wird ein Abdruck mittels Impregum Polyetherabformmaterial (3M ESPE) genommen und nach einer Rückstellzeit von 60 Minuten mit Superhartips der Klasse IV (Sherahard-Rock. DIN EN ISO 6873, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH&Co.KG) gemäß Herstellerangaben ausgegossen. Daraus resultiert das Endmodell E.

Das präfabrizierte Kunststoffprovisorium wird mit Temp Bond NE (Fa. Kerr, ISO 3107 Typ I, Klasse 1- Zinkoxyd/Eugenolfreier Zement) zementiert, der Patient/die Patientin über postoperatives Verhalten aufgeklärt und antibiotisch/ antiphlogistisch abgedeckt. Es erfolgt eine genaue Dokumentation der verschriebenen Medikamente. Die Wundkontrolle erfolgt am ersten postoperativen Tag sowie eine Woche postoperativ.

Bei den Studienimplantaten handelt es sich um parallelwandige Implantate (Osseotite Certain, Biomet 3i). Die prothetische Suprakonstruktion (Provide Abutment, Biomet 3i) ist durch eine Sechskant-Innenverbindung rotationsgesichert und mit einem Drehmoment von 25 Ncm verschraubt.



Abbildung 11: Beispiele für parallelwandige Osseotite Certain Implantate (Biomet 3i)

http://biomet3i.com/countries/en/directory/Pdf/Product_Catalog_RevF_DE_final.pdf (10.04.2011)
(mit freundlicher Erlaubnis)

Das Navigator®-System von Biomet 3i zur CT- geführten Chirurgie beinhaltet das Navigator® OP-Set, sowie das Navigator® Labor-Set. Somit wird die Insertion und prothetische Versorgung von parallelwandigen Certain Implantaten ermöglicht.



Abbildung 12: Navigator® OP-Set

http://biomet3i.com/countries/en/directory/Pdf/Product_Catalog_RevF_DE_final.pdf (10.04.2011)
(mit freundlicher Erlaubnis)



Abbildung 13: Navigator® Labor-Set

http://biomet3i.com/countries/en/directory/Pdf/Product_Catalog_RevF_DE_final.pdf (10.04.2011)
(mit freundlicher Erlaubnis)

5.3. Abdrucknahme und Modellherstellung

Nach einer dreimonatigen Einheilzeit erfolgt die Abdrucknahme für die definitive Versorgung. Der entsprechende Twistlock Abformpfosten (Durchmesser ist in den CaseReportForms (CRFs) und der Patienten/innenkartei dokumentiert) wird in das Implantat eingesetzt und nach Ausrichtung des Sechskants eingedreht. Das Abformmaterial wird in einen offenen individuellen Löffel appliziert. Nach dem Abbinden des Materials verbleibt der Twistlock Abformpfosten am Implantat.

Man bringt ein Laboranalog mit geeignetem Durchmesser in den Abformpfosten ein, und anschließend wird der Abformpfosten am Analog in die Abformung reponiert, sodass die Orientierungskerben einrasten und der Implantatsechskant richtig übertragen wird. Es folgen Applikation von Schleimhautmaskenmaterial am Übergang von Abformpfosten zu Analog und Ausgießen des Modells mit Superhartgips der Klasse IV (Sherahard-Rock, DIN EN ISO 6873, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH&Co.KG) gemäß Herstellerangaben (vgl.auch Biomet 3i Handbuch, 2004; http://biomet3i.com/countries/en/directory/Pdf/Product_Catalog_RevF_DE_final.pdf, 10.04.2011).

Tabelle 13: Zeitliche Abfolge

Sitzungen	1	2	3	4	5
	Screening	0. Tag	1. Wo	3. Mo	12. Mo
Anamnese, Befunderhebung, Modelle	X				
CT-Scan	X				
Implantation		X			
Provisorium		X			
Wundkontrolle			X		
Abdrucknahme für definitive Versorgung				X	
definitive Versorgung				X	
Orthopantomogramm		X			
periapikale Röntgenaufnahme		X		X	X

5.4. Messverfahren

Pro Studienfall stehen zwei Gipsmodelle zur Untersuchung zur Verfügung. Ersteres, im weiteren Verlauf als Modell A (Ausgangssituation) bezeichnet, repräsentiert die mittels computerassistierter Planung festgelegte Implantatpositionierung, wobei durch die präfabrizierte Bohrschablone Laboranaloga in das Gipsmodell im Rahmen einer Probeoperation inseriert werden. Das zweite Modell, im weiteren Verlauf als Modell E (Endsituation) bezeichnet, stellt die tatsächliche chirurgisch umgesetzte Position dar und entsteht durch postoperative Abformung und konventionelle Modellherstellung (siehe auch 5.2.). Die Anonymisierung der Patienten/innendaten wurde gewährleistet, indem die einzelnen Gipsmodelle lediglich mit Ziffern gekennzeichnet waren und die Vermessungen der Modelle von einer Person vorgenommen wurden, die vom Planungszeitpunkt über die Operation bis zur Nachsorge nie im Patienten/innenkontakt stand.

In beiden Modellen wurden Encode Heilungsschrauben der Firma Biomet 3i mit Rotationsschutz positioniert. Um Artefakte während des Scanvorgangs zu vermeiden, erfolgte initial eine Bearbeitung der glatten, reflektierenden Oberflächen der Heilungsschrauben durch Sandstrahlen mit einer Korngröße von 50 µm (Fa. Renfert, abrasives Strahlmittel *Cobra* -No. 1594-1205- 50 µm/270 mesh, Edeldkorund Al₂O₃). Die so modifizierten Gingivaformer wurden anschließend mit dem Schraubenzieher (Fa. Bredent; bredent GmbH & Co.KG, Deutschland) und der beiliegenden Handratsche mit einem Drehmoment von 25 Ncm in die Modelle A und E eingebracht.

Eingefräste okklusale Markierungen an den Encode Gingivaformern stellen rigide Strukturen für den Scanvorgang dar. Die auf der okklusalen Oberfläche integrierten Codes definieren spezifisch den Durchmesser der Plattform, die Position des Sechskants, das Emergenz-Profil und die Schulterhöhe des Abutments.

Je nach Implantatdurchmesser unterscheiden sich die kerbenartigen Fräsungen in Design und Anzahl. Bei der Positionierung der Heilungsschrauben am Modell wurde auf eine mesiodistale Ausrichtung der okklusalen Markierungen geachtet, durch den zusätzlichen Rotationsschutz in Form eines Innensechskants sind Lage und Ausrichtung exakt definiert. Die Schulterhöhe der Gingivaformer wurde mit 6 mm gewählt um einerseits die Schattenbildung möglichst gering zu halten (in dunklen Arealen ist keine z-Koordinate am Scan ablesbar), andererseits um über die Angulation noch zuverlässige Aussagen treffen zu können.

Tabelle 14: Implantatlokalisierung, Maße der Encode Abutments

Patient	Lokalisation	Farbcodierung	Maße der Encode Heilungsschraube Durchmesser Impl/Emergenzprofil/Höhe
1	36 37	blau blau	4,1/4,1/6 4,1/4,1/6
2	36 37 46 47	blau blau blau blau	4,1/4,1/6 4,1/4,1/6 4,1/4,1/6 4,1/4,1/6
3	46 47	blau blau	4,1/4,1/6 4,1/4,1/6
4	35 36	gelb gelb	5/6/6
5	35 36 37 44 45	violett violett violett blau blau	3,4/3,8/6 3,4/3,8/6 3,4/3,8/6 4,1/4,1/6 4,1/4,1/6



Abbildung 14: Encode Heilungsschrauben

http://biomet3i.com/countries/en/directory/Pdf/Product_Catalog_RevF_DE_final.pdf (10.04.2011)
(mit freundlicher Erlaubnis)

Mit einem optischen dreidimensionalen Sensor (Laser Scan 3D Pro, Fa. Willytec) wurden die Gipsmodelle A und E mit den eingebrachten, sandgestrahlten Encode Abutments jeweils aus zwei unterschiedlichen Richtungen vermessen. Durch Überlagerungen dieser Teilansichten und Bearbeitung mittels Softwareprogramm entsteht schließlich eine dreidimensionale Ansicht.

5.4.1. Dreidimensionaler Liniensensor

Bei der Beleuchtungseinheit handelt es sich um eine Halbleiter-Laserdiode mit einer Wellenlänge von 670 nm. Diese wird durch eine spezielle Linienoptik in eine Lichtlinie transferiert, die auf die zu vermessende Oberfläche auftrifft. Unter dem Triangulationswinkel durch die Beobachtungsoptik wird die Lichtlinie auf einem CCD Kamerachip abgebildet. Somit werden auch Höhenunterschiede des Profils in einem lateralen Versatz auf den Chip überführt.

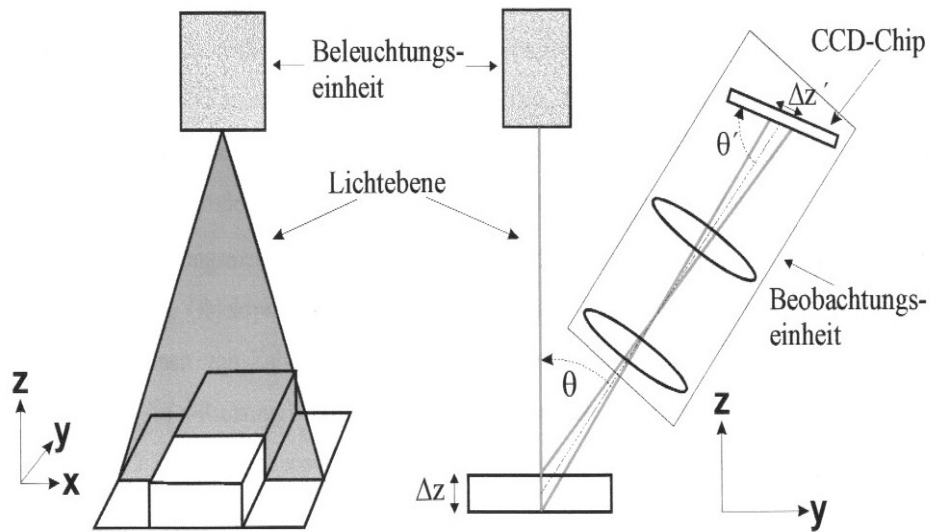


Abbildung 15: Triangulationsanordnung des Scanners
vgl. Mehl, A.: Habilitationsschrift (1998)

Durch Eichung ist es möglich, aus der Größe des Versatzes, die Höhe im Objektraum zurückzurechnen. Der Tiefenschärfebereich ist mit maximal 3,6 cm festgelegt, ohne dass Einbußen der Messgenauigkeit resultieren. Durch schrittweises Verfahren des Objektes auf dem Verschiebetisch in y-Richtung erhält man eine dreidimensionale Oberfläche. Im Scannerinnenraum befindet sich ein Scanschlitten, der sich während des Scanvorgangs von links nach rechts bewegt. Das bedeutet, dass sich der stillstehende Laser am Objekt von rechts nach links bewegt (vgl. Benutzerhandbuch 3D Scanner der Fa. Willytec; Litzemberger, 2007).



Abbildung 16: Willytec Laserscanner 3D

5.4.2. Scanvorgang

Am Schlitten findet sich eine Einspannvorrichtung, bestehend aus zwei fixierten und einem beweglichen Bolzen. Das zu vermessende Modell wird fixiert. Die Aufspannvorrichtung ist in einem Kugelgelenk gelagert und ermöglicht so eine manuelle Ausrichtung in x-, y-, z-Richtung. Mittels Joysticksteuerung wird das eingespannte Modell nun so ausgerichtet, dass der letzte Zahn eines Quadranten mittig unter der roten Scanlinie zu liegen kommt und am PC im Fenster Scan 3D sichtbar wird. Die Joystickbewegung links/rechts wird direkt vom Schlitten ausgeführt, die Joystickbewegung vor/zurück bezieht sich hingegen auf die Steuerung des Objektivs, das eine Verschiebung nach oben/unten ausführt, um eine Fokussierung zu erreichen. Das Studienmodell wird nun mittels manueller Ausrichtung des Scanschlittens beziehungsweise mittels Joysticksteuerung so eingestellt, dass die eingebrachten Gingivaformer möglichst gut erfasst werden können. Die Laserlinie soll dabei mittig bzw. leicht rechts im 3D Scanfenster stehen. Ist dies der Fall, fährt man den Schlitten inklusive Modell abschließend soweit nach links, dass die Laserlinie am rechten Rand des zu scannenden Bereichs liegt. Die Darstellung am PC erscheint immer um 180° gedreht.

Unter dem Programmpunkt „parameters“ kann man step distance, number of steps und x pixel increment individuell einstellen.

Step distance: gibt die Schrittweite des Scanners während des Ab tastens von links nach rechts an. Diese ist ein Vielfaches der Auflösung quer zur Abtastrichtung, welche vom Objektiv mit 30 µm vorgegeben wird.

Tabelle 15: step distances

Einzelzahn	30 µm	= Querauflösung x 1
Brücke/Kieferabschnitt	60 µm	= Querauflösung x 2
Gesamtkiefer	90 µm	= Querauflösung x 3

Number of steps: Anzahl der Schritte mit obiger Auflösung, dies ergibt die Gesamtlänge des Scans (Schrittzahl x Schrittweite). Bei einer Kieferlänge (Scanlänge) von 6 cm (= 60 000 µm) muss für Brücken (60 µm Schrittweite) also eine Schrittzahl von 1000 angegeben werden.

x pixel increment: Anzahl der Pixel pro Schritt. Beim Scannen mit Schlitten von doppelter (oder dreifacher) Querauflösung würde das Objekt in Längsrichtung um den Faktor 2 (bzw. 3) gestaucht. Um dies zu kompensieren, muss die Anzahl der

pro Schritt erfassten Pixel angepasst werden. Dieser Wert korrespondiert daher mit der Schrittweite, d.h. er entspricht dem Faktor, mit dem die Querauflösung multipliziert werden muss um die benötigte Schrittweite zu erhalten ($x \text{ pixel} = \text{Schrittweite} / \text{Querauflösung}$).

Tabelle 16: x pixel

<i>Einzelzahn</i>	1	= 30 μm / Querauflösung 30 μm
<i>Brücke/ Kieferabschnitt</i>	2	= 60 μm / Querauflösung 30 μm
<i>Gesamtkiefer</i>	3	= 90 μm / Querauflösung 30 μm

(vgl. Benutzerhandbuch 3D Scanner der Fa. Willytec; Litzenburger, 2007)



Abbildung 17: Versuchsanordnung 1



Abbildung 18: Versuchsanordnung 2

Die Studienmodelle A und E wurden jeweils mit einer Step distance von 60 μm und einem x pixel increment von zwei vermessen. Beim Scanvorgang fährt der Schlitten unter dem Laser von links nach rechts und das vom Modell reflektierte Licht wird durch das Objektiv abgetastet. Die erhaltenen Scandaten werden anschließend im binären Datenformat (*.xv.Dateien) abgespeichert. Da die Scanbreite 15 mm beträgt, muss der Schlitten solange mit Hilfe aufgeklebter Millimetermaßstäbe in ca. 11 mm Schritten versetzt werden, bis die gesamte Breite des Objekts erfasst wurde. Beim Speichern der Scandaten empfiehlt sich deshalb eine Bezeichnung mit Probandenname-#-L.xv. # steht dabei für eine durchlaufende Zahl von 1 bis zur Anzahl der benötigten Streifen, L für linksstehende Front.

Durch die Triangulationsanordnung des Sensors kann in einem einzelnen Messvorgang nie der gesamte Zahn dreidimensional vermessen werden, da es an sensorabgewandten, steilen Zahnabhängen prinzipiell zu Abschattungen kommt. Deshalb muss ein Modell aus mindestens zwei unterschiedlichen Richtungen vermessen werden.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Modelle um 180° um die Vertikale (z-Richtung) rotiert, sodass die Front einmal links (L bei Scanbezeichnung), einmal rechts (R bei Scanbezeichnung) zu liegen kam.

Die Einzelstreifen der Links- bzw. Rechtsscans müssen anschließend mit einem Matching-Programm zusammengesetzt werden, sodass zwei um 180° gegengerichtete Abbildungen des gesamten Kiefers resultieren. Beim Zusammenfügen werden jeweils zwei Einzelstreifen am PC nebeneinander gelegt, und in dem sich überlappenden Bereich wird nach drei gleichen, reproduzierbaren, Referenzpunkten gesucht, die verbunden ein Dreieck ergeben, an dem sich das Programm beim Übereinanderlegen der beiden Bilder orientiert. Die Standardabweichung sollte dabei unter 25 liegen.

Ergaben sich beim Matchvorgang höhere Werte für die Standardabweichung, so wurden die Vergleichspunkte neu gesetzt, da das Programm nicht in der Lage ist, solche Punkte als eindeutig (im Bezug zur Umgebung) zu identifizieren.

Das Ergebnisbild wird Streifen um Streifen breiter und dient als Grundlage für den jeweils folgenden Matchvorgang. Nach der eigentlichen Vermessung legt man nun auch die zwei um 180° gedrehten Ansichten zu einer Gesamtübersicht zusammen. Damit werden abgeschattete oder untersichgehende Bereiche vervollständigt. Die Gerätespezifikation zur Einzelpunktgenauigkeit des Willytec Laserscanners liegt bei 60 µm (vgl. Benutzerhandbuch 3D Scanner der Fa. Willytec; Litzenburger, 2007).

5.4.3. Abgleich der Koordinatensysteme

Um die Modelle A und E eines Probanden miteinander vergleichen zu können, müssen die Koordinatensysteme zum Positionsvergleich zweier Objekte erst aneinander angeglichen werden.

Zur anschließenden Bestimmung der Übertragungspräzision wurden Rotation und Angulation der Scans der Modelle A und E gegenübergestellt. Zur Erhebung der Rotation wurden bei den Scans A und E jeweils die Mittelpunkte der Gingivaformer, sowie die mesiale bzw. distale Begrenzung der Fräsmarkierung (abhängig davon, welche besser reproduzierbar erschien) mit dem Cursor markiert.

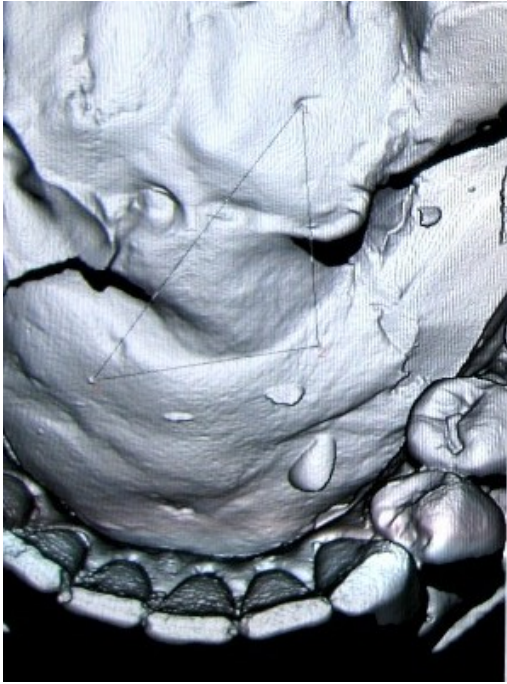


Abbildung 19: Matchen der einzelnen Scanstreifen

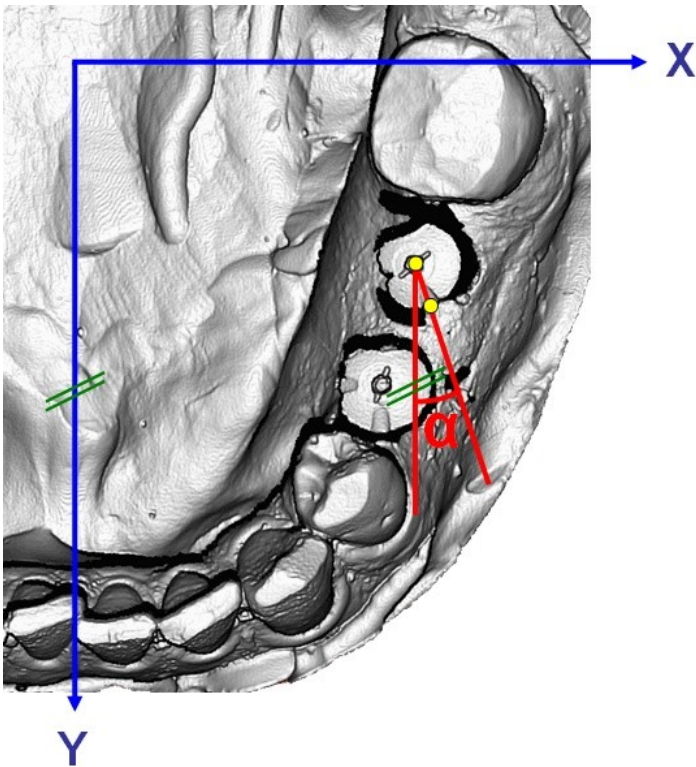


Abbildung 20: Angulations- und Rotationsbestimmung

6. Ergebnisse

Die statistisch-deskriptive Auswertung der Datensätze mittels Microsoft Excelprogramm ergab eine mittlere Änderung der Rotation von $14,04^\circ$ (SD: $\pm 11,6^\circ$, min = $0,09^\circ$, max = $36,47^\circ$) (unabhängig von der Richtung) von Ausgangsmodell A auf Endmodell E. Anhand der nachfolgenden Tabelle lassen sich alle Rotationsänderungen für die einzelnen Implantatlokalisationen exakt ablesen.

Positive Zahlenwerte stellen eine Rotationsänderung im Uhrzeigersinn, negative Zahlenwerte eine Rotationsänderung gegen den Uhrzeigersinn dar.

Da bei Patient P4 die Implantatlokalisation 36 manuell nachkorrigiert wurde, fanden die bei der Vermessung resultierenden Daten keinen Eingang in die Erhebung von Mittelwerten, Standardabweichungen sowie Minima und Maxima. Die Daten sind jedoch tabellarisch und grafisch einsehbar.

Rotation:

Tabelle 17: Rotationsänderung

	M1-dAlpha	M2-dAlpha	M3-dAlpha
P1(36,37)	36,47	33,17	
P2 (36,37)	13,15	-1,72	
P2 (46,47)	0,09	-21,42	
P3 (46,47)	-10,36	-16,27	
P4 (35,36)	-6,47	15,29	
P5 (35,36,37)	20,52	4,54	1,12
P5 (44,45)	-8,33	-15,31	

Mittlere Rotation (unabh. von der Richtung) = $14,04^\circ$ ($\pm 11,6$)

P1(x,y) = Patient 1 (Implantatlokalisation)

M1 = Mittelpunkt Encodegingivaformers des 1. Implantats innerhalb eines Quadranten

M2 = Mittelpunkt Encodegingivaformers des 2. Implantats innerhalb eines Quadranten

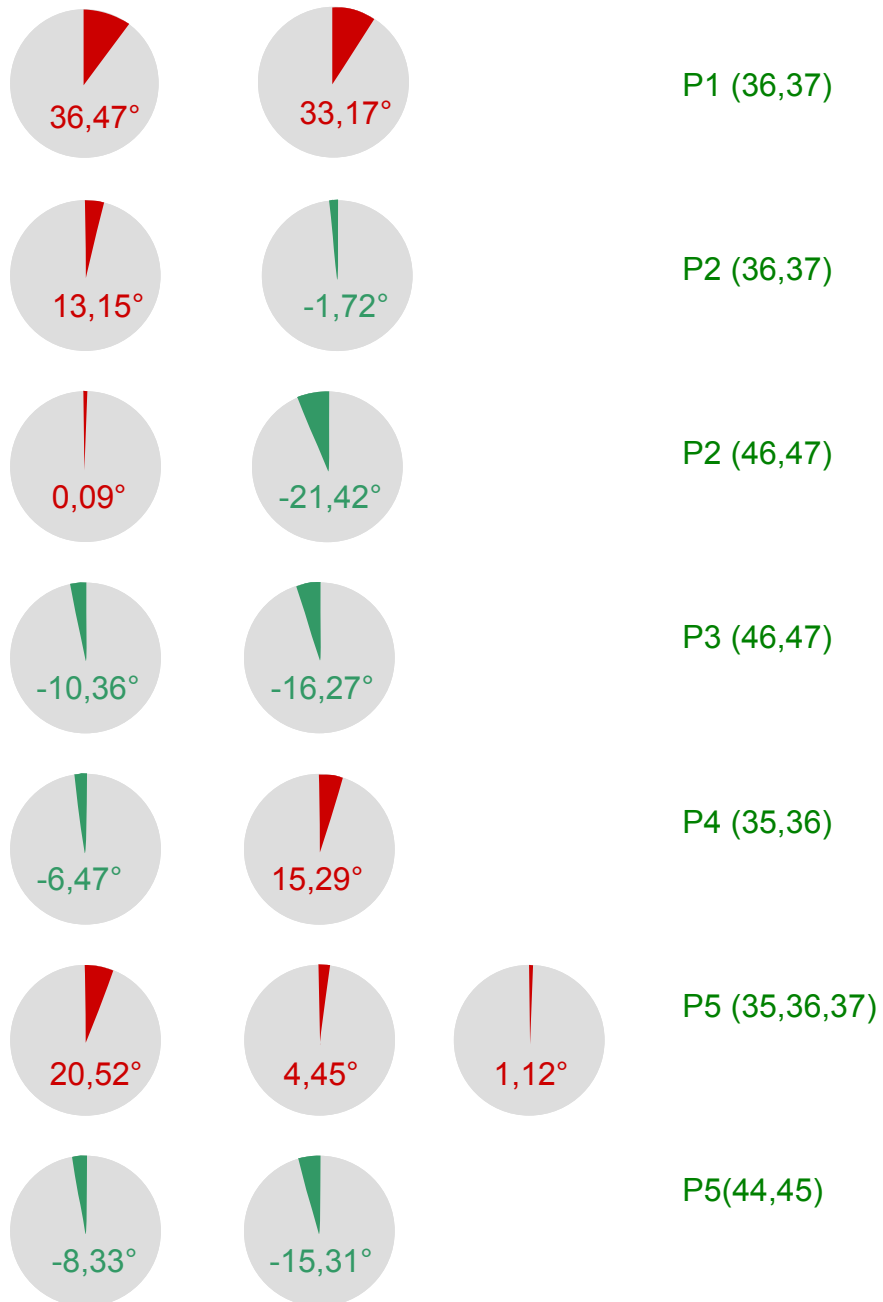
M3 = Mittelpunkt Encodegingivaformers des 3. Implantats innerhalb eines Quadranten

dAlpha = Änderung des Winkel α

Implantat 1

Implantat 2

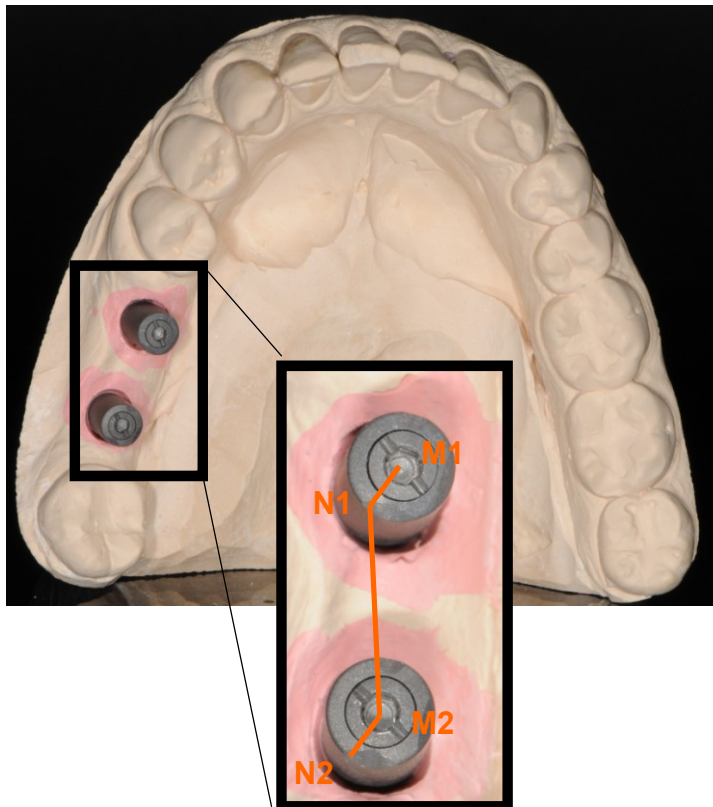
Implantat 3



Rotationsänderung im Uhrzeigersinn

Rotationsänderung gegen den Uhrzeigersinn

Abbildung 21: Rotationsänderungen



M1 Mittelpunkt der
Implantatschraube 35

N1 Nute des
Encodegingivaformers
35 (distale Kerbe)

M2 Mittelpunkt der
Implantatschraube 36

N2 Nute des
Encodegingivaformers
36 (distale Kerbe)

Abbildung 22: Setzen der Markierungen zur Rotationsbestimmung

Die Verschiebungen im Raum wurden in x-, y- und z- Richtung in Millimetern registriert. Die x-Achse stellt dabei die Fronto-Transversale-Achse dar. Positive x-Werte bedeuten eine Verschiebung nach rechts im Koordinatensystem, d.h. im 3. Quadranten nach bukkal, im 4. Quadranten nach lingual. Negative x-Werte bedeuten hingegen eine Verschiebung nach links, d.h. im 3. Quadranten nach lingual, im 4. Quadranten nach bukkal. Die mittlere Verschiebung nach x (unabhängig von der Richtung) ergab 0,27 mm (SD $\pm 0,19$ mm, min = 0,04 mm, max = 0,60 mm).

Die Verschiebungen entlang der y-Achse bedeuten Verschiebungen entlang der Sagitto-Transversalen-Achse. Positive y-Werte stellen eine Verschiebung nach ventral dar, negative y-Werte eine Verschiebung nach dorsal. Die mittlere Verschiebung nach y (unabhängig von der Richtung) beträgt 0,15 mm (SD $\pm 0,13$ mm, min = 0,00 mm, max = 0,34 mm).

Die z- Achse stellt die Fronto-Sagittale-Achse dar. Positive z-Werte bedeuten eine Verschiebung nach kranial, negative z-Werte eine Verschiebung nach kaudal. Die mittlere

Verschiebung nach z (unabhängig von der Richtung) beträgt 0,28 mm (SD $\pm 0,19$ mm, min = 0,02 mm, max = 0,59 mm).

Anhand der nachfolgenden Tabelle lassen sich alle Verschiebungen im Raum für die einzelnen Implantatlokalisationen und Achsen exakt ablesen.

Da bei Patient P4 die Implantatlokalisation 36 manuell nachkorrigiert wurde, fanden die bei der Vermessung resultierenden Daten keinen Eingang in die Erhebung von Mittelwerten, Standardabweichungen sowie Minima und Maxima. Die Daten sind jedoch tabellarisch und grafisch einsehbar.

Verschiebungen im Raum:

Tabelle 18: Verschiebungen entlang der x-, y-, z-Achse

	M1-dX	M1-dY	M1-dZ	M2-dX	M2-dY	M2-dZ	M3-dX	M3-dY	M3-dZ
P1 (36,37)	-0,08	-0,04	-0,02	-0,08	-0,13	0,24			
P2 (36,37)	-0,17	-0,02	-0,55	-0,06	-0,2	-0,54			
P2 (46,47)	0,60	-0,02	-0,59	-0,23	-0,02	-0,12			
P3 (46,47)	0,12	0,00	0,38	-0,04	-0,18	0,17			
P4 (35,36)	-0,04	0,01	0,00	0,79	-2,75	-0,81			
P5 (35,36,37)	-0,43	-0,08	-0,24	-0,54	0,34	-0,18	-0,37	0,28	-0,11
P5 (44,45)	-0,31	0,34	0,09	-0,43	0,28	-0,41			

x-Richtung = Fronto-Transversale-Achse (Frontalebene)

rechts= positiv / links= negativ

y-Richtung = Sagitto-Transversale-Achse (Axialebene)

ventral= positiv/ dorsal= negativ

z-Richtung = Fronto-Sagittale-Achse (Sagittalebene)

kranial= positiv / kaudal = negativ

Mittlere Verschiebung nach x

(unabh. von der Richtung) = 0,27 ($\pm 0,19$)

Mittlere Verschiebung nach y

(unabh. von der Richtung) = 0,15 ($\pm 0,13$)

Mittlere Verschiebung nach z

(unabh. von der Richtung) = 0,28 ($\pm 0,19$)

P1(x,y) = Patient 1 (Implantatlokalisation)

M1 = Mittelpunkt Encodgingivaformers des 1. Implantats innerhalb eines Quadranten

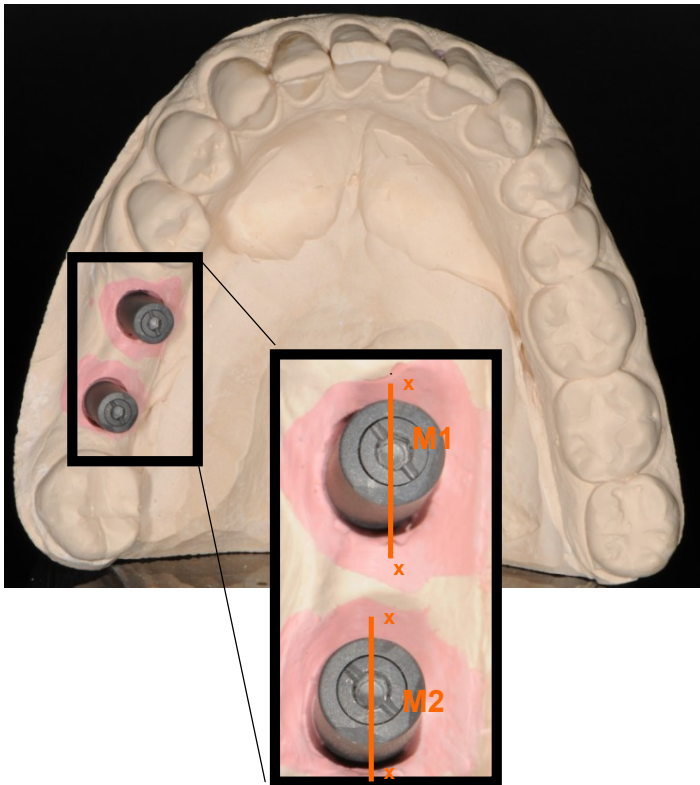
M2 = Mittelpunkt Encodgingivaformers des 2. Implantats innerhalb eines Quadranten

M3 = Mittelpunkt Encodgingivaformers des 3. Implantats innerhalb eines Quadranten

dX = Änderung in x-Richtung

dY = Änderung in y-Richtung

dZ = Änderung in z-Richtung



M1 Mittelpunkt der
Implantatschraube 35
M2 Mittelpunkt der
Implantatschraube 36
x= Punkt mit
Implantatschrauben-
Mittelpunkt identischem x-
Wert

Abbildung 23: Angulationsbestimmung mittels Slices

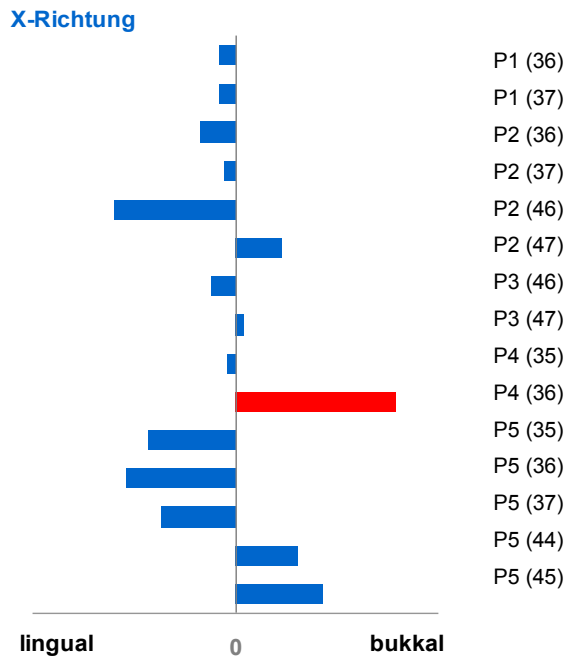


Abbildung 24: Änderungen in X-Richtung

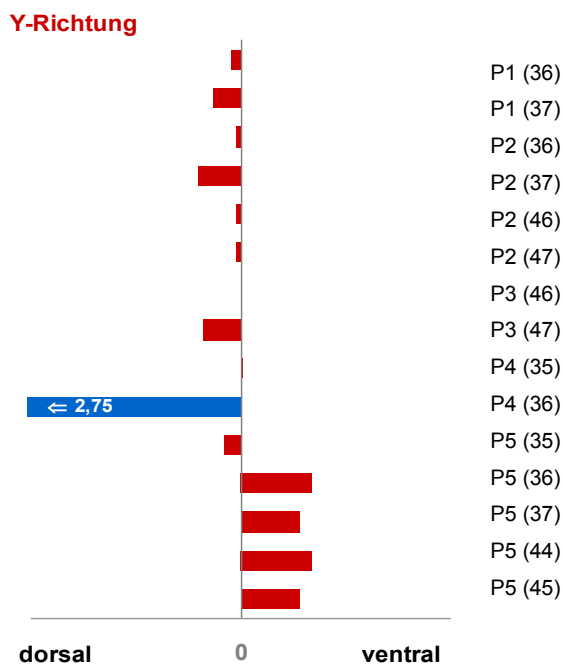


Abbildung 25: Änderungen in Y-Richtung

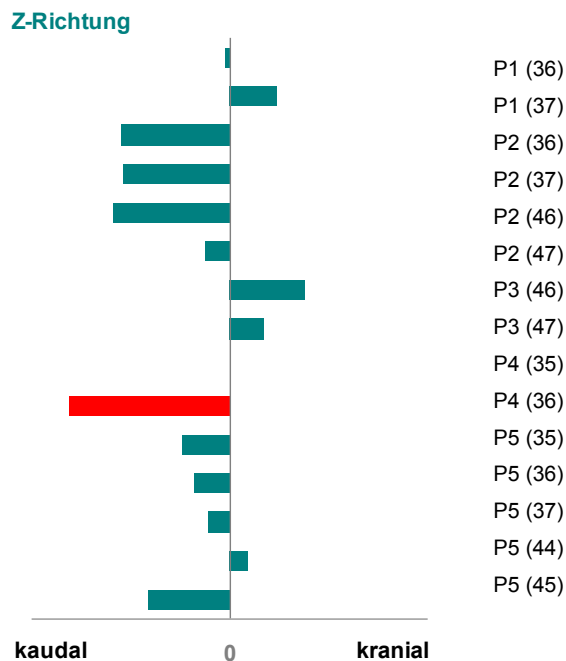


Abbildung 26: Änderungen in Z-Richtung

Abstände im Raum

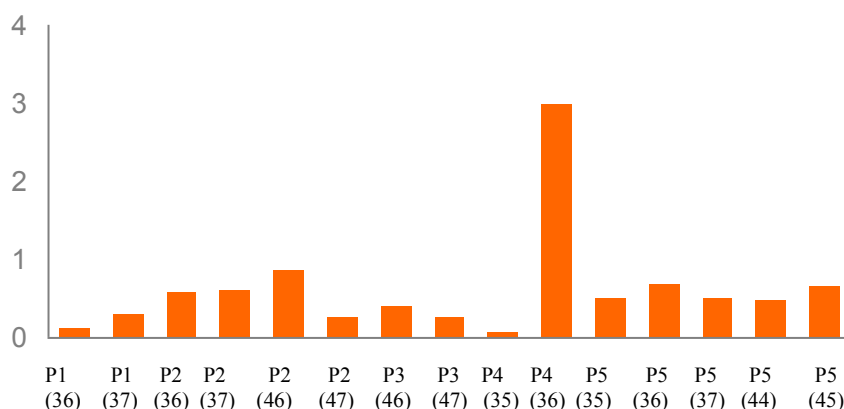


Abbildung 27: Abstände im Raum

Bei den Abständen im Raum werden die Verschiebungen in x-, y- und z- Richtung für die einzelnen Implantatlokalisationen vektoriell addiert, sodass die resultierenden Summen die Gesamtverschiebungen im Raum ergeben. Der mittlere Raumabstand beträgt 0,46 mm (SD $\pm 0,21$, min = 0,09 mm, max = 0,85 mm).

Da bei Patient P4 die Implantatlokalisation 36 manuell nachkorrigiert wurde, fanden die bei der Vermessung resultierenden Daten keinen Eingang in die Erhebung von Mittelwerten, Standardabweichungen sowie Minima und Maxima. Die Daten sind jedoch tabellarisch und grafisch einsehbar.

Raumabstand:

Tabelle 19: Raumabstand

	Impl1	Impl2	Impl3
P1 (36,37)	0,09	0,29	
P2 (36,37)	0,57	0,58	
P2 (46,47)	0,85	0,26	
P3 (46,47)	0,39	0,25	
P4 (35,36)	0,04	2,97	
P5 (35,36,37)	0,49	0,66	0,48
P5 (44,45)	0,47	0,65	

P1(x,y) = Patient 1 (Implantatlokalisierung)

Mittlerer Raumabstand = 0,46 ($\pm 0,21$)

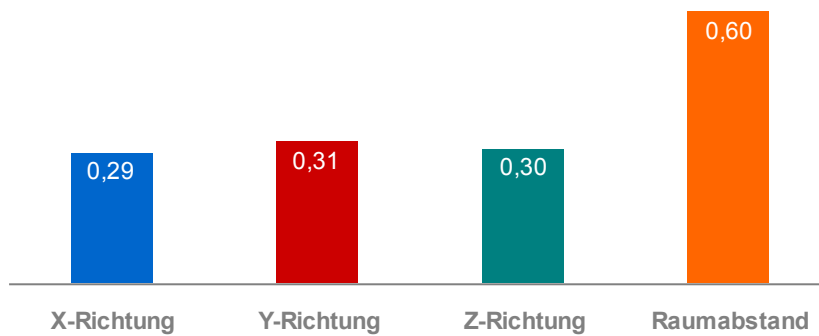


Abbildung 28: Übersicht über die Änderungen im Raum

Die Ergebnisse liegen allesamt innerhalb einer Toleranzgrenze von ≤ 1 mm.

7. Diskussion

Die Entwicklungen der letzten Jahre im Bereich der dentalen Implantologie weisen Richtung computergestützte Chirurgie-Techniken (CAS). Operationsplanung und Navigation erfahren eine deutliche Steigerung der Präzision im Vergleich zu nicht computergestützten Implantationen (vgl. Hoffmann et al., 2005; Westendorff et al., 2005). Eine exakte dreidimensionale Planung stellt die Voraussetzung für eine erfolgreiche dentale Implantation dar. Die präoperativ gewonnenen Informationen müssen auf den Operationssitus übertragen werden. Diese präzise dreidimensionale Umsetzung impliziert die Integration eines Navigationssystems (IGS = Image Guided Surgery) in die Behandlung.

Die Differenzierung der computergestützten Navigation erfolgt in eine echtzeitgeführte Navigation z.B. mittels RoboDent™ oder Arthma Virtual bzw. in eine schablonengeführte Navigation (zahn-, schleimhaut-, bzw. knochengetragen) (vgl. Fortin et al., 2004). Der Trend geht jedoch Richtung schablonengeführte Navigation, da diese kostengünstiger und leichter zu handhaben ist als Echtzeit-Tracking-Systeme (vgl. Esters, 2009).

Die Genauigkeit und Präzision bei Implantatinsertion unter Verwendung verschiedener Navigations- bzw. Schablonensysteme wird in der Literatur kontrovers diskutiert. So stellte Strauß et al. (2006) ein Defizit bei der Bestimmung der Genauigkeit von chirurgischen Navigationssystemen fest. Im Rahmen von navigierten, endoskopischen Nasennebenhöhlenoperationen fiel Strauß et al. eine Diskrepanz zwischen Literaturangaben und der intraoperativen Genauigkeit auf, da kein einheitliches Verständnis über Genauigkeit und Präzision von Navigationssystemen existiert. Somit besteht die Notwendigkeit ein standardisiertes Bewertungsverfahren zur Präzisionsbestimmung zu etablieren (Hauser, 2000; Strauß et al., 2006). Quantitative Analysen lassen sich nur dann vergleichen, wenn dieselben Parameter, insbesondere bei der Wahl des Messverfahrens, definiert wurden (vgl. Strauß, 2006).

Es ergeben sich folgende Fragestellungen:

- Ist es überhaupt möglich, eine adäquate Aussage über die Präzision bei Implantatpositionierung zu erheben?
- Gibt es Entwicklungen von standardisierten Messmethoden zur Überprüfung der Implantatgenauigkeit?
- Besteht eine Möglichkeit, in vivo Überprüfungen durchzuführen, ohne Patienten/innen weiterer Strahlenbelastung auszusetzen?
- Welche Vorteile bringt die schablonengeführte Navigation?

- Was können Gründe für mögliche Ungenauigkeiten bei der Verwendung schablonengeführter Navigation sein?

Die Literatur bietet eine Vielzahl an Studien zum Thema Übertragungsgenauigkeit bei navigierter Implantologie, wobei aufgrund unterschiedlicher Studiendesigns, Versuchsbedingungen und Auswertungsverfahren ein direkter Vergleich schwerfällt.

Zur Überprüfung der Übertragungspräzision von Implantaten werden heute häufig postoperative CT-Daten visuell bzw. semiautomatisch ausgewertet (vgl. Di Giacomo et al., 2005; Ewers et al., 2004; Fortin et al., 2003; Hoffmann et al., 2005; Ruppin et al., 2008). Um eine Abgrenzung der Implantate aus den CT-Datensätzen zu ermöglichen, wird aufgrund des starken Kontrasts zwischen metallischem Implantat und dem umliegenden Gewebe (ca. 3:1 für den kortikalen Knochen und mehr als 10:1 für den spongiosen Knochen) die Segmentierung mittels Schwellenwertbildung (Thresholding) bei hohen Hounsfield-Einheiten herangezogen. Maximal mögliche Ungenauigkeiten der Segmentierung treten aufgrund teilweise bedingter Volumeneffekte innerhalb der Voxel-Größe auf (vgl. Esters, 2009). Als zusätzlicher Nachteil dieser Messmethode gilt die Tatsache, dass der Patient/die Patientin postoperativ nochmals einer Strahlenbelastung ausgesetzt wird.

Durch Überlagern von prä- und postoperativen CT-Daten stellte z.B. Di Giacomo et al. (2005) bei einer in vivo Studie an 21 mittels STL-Surgiguide®-Schablone gesetzten und mittels SimPlant/SurgiGuide® (Materialise Inc., Leuven, Belgien) geplanten Implantaten eine Abweichung am Apex von $2,99 \pm 1,77$ mm (max. 7,1 mm), eine Abweichung an der Schulter von $1,45 \pm 1,42$ mm (max. 4,5 mm) und eine Abweichung der Achse von $7,25 \pm 2,67^\circ$ (max. $12,2^\circ$) von geplanter zur tatsächlicher Implantatposition fest.

Van Assche et al. (2007) inserierte Implantate in formalinfixierte, teilbezahnte Leichenkiefer mittels STL-Bohrschablonen (Oralim® (Medicim, St. Niklaas, Belgien; Procera® (Nobel Biocare AB, Göteborg, Schweden) und erhielt Winkel-Abweichungen von 2° (SD $0,8^\circ$, Streuungsbreite: $0,7 - 4,0^\circ$), Apex-Abweichungen von 2,0 mm (SD 0,7 mm, Streuungsbreite: 0,7-2,4 mm) und Schulter-Abweichungen von 1,1 mm (SD 0,7 mm, Streuungsbreite: 0,3-2,3 mm) durch Überlagern von prä- und postoperativen CT-Daten.

Ozan et al. (2009) untersuchte 110 mittels Stent Cad, Media Lab, Software (La Spezia, Italien) geplante und mittels zahn-, schleimhaut-, oder knochengetragener SLA-Bohrschablone (Ay-Tasarim, Kos-gep, ODTU, Ankara, Türkei) inserierte Implantate anhand prä- und postoperativer CT-Daten auf die Übertragungspräzision. Er fand eine Angulations-Abweichung von $4,1^\circ \pm 2,3^\circ$, eine Abweichung am Apex von $1,41 \pm 0,9$ mm und eine Abweichung am Implantatthals von $1,11 \pm 0,7$ mm.

Das Studiendesign dieser 2009 veröffentlichten Studie stimmt in den wesentlichen Punkten mit der vorliegenden Pilotstudie überein: teilbezahnter Kiefer, zahngetragene Bohrschablonen und flapless surgery. Allerdings fehlen aufgrund der Auswertung mittels Laserscanner Werte für die Abweichung am Implantatapex, die Ozan mit 1,8 mm angibt.

2010 führte die Arbeitsgruppe um Van Assche eine in vitro Studie mit STL-Bohrschablonen (NobelGuide®: Nobel Biocare AB, Göteborg, Schweden; Facilitate®: AstraTech, Mölndal, Schweden) an Plexiglaskörpern durch und erreichte mittlere Winkel-Abweichungen von 4,7°, mittlere Apex-Abweichungen von 1,8 mm und mittlere Schulter-Abweichungen von 0,8 mm.

Die Arbeitsgruppe um Vasak und Zechner publizierte 2011 durchschnittliche Abweichungen an der Implantatschulter von 0,43 mm (buccolingual), 0,46 mm (mesiodistal), 0,53 mm (Tiefe) und am Implantatapex von 0,7 mm (buccolingual), 0,63 mm (mesiodistal) und 0,52 mm (Tiefe). Die maximale Abweichung von 2,02 mm wurde corono-apical gemessen. Signifikant geringere Abweichungen lieferten Insertionen in anterioren Kieferabschnitten, sowie Insertionen in der Mandibula im Vergleich zu Insertionen in posterioren Kieferabschnitten bzw. in der Maxilla (vgl. Vasak & Zechner, 2011).

Auch die im Rahmen der Diplomarbeit durchgeführte prospektive Pilotstudie zur Überprüfung der medizinischen Wirksamkeit navigierter Implantologie im Hinblick auf die Übertragungspräzision liefert sehr gute Ergebnisse zu Gunsten eines navigierten, schablonengeführten Vorgehens: eine mittlere Änderung der Rotation von 14,04° (SD: ± 11,6°, min = 0,09°, max = 36,47°), eine mittlere Verschiebung nach x von 0,27 mm (SD ±0,19 mm, min = 0,04 mm, max = 0,60 mm), eine mittlere Verschiebung nach y von 0,15 mm (SD ±0,13 mm, min = 0,00 mm, max = 0,34 mm), eine mittlere Verschiebung nach z von 0,28 mm (SD ±0,19 mm, min = 0,02 mm, max = 0,59 mm) sowie ein mittlerer Raumabstand von 0,46 mm (SD ±0,21, min = 0,00 mm, max = 0,85 mm).

Berücksichtigt man bei den Verschiebungen entlang der einzelnen Raumachsen auch die Vorzeichen, so lässt sich erkennen, dass die einzelnen Implantate eher nach lingual, kaudal bzw. dorsal abweichen. Dieser Umstand dürfte behandler/innenabhängig sein. Die Implantatinsertion erfolgte bei der vorliegenden Pilotstudie immer durch denselben Operateur. Die Arbeitsgruppe um Vasak und Zechner (2011) konnte bei den Verschiebungen entlang der einzelnen Raumachsen zusätzlich eine behandler/innenabhängige Lernkurve erkennen.

Arisan et al. (2010) untersuchte die Übertragungsgenauigkeit von knochen- bzw. schleimhautgetragenen STL-Bohrschablonen, Azari et al. (2008) ausschließlich diese von schleimhautgetragenen Schablonen. Beide Studien zeigten eine gute Übertragungsgenauigkeit, vor allem kristallisierten sich jedoch die Vorteile einer

schablonengeführten „flapless surgery“ deutlich heraus: Reduktion der Operationsdauer, verminderte postoperative Komplikationen (Schmerz, Schwellung), eingeschränkter Bedarf an Analgetika, hoher Patienten/innenkomfort und hohe Zufriedenheit.

Trotzdem kann man auch bei navigierter, schablonengeführter Implantologie Abweichungen der in vivo Implantatpositionierung zur präoperativ geplanten Implantatpositionierung feststellen.

Aufgrund der aktuellen Literatur lässt sich zusammenfassen:

- dass navigierte Implantologie eine sehr gute Umsetzung der präoperativen Planung in die chirurgische Situation verspricht.
- dass sich die Abweichungen innerhalb einer Toleranzgrenze bewegen und geringer als bei der konventionellen Implantataufbereitung sind.
- dass eine schablonengeführte Implantologie durch die Technik der „flapless surgery“ eine Minimierung der postoperativen Beschwerden ermöglicht.
- dass navigierte Implantologie die Herstellung von Provisorien bereits präoperativ ermöglicht.

8. Konklusion

Die Ergebnisse dieser prospektiven Pilotstudie zur Übertragungsgenauigkeit liegen in allen drei Raumrichtungen unter 1 mm Toleranzbereich von geplanter zur tatsächlicher Implantatposition, sodass die „safety zone“ von 1,5 mm circular und 2 mm am Apex des Implantats unangetastet bleibt. Somit stellt die navigierte Implantologie in Kombination mit schablonengeführtem Vorgehen eine sichere Methode dar um vitale Strukturen zu schonen.

Bei einem Pool von n=15 untersuchten Implantaten lässt sich nur von einer erkennbaren Tendenz sprechen, valide Daten sind noch ausständig.

Trotz diverser Studien über die Präzision bei navigierter Implantologie fällt ein Vergleich aufgrund der unterschiedlichen Studiendesigns schwer. Daraus resultiert die Forderung nach standardisierten Studienbedingungen und Bewertungsverfahren.

Literaturverzeichnis

Almog, D.M., LaMar, J. & LaMar, F. (2006): *Cone beam computerized tomography-based dental imaging for implant planning and surgical guidance, Part I.: single implant in the mandibular molar region*, in: J Oral Implantol, 2006, 32:S. 77-81

Alp, M.S. & Dujovny, M. (1998): *Head Registration Techniques for Image-guided Surgery*, in: Neurol Res, 1998, 20: S. 31-37

Anon, J.B. et al. (1994): *Computer assisted endoscopic sinus surgery*, in: Laryngoscope, 1994, 104: S. 901-905

Arisan, V., Karabuda, C.Z., Özdemir, T. (2010): *Implant surgery using bone- and mucosa-supported stereolithographic guides in totally edentulous jaws: surgical and post-operative outcomes of computer-aided vs. standard techniques*, in: Clin. Oral Impl Res, 2010, 21:S. 980-988

Azari, A., Nikzad, S., Kabiri, A. (2008): *Using computer-guided implantology in flapless implant surgery of a maxilla: a clinical report*, in: Journal of Oral Rehabilitation, 2008

Balshi, S.F., Wolfinger, G.J. & Balshi, T.J. (2006): *Surgical planning and prosthesis construction using computer technology and medical imaging for immediate loading of implants in the pterygomaxillary region*, in: Int J Periodontics Restorative Dent, 2006, 26:S. 239-247

Balshi, S.F., Wolfinger, G.J. & Balshi, T.J. (2006): *Surgical planning and prosthesis construction using computed tomography, CAD/CAM technology and the internet for immediate loading of dental implants*, in: J Aesthet Restor Dent, 2006b, 18:S. 312-323

Becker, W. & Doerr, J. (2005): *Three dimensional software for fabrication of a surgical template and final implant-supported for a fully edentulous maxilla: a case report*, in: Compend Contin Educ Dent, 2005, 26:S. 802, 804-807

Berry, J. et al. (2003): *Making image guidance work: understanding control of accuracy*, in: Ann Otol Rhinol Laryngol, 2003, 122: S. 689-692

Besimo, C.E., Lambrecht, J.T., Guindy, J.S. (2000): *Accuracy of implant treatment planning utilizing template-guided reformatted computed tomography*, in: Dentomaxillofacial Radiology, 2000, 29(1):S. 46-51

Biomet 3i Handbuch (2004)

http://biomet3i.com/countries/en/directory/Pdf/Product_Catalog_RevF_DE_final.pdf (10.04.2011)

Blanchet, E. et al.(2004): *An image-guided system based on custom templates: case report*, in: Clin Implant Dent Relat Res, 2004, 6:S. 111-119

Casap, N. et al. (2005): *Intraoperative Computerized Navigation for Flapless Implant Surgery and Immediate Loading in Edentulous Mandible*, in: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2005, 20 (1):S. 92-98

Chiche, F. & Leriche, M. (1998): *Multidisciplinary implant dentistry for improved aesthetics and functions*, in: Pract Proced Aesthet Dent, 1998, 10: S. 177-186

Choquet, V. et al. (2001): *Clinical and radiographic evaluation of the papilla level adjacent to single-tooth dental implants. A retrospective study in the maxillary anterior region*, in: J. Periodontol, 2001, 12: S. 1364-1371

Christoph, R. & Neuman, H.J.(2003): *Multisensorkoordinatenmesstechnik Produktionsnahe optischtaktile Maß-, Form- und Lagebestimmung*. Verlag moderne Industrie, Landsberg / Lech, 2003

Claes, J. et al. (2000): *Accuracy of computer navigation in ear, nose, throat surgery: the influence of matching strategy*, in: Arch Otolaryngol Head Neck Surg, 2000, 126(12): 1462-1466

Cohnen, M. et al. (2002): *Radiation dose in Dental Radiology*, in: Eur Radiol, 2002, 12: S. 634-637

Degidi, M.; Nardi, D.; Piattelli, A. (2008): *Peri-implant tissue and radiographic bone levels in the immediately restored single-tooth implant. A retrospective analysis*, in: J. Periodontol, 2008, 79: S. 252-259

Di Giacomo, G.A.P. et al. (2005): *Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results*, in: Journal of Periodontology, 2005, 76(4):S. 503-507

Edinger, D. (2001): *Intraoperative Navigation in Verbindung mit implantatprothetischer Planung*, in: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2001, 56: S. 415-418

Eggers, G., Patellis, E., Mühling, J. (2009): *Accuracy of Template-Based Dental Implant Placement*, in: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2009, 24:S. 447-454

Esters, S. (2009): *Vergleich zweier Messverfahren zur Überprüfung der Implantatgenauigkeit in der Navigationschirurgie. Computertomographie (CT) vs. Koordinatenmessgerät (KMG). Eine In-*

vitro-Studie, Diss., medizinische Fakultät der rheinisch-westfälischen technischen Hochschule Aachen, 2009

Fortin, T. et al. (2000): *Precise dental implant placement in bone using surgical guides in conjunction with medical imaging techniques*, in: J Oral Implantol, 2000, 26: S. 300-303

Fortin, T. et al. (2002): *Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on Cone-Beam-Ct scan images through a robotic drilling machine - an in vitro study*, in: Clinical Oral Implants Research, 2002, 13: S. 651-656

Fortin, T. et al. (2003): *Reliability of preoperative planning of an image-guided for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study*, in: International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2003, 18(6): S. 886-893

Fortin, T. et al. (2004): *An image-guided system-drilled surgical template and trephine guide pin to make treatment of completely edentulous patients easier: a clinical report on immediate loading*, in: Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2004, 6(2): S. 111-119

Frank, B. (1994): *Die Übertragungsgenauigkeit von Implantaten auf das Meistermodell*, Diss., medizinische Fakultät der Karl-Franzens-Universität Graz, 1994

Gaggl, A., Schultes, G. & Kärcher, H. (2001): *Navigational precision of drilling tool preventing damage to the mandibular canal*, in: Journal of Cranio- Maxillofacial Surgery, 2001, 29:S. 271-275

Ganz, S.D. (2003): *Use of stereolithographic models as diagnostic and restorative aids predictable immediate loading of implants*, in: Pract Proced Aesthet Dent, 2003, 15:S. 763-771

Ganz, S.D. (2005): *Presurgical planning with CT-derived fabrication of surgical guides*, in: J Oral Maxillofac Surg, 2005, 63:S. 59-71

Ganz, S.D. (2006): *Techniques for the use of CT imaging for the fabrication of surgical guides*, in: Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am, 2006, 14:S. 75-97

Gastaldo, J.F. et al. (2004): *Effect of the vertical and horizontal distances between adjacent implants and between a tooth and implant on the incidence of interproximal papilla*, in: J. Periodontol, 2004, 75: S. 1242-1246

Gehrke, P.; Degidi, M.; Dhom, G. (2008): *Die dreidimensionale Positionierung von Implantaten – Ein Fokus auf Ästhetik*, in: Implantologie, 2008, 16(2): S. 131-139

Golfinos, J.G. et al. (1995): *Clinical use of a frameless stereotactic arm: results of 325 cases*, in: J Neurosurg, 1995, 83: S. 197-205

Gomez-Roman, G. (2003): *Flap methods and implant positioning. Surgical recommendations for the single tooth gap*, in: Z Zahnärztl Implant, 2003, 19(4)

Grunder, U. (2000): *Stability of the mucosa: topography around single-tooth implants and adjacent teeth. 1-year results*, in: Int. J.Periodontics Restorative Dent, 2000, 20: S. 11-17

Gunkel, A.; Thumfart, W. & Freysinger, W. (2000): *Computergestützte 3D-Navigationssysteme-Überblick und Standortbestimmung*. HNO, 2000, 48: S. 75-90

Haßfeld, S. & Mühling, J. (2001): *Computer assisted oral and maxillofacial surgery – a review and an assessment of technology*, in: International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2001, 30: S. 2-13

Haßfeld, S. & Stein, W. (2000): *Dreidimensionale Planung für die dentale Implantologie anhand computertomographischer Daten*, in: Dtsch Zahnärztl Z, 2000, 55: S. 313-325

Haßfeld, S.; Mühling, J. & Zöller, J. (1995): *Intraoperative navigation in oral and maxillofacial surgery*, in: International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1995, 24:S. 111-119

Häupl, E. (2010): *Bedienungsanleitung 3D- Scanner*, 2010, Zahnklinik Graz

Hauser, R.(2000): *Computerunterstützte 3D-Navigationssysteme – Plädoyer für ein Fehlermodell*, in: HNO, 2000, 2: S.71-74.

Hauser; R. (2000): *Computerunterstützte 3D-Navigationssysteme – Plädoyer für ein Fehlermodell*. HNO,2000, 2: S. 71-74

Hermann, J.S. et al. (2000): *Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible*, in: J. Periodontol, 2000, 71: S. 1412-1424

Hoffmann, J. et al. (2005): *Accuracy Assessment of Image-Guided Implant Surgery. An Experimental Study*, in: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2005, 20: S. 382-386

Hoffmann, J. et al. (2005): *Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model*, in: Clinical Oral Implants Research, 2005, 16: S.609-614.

Horwitz, J., Zuabi, O., Machtei, E.E. (2009): *Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system. An in vitro study*, in: Clin. Oral Impl Res, 2009, 20:S. 1156-1162

Hümmeke, S.; Voßhans, J. & Esser, E. (2004): *Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie (DVT)*, in: Quintessenz, 2003, 54(10): S. 1105-1112

Ikumi, N.; Tsutsumi, S. (2005): *Assessment of Correlation Between Computerized Tomography Values of the Bone and Cutting Torque Values at Implant Placenment: A Clinical Study*, in: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2005, 20: S. 253-260

Jacobs, K. (1997): *Computertomographie in der Implantologie*, in: ZWR, 1997, 104(4): S. 16-22

Jacobs, R. & Van Steenberghe, D. (1998): *Radiographic planning and assessment of endosseous oral implants*. Springer Verlag, Berlin

Klein, M. & Abrams, M. (2001): *Computer-guided surgery utilizing a computer-milled surgical template*, in: Pract Proced Aesthet Dent, 2001, 13:S. 165-169

Klimek, L. & Mösges, R. (1998): *Computer-assistierte Chirurgie (CAS) in der HNO-Heilkunde. Entwicklungen und Erfahrungen aus dem ersten Jahrzehnt der Anwendung*. Laryngorhinootologie, 1998, 77:S. 275-282

Koeck, B. & Wagner, W. (2004) *Implantologie*. Urban&Fischer, Elsevier GmbH, München

Kremser, C. et al. (1997): *Image registration of MR and CT images using frameless fiducial marker system*, in: Magn Reson Imag, 1997, 15: S. 579-585

Lal, K. et al. (2006): *Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic Implant Planning and placement. Part I. The concept*, in: J. of Prosthodontics, 2006, 15(1): S. 51-58

Lal, K. et al. (2006): *Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic Implant Planning and placement. Part II. A clinical report*, in: J. of Prosthodontics, 2006, 15(2): S. 117-122

Lambrecht, J.T. & Besimo, C.E. (2004): *Diagnostik, Planung, Aufklärung*. in: Koeck & Wagner. Implantologie. Urban&Fischer, Elsevier GmbH, München, 2004: S. 27-46

Lang, N.P. et al. (2004): *A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at last 5 years. II combined tooth-implant-supported FPDs*, in: Clin Oral Implants Res, 2004, 15: S. 643-653

Lavallee, S. (1996): *Registration for Computer-integrated Surgery: Methodology, State of the Art*, in: Computer Integrated Surgery, S.L.R.H. Taylor, G. Burdea, R. Mosges, Editor 1996, The MIT Press: Cambridge, MA, 1996: S. 77-97

Lehmann, T. et al. (1997): *Bildverarbeitung für die Medizin*, Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York

Lewandowski, S. (2007): *Laser- und Navigationsgestützte orale Implantologie. Eine Literaturanalyse*, Diss., Fakultät für Medizin der Technischen Universität München

Lindh, C. et al. (1996): *Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible*, in: Dentomaxillofac Radiol, 1996, 25: S. 146

Lindorf, H.H.& Müller-Herzog, R. (2009): *Der implantologische „Maximalfall“ -3D – Diagnostik, -Planung und – Navigation*, in: ZMK, Jg.25, 5: S. 2-10

Litzenburger, A.P. (2007): *Parametrisierung unbekannter Zahnoberflächen mittels des biogenerischen Zahnmodells*, Diss., an der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität zu München, 2007

Lorenzoni, M. (1999): *Implantatprothetische Versorgung des Oberkieferseitenzahnbereiches unter besonderer Berücksichtigung der Sinus Augmentation*, Habilitation, 1999

Lüth, T. & Bier, J. (2007): *Neue Technologien in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*, in: Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, 4edn, H.H. Horch (Ed.). Elsevier, 2007: S. 37-56

Lüth, T. et al. (1997): *Comparison of Navigation Systems and a Robot System for Image-guided Implantation of Catheters*. Computer Integrated Surgery, 1997

Marchack, C.B. & Moy, P.K. (2003): *The use of a custom template for immediate loading with the definitive prosthesis: a clinical report*, in: J Calif Dent Assoc, 2003, 31:S. 925-929

Marmulla, R. et al. (2002): *Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie*, in: Z Zahnärztl Implantol, 2002, 18: S. 152-158

Maurer, C.R. et al. (1997): *Registration of head volume images using implantable fiducial markers*, in: IEEE Trans Med Imaging, 1997, 16: 447-462

Mehl, A.: *3D-Datenerfassung und CAD/CAM-Technologie in der restaurativen Zahnmedizin – Entwicklung, Einsatz und Perspektiven eines neuen Verfahrens*. Habilitationsschrift (1998)

Miene, A. (2006/07): *Bildverarbeitung. Vom Pixel zum Objekt*, Powerpointvortrag, Folien 1- 79, Universität Bremen, WS 2006/07

Möbes, O. et al. (2000): *Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie*, in: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2000, 55: S. 335-339

Mödritscher, V. (1997): *Prothetische Präzision auf Implantaten*, Diss., medizinische Fakultät der Karl-Franzens-Universität Graz, 1997

Ozan, O. et al. (2009): *Clinical Accuracy of 3 Different Types of Computed Tomography-Derived Stereolithographic Surgical Guides in Implant Placement*, 2009, S. 394-401

Parel, S.M. & Triplett, R.G. (2004): *Interactive imaging for implant planning, placement and prosthesis construction. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, in: J Oral Maxillofac Surg, 2004, 62:S. 41-47

Pschyrembel Klinisches Wörterbuch (1998), 258.Auflage, S. 753

Rosenfeld, A.L., Mandelaris, G.A. & Tardieu, P.B. (2006): *Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes.Part I: diagnostics, imaging and collaborative accountability*, in: Int J Periodontics Restorative Dent, 2006, 26:S. 215-221

Rosenfeld, A.L., Mandelaris, G.A. & Tardieu, P.B.: *Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes.Part II: rapid-prototype medical modelling*, in: Int J Periodontics Restorative Dent, 2006, 26:S.347-353

Ruppin, J. et al. (2008): *Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems*, in: Clinical Oral Implants Research, 2008, 19(7):S. 717-723

Sarment, D.P., Al-Shammari, K. & Kazor, C.E. (2003): *Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases*, in: International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 2003, 23(3):S. 287-295

Sarment, D.P., Sukovic, P. & Clinthorne, N. (2003): *Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide*, in: International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2003, 18(4):S. 571-577

Schermeier, O. (2002): *Ein Navigationssystem für die dentale Implantologie*, Diss., Fraunhofer

Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik, Berlin, 2002

Schramm, A. et al. (2000): *Rechengestützte Insertion von Zygomaticumimplantaten nach ablativer Tumorchirurgie*. Mund-, Kiefer- Gesichtschirurgie, 2000, 4(5):S.292-295

Schramm, A.; Gellrich, N.C.; Randelzhofer, P.; Schneider, U.; Gläser, R. & Schmelzeisen, R. (2000): *Use and abuse of navigational surgery in oral implantation*, CARS Computer Assisted Radiology and Surgery, San Francisco, 2000: S. 923-926

Schwenzer, N. & Ehrenfeld, M. (2009): *Zahnärztliche Chirurgie*, Thieme Verlag, Stuttgart New York (2009)

Spiekermann, H. (1994): *Implantologie. Farbatlas der Zahnmedizin*, Band 10, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York (1994)

Spray, J.R. et al. (2000): *The influence of bone thickness on the facial marginal bone response: stage-1 placement through stage-2 uncovering*, in: Ann Periodontol, 2000, 5: S. 119-128

Steinmeier, R. et al. (2000): *Factors Influencing the Application Accuracy of Neuronavigation Systems*, in: Stereotact Funct Neurosurg, 2000, 75: 188-202

Strauß, G. et al. (2006): *Accuracy and precision in the evaluation of computer assisted surgical systems. A definition*, in: HNO, 2006, 54: S.78-84.

Sudbrink, S.D. (2005): *Computer-guided implant placement with immediate provisionalization: a case report*, in: J Oral Maxillofac Surg, 2005, 63:S. 59-71

Tardieu, P.B., Vrielinck, L. & Scolano, E. (2003): *Computer-assisted implant placement. A case report: Treatment of the mandible*, in: Int J Oral Maxillofac Implants, 2003, 18:S. 599-604

Tarnow, D. et al. (2003): *Vertical distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants*, in: J. Periodontol, 2003, 74(12): S. 1785-1788

Van Assche, N. et al. (2007): *Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study*, in: J Clin Periodontol, 2007, 34:S. 816-821

Van Assche, N., Quirynen, M. (2010): *Tolerance within a surgical guide*, in: Clin. Oral Impl Res, 2010, 21:S. 455-458

Van Steenberghe, D. et al. (2002): *A custom template and definitive prosthesis allowing*

immediate implant loading in the maxilla: a clinical report, in: Int J Oral Maxillofac Implants, 2002, 17: S. 663-670

Van Steenberghe, D. et al. (2003): *Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers*, in: Clinical Oral Implants Research, 2003, 14: S. 131-136

Van Steenberghe, D. et al. (2004): *High precision planning for oral implants based on 3-D CT scanning. A new surgical technique for immediate and delayed loading*, in: Appl Osseointegr Res, 2004, 4: S. 39-42

Van Steenberghe, D. et al. (2005): *A computed tomographic scanner-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study*, in: Clinical Oral Implants, 2005, 7:S. 111-120

Vasak, C. & Zechner, W. (2010): *Schablonen-geführte Implantation I: Komplikationsanalyse und Langzeiterfahrungen. Schablonen-geführte Implantation II: Wissenschaftliche Daten und klinische Relevanz*, Rot&Weiß Kongress, Zell/See, 2010

Vasak, C. et al. (2011): *Computed tomography-based evaluation of template (NobelGuide™)-guided implant positions: a prospective radiological study*, in: Clin Oral Implants Res, 2011

Viegas, V.N. et al. (2010): *Transference of a virtual planning and planning over biomedical prototypes for dental implant placement using guided surgery*, in: Clin. Oral Impl Res, 2010, 21:S. 290-295

Visser, H. (1997): *Untersuchungen zur Optimierung der parodontologischen Röntgendiagnostik*. Habilitationsschrift an der medizinischen Fakultät der Georg-August Universität zu Göttingen, 1997

Vrielinck, L. et al. (2002): *Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study*, in: International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2002, 32: S.7-14

Watanabe, E. et al. (1991): *Open surgery assisted by the neuronavigator, a stereotactic, articulated, sensitive arm*, in: Neurosurg, 1991, 28:S. 792-800

Weiberich, G. & Wagner, W. (2004): *Operatives Vorgehen*, in: Implantologie. Urban&Fischer, Elsevier GmbH, München, 2004: S. 99-157

Wennerberg, A., Albrektsson, T. (2010): *On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions*, in: International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010, 25(1): S. 63-74

Westendorff, C. et al. (2005): *Accuracy and interindividual outcome of navigation guided socket drilling in an experimental setting*, in: Lemke, H. U.; eds. CARS 2005, Proceedings of the 19th international congress and exhibition, International Congress Series 1281, 1st edition, 2005, S. 1205-1210, Netherlands: Elsevier (2005).

Willytec (2007): *Benutzerhandbuch 3D Scanner der Fa. Willytec*; Litzburger, 2007

Wittwer, G. et al. (2007): *Prospective Randomized Clinical Comparison of 2 Dental Implant Navigation Systems*, in: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2007, 22: S. 785-790

Wittwer, G. et al. (2007): *Navigated Flapless Transmucosal Implant Placement in the Mandible: A Pilot Study in 20 Patients*, in: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2007, 22: S. 801-807

Wu, Y.J.; Huang, S.M.; Chan, C.P. (2003): *The influence of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence of the interproximal dental papilla*, in: Chang Gung Med, 2003, 26(11): S. 822-888

Appendix

Dieses Dokument wurde auf Microsoft Word for Windows 2003 (Microsoft Corporation, Redmont, Washington, USA) erstellt. Alle statistischen Auswertungen erfolgten mit Microsoft Excel for Windows 2003. Die Schrift wurde mit Arial, Größe 11, 1,5 – facher Zeilenabstand gesetzt. Die Literaturrecherche erfolgte unter Verwendung von Pubmed. Die Referenzen wurden gewissenhaft als solche ausgewiesen.

Nach Rücksprache mit der Ethikkommission der Medizinischen Universität Graz wurden die verwendeten Methoden zur Anonymisierung der Datensätze von Univ.Prof. DI Dr. Rehak für ausreichend erklärt. Die Anonymisierung der Patienten/innendaten wurde gewährleistet, indem die einzelnen Gipsmodelle lediglich mit Ziffern gekennzeichnet waren, und die Vermessungen der Modelle von einer Person vorgenommen wurden, die vom Planungszeitpunkt über die Operation bis zur Nachsorge nie im Patienten/innenkontakt stand.

Curriculum Vitae

Personal Information	
Name	Sudy Claudia
Address	Pachern Hauptstraße 5, 8075 Hart/Graz, Austria
E-Mail	claudia.sudy@stud.meduni-graz.at
Nationality	Austria
Date of Birth	06th of October, 1985
Place of Birth	Schwarzach/Pongau
Education	
since October 2004	Diploma programme Dentistry at Graz University of Medicine
June 2004	Matura (A-levels) passed with distinction
1996-2004	High school with main focus on business related topics (Wirtschaftskundliches Bundesrealgymnasium Graz, Sandgasse 40, 8010 Graz)
1992-1996	Elementary school (Volksschule Pachern, Pachern Hauptstr. 117, 8075 Hart/Graz)