

Aus der Abteilung Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie  
(Prof. Dr. med. Dr. med. dent. H. Schliephake)  
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

Evaluierung der Übertragungsgenauigkeit des Systems med3D zur  
navigationsgestützten Platzierung dentaler Implantate mit und ohne  
Schablonenfixation

INAUGURAL – DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades

für Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Lauer-Saridakis, Dagmar

aus Fulda

Göttingen 2011

**Dekan: Prof. Dr. med. C. Frömmel**

**I. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. W. Engelke**

**II. Berichterstatter/in: Priv.-Doz. Dr. med. Wachowski**

**III. Berichterstatter/in: Prof. Dr. rer. Nat. Virsik-Köpp**

**Tag der mündlichen Prüfung: 08.04.2013**

---

.	5
.1 Konzepte der	7
.2. Konventionelle	8
.3. CT-basierte dreidimensionale	9
.4. Schablonentechnik und	12
.5.	15
. Material und	16
.1.	16
.2. Datengrundlage: Datenakquisition im Spiral-	17
.3.	18
.4. Transfer der gewonnenen Planungsdaten auf die	23
.5. Schablonenfixierung und	25
.6. Analyse mit dem	27
.7. Statistische	33
.	34
.	41
.1 Genauigkeit der Implantatplanung mit dem med3D-	41
.1.1 Methodische Aspekte der dreidimensionalen	41
.1.2. Software und	45
.1.3	46
.1.4	48
.1.5 Auswertung der Implantatposition mit	50
.2 Präzision der Umsetzung der	51
.2.1 Fehlerquellen bei der	51
.2.2 Fehlerquellen bei klinischem	52
.3. Bedeutung der Schablonenfixation anhand der eigenen	58
.4	59

.	61
.	63
.1 Messungen aus dem Matching Programm (Excel)	63
.2 Exemplarische Übersicht von IGTP-Studien in vivo und in vitro und deren	64
.	65

## 1. Einleitung

Gestiegene ästhetische Ansprüche und die Bereitschaft zur Rehabilitation zahnloser Kieferabschnitte mit dentalen Implantaten bestimmen zunehmend den Praxisalltag (Jabero, Sarment 2006; Brief et al. 2005). Komplexe Behandlungsfälle in der Implantattherapie stellen eine große Herausforderung für den Implantologen dar (Jabero, Sarment 2006). Die hohe Erwartung der Patienten hinsichtlich der Funktion und der Ästhetik des implantatgetragenen Zahnersatzes erfordert erweiterte Techniken zur präimplantologischen Planung und deren operativer Umsetzung.

Die besondere Bedeutung des Gesichtes und der Zähne in sozialer und ästhetischer Hinsicht erhöhen den Wunsch nach präzisen Wiederherstellungstechniken, die ein vorhersagbares Ergebnis ermöglichen. Aus historischer Sicht tendierten Implantologen bisher dazu, die Implantate dort zu platzieren, wo das größte Knochenangebot zu finden war (Ewers et al. 2004; Widmann et al. 2006; Kopp et al. 2003). Schon früh wurde postuliert, dass eine erfolgreiche Implantation determiniert ist durch die Osseointegration einerseits, sowie durch die optimale Platzierung der Implantate hinsichtlich der Herstellung einer ästhetischen und funktionalen prothetischen Restauration andererseits (Brief et al. 2005). Dennoch erfolgte die Auswahl des Implantatstandortes in der Vergangenheit in der Regel ohne Rücksicht auf die finale prothetische Restauration. Daraus resultierte eine unzureichende Ästhetik gepaart mit okklusalen Kompromissen und einer verschlechterten Biomechanik (Stanford 1999; Hobkirk, Havthoulas 1998). Die ideale Platzierung der Implantate ermöglicht nicht nur die gewünschte Kräfteübertragung auf Implantat und prothetische Komponenten, sondern gewährleistet gleichzeitig die Realisation eines ästhetischen Ergebnisses. Die Auswahl des richtigen Implantatstandortes im Kiefer ist daher essentiell für die Vorhersagbarkeit des Erfolges. In der jüngeren Vergangenheit hat sich folgerichtig eine Philosophie etabliert, die funktionale und ästhetische Konzepte vereint, indem sie das gewünschte prothetische Ergebnis als maßgebenden Parameter für den Implantatstandort vorgibt (Almog et al. 2001; Ganz 2005). Die Einführung un

Verwendung des Dental-CT in die präimplantologische Diagnostik hat sich in diesem Zusammenhang als ausserordentlich hilfreich erwiesen (Brief et al. 2005 ; Besimo et al. 2000 ; Almog et al. 2001 ; Jaber, Sarment 2006 ; Chiu et al. 2006 ; Gaggl et al. 2001). Die Evaluation des vorhandenen Knochenlagers in Relation zur Prothetik wurde durch mit radioopaken Markern ausgerüstete Diagnostikschablonen bereits prächirurgisch möglich (Kopp et al. 2003).

Diese auf CT-Daten basierende Vorgehensweise, gepaart mit dreidimensionaler Implantat-Planungssoftware, bildverarbeitender Bohrschablonen-Produktionstechnik und computerassistierten Chirurgie-Techniken hielt Einzug in die dentale Implantologie (Widmann, Bale 2006; Besimo et al. 2000; Meyer et al. 2003; Jacobs et al. 1999; Gaggl et al. 2001; Jaber, Sarment 2006 ; Heurich et al. 2003 ).

Navigationsgestützte Techniken gelten als weniger anfällig für menschliche Fehlleistungen als Standardimplantationen ohne Navigationskontrolle, sie zeigen eine signifikant höhere Präzision gegenüber Freihand-Bohrungen, auch wenn die Freihand-Bohrungen von sehr versierten Implantologen ausgeführt wurden (Widmann, Bale. 2006).

Das navigationsgestützte Vorgehen dient dem Schutz der anatomischen Strukturen und vereint die ästhetischen und funktionellen Aspekte bei prothetisch determinierter Implantatinsertion (Casap et al. 2004; Ewers et al. 2004; Chiu et al. 2006).

Darüber hinaus kann der verfügbare Knochen in Gänze genutzt werden, was den Gebrauch längerer Implantate erlaubt und dadurch mehr Implantatstabilität bietet (Tardieu et al. 2003; Gaggl et al. 2000; Ewers et al. 2004). Die Visualisierung der anatomischen Strukturen wird am besten durch die 3D-Rekonstruktion generiert. Das dreidimensionale Planungssystem gilt als zuverlässiges Werkzeug für die präoperative Beurteilung der Implantatdimension und ist der zweidimensionalen präoperativen Planung überlegen.

Die 3D-Navigationsverfahren werden eingesetzt, um durch eine möglichst präzise Insertion der Implantate eine atraumatische und minimalinvasive Präparation der

Knochenkavität zu realisieren (Jacobs et al. 1999; Meyer et al. 2003; Tardieu et al. 2003; Hassfeld et al. 2000). Die Techniken der computergestützten Implantologie bieten hohe medizinische Vorteile, weil sie einen Beitrag zu schonenden, präzisen und vorhersagbaren Operationen leisten (Ewers et al. 2004; Ruppin et al. 2008; Jabero, Sarment 2006; Almog et al. 2001), es resultieren eine verbesserte Behandlungsqualität und verringerte Therapierisiken (Heurich et al. 2003).

Ursprünglich wurden sie in der Neurochirurgie, Orthopädie und Hals-Nasen-Ohren-Chirurgie eingeführt. Sie finden außerdem Anwendung bei der Arthroskopie des temporomandibulären Gelenks, bei posttraumatischer Verformung des Os zygomaticum, bei Orthognathie-Operationen, Distractionen, Osteotomien, Tumorsektionen, Punktionen, Biopsien und der Entfernung von Fremdkörpern.

### **1.1 Konzepte der Implantatplanung**

Erfolg und Misserfolg von implantatgetragenen Versorgungen sind von einer Vielzahl von Faktoren abhängig. Für eine Versorgung auf Implantaten ist aus heutiger Sicht die gleichberechtigte Einbeziehung chirurgischer und prothetischer Gesichtspunkte Standard, denn eine optimale implantologische Versorgung ist nur bei Interaktion von prothetischer und chirurgischer Planung realisierbar (Heurich et al. 2002).

Die präoperative Diagnostik macht in erster Linie Angaben über das vorhandene Knochenangebot, sowie dessen Qualität in der Umgebung verletzungsgefährdeter Strukturen. Die Planung der Implantatposition erfolgt auf der Grundlage der gewonnenen Informationen. Der präzise Transfer der Planung auf den Operationssitus gilt als wichtigster Faktor für den Langzeiterfolg von implantatgetragenen Zahnersatz (Mischkowski et al. 2006). Im Folgenden werden die verschiedenen Ansätze zur Versorgung mit Implantaten aufgezeigt.

## 1.2. Konventionelle Implantatplanung

Zu den klinischen Basiskonzepten der präimplantologischen Diagnostik zählt die Inspektion des prospektiven Implantatlagers durch die bidigitale Palpation des Kiefers zur Einschätzung des zu erwartenden orovestibulären Knochenangebots. Die routinemäßig angewendeten bildgebenden Verfahren sind Orthopantomogramm, Fernröntgen und enoraler Zahnfilm (Watzek 1993; Jabero, Sarment 2006).

Ergänzend erfolgen die Gesichtsbogenregistrierung und die schädelbezogene Montage des Studienmodells im Artikulator. Jetzt können die intermaxillären Verhältnisse beurteilt werden. Durch das zum Sägeschnittmodell modifizierte Situationsmodell lässt sich die orofaziale Dimension ermitteln, die sagittale und transversale Lage von Oberkiefer und Unterkiefer analysieren und eine räumliche Vorstellung gewinnen. Die Schleimhautdickenmessung unter Anästhesie kann erfolgen durch die Sägeschnittmethode nach Nentwig, die zweidimensionale Schiebelehre (Mainzer Modell) zur Erstellung eines Kieferreliefs, oder die Ridge-Mapping-Methode nach Wilson. Die gemessene individuelle Schleimhautdicke muss vom Sägeschnitt abgezogen werden. Um die prothetische Situation und die okklusalen Verhältnisse besser darzustellen und berücksichtigen zu können, wird ein prothetisches Wax-up angefertigt. In Aufwachstechnik werden die zu ersetzenden Zähne ergänzt und ein Duplikat erstellt, worauf eine Tiefziehschiene angefertigt wird. Mit dieser Messschablone wird eine Panoramaschichtaufnahme gemacht. Als Messreferenz dienen Metallkugeln bekannten Durchmessers, die an der geplanten Implantatposition auf der Tiefziehschiene befestigt sind. So wird der individuelle Vergrößerungsfaktor der Aufnahme ermittelt. Der Vergrößerungsmaßstab ergibt sich durch das Ausmessen der Metallschatten im Röntgenbild verglichen mit der bekannten Dimension der Kugel. Neben der Kugel finden auch Drahtstifte oder Titanhülsen als Referenzkörper Verwendung. Das Orthopantomogramm stellt infolge der zweidimensionalen Schichttechnik eine unsichere Informationsquelle dar, systembedingte Verzerrungen erlauben keinerlei räumlich korrekte Information. Die Aussagefähigkeit der Aufnahme



beschränkt sich auf die Beurteilung der Qualität des Knochenlagers, zur Aussage über die Quantität des Implantatlagers müssen zweidimensionale metrische Messungen durchgeführt werden.

Auf dieser Grundlage kann schnell und einfach eine Bohrschablone zur Orientierung und Ausrichtung der Instrumente bei der Erstbohrung hergestellt werden, die besonders bei einfachen Implantationen zu guten Ergebnissen führt.

Lokalisationsschablonen geben keine Information über das tatsächlich vorhandene Knochenvolumen am Insertionsort. Die Beziehung zwischen Knochenlager und finaler Prothetik kann nicht visualisiert werden. Anatomische Limitationen wie die Nähe zum Sinus oder Nervus mandibularis, die Einschätzung der Knochenhöhe, die bukkolinguale Dimension und Konkavitäten müssen intraoperativ abschließend beurteilt werden (Jabero, Sarment 2006; Brief et al. 2005).

Seit einiger Zeit wird dieses implantologische Verfahren ergänzt durch die intraoperative Verwendung des Odontoskops. Vor allem im teilbezahnten, gering atrophierten Kiefer kann die Kombination der standardisierten Lokalisationsschablone mit odontoskopischer Kontrolle als eine strahlenbelastungsarme, einfache und zeitsparende Methode hoher Präzision eingesetzt werden (Engelke 2005; Engelke, Capobianco 2004 ).

### **1.3. CT-basierte dreidimensionale Implantatplanung**

Im vergangenen Jahrzehnt wurde das Computertomogramm zum Mittel der Wahl bei der präimplantologischen Einschätzung der Kieferanatomie (Casap et al. 2004).

Die Computertomographie entwickelte sich zum zuverlässigsten, präzisesten und umfassendsten radiologischen Verfahren für die dentale Implantologie (Kawamata et al. 2000; Jacobs et al. 1999; Jabero, Sarment 2006). Die dreidimensionale Visualisierung von CT-, MRT- oder DVT-Patientendaten erlaubt eine computergestützte Implantatdiagnostik und Implantatplanung, die die Optimierung des Behandlungsergebnisses in jeder Hinsicht zum Ziel hat. Es stehen mittlerweile

spezielle Dentalprogramme zur Verfügung, die auf der Basis frei wählbarer Schnitte durch den zu implantierenden Knochen eine große Anzahl von Schnittansichten ermöglichen.

Man kann beispielsweise dem OPG vergleichbare Schichten wählen. Bei Bedarf kann durch fein abgestufte Quer- und Panoramaschichten geblättert werden. Die Zuhilfenahme der Informationsfülle aus dem CT hat sich beim Planen von komplexen enossalen Implantatversorgungen etabliert (Jabero, Sarment 2006; Almog et al. 2001; Besimo et al. 2000).

Durch die Beurteilung und Auffindung anatomischer Risikostrukturen und die präzise Determinierung des Knochenangebotes des prospektiven Implantatlagers sowie dessen Qualität stellt sie ein effektives Planungsinstrument dar (Besimo et al 2000). Es wird mit intraoralen Röntgenschablonen gescannt, die die Relation von Knochenangebot zu finaler Prothetik in der Aufzeichnung anzeigen. Zunächst fanden koronal befestigte Marker und Guttapercha als Planungsorientierung und zur Magnifikationsberechnung Verwendung. Später wurden die Röntgenschablonen mit Bariumsulfat bestückt und mit intrakoronale Bohrzyklindern versehen.

Der Transfer der 3D-Daten in die chirurgische Situation stellt die größte Herausforderung der Implantation dar (Miller, Bier 2006; Schultes et al. 2001). Kopp versuchte durch sogenannte *guide pins* den Informationsverlusten an der Schnittstelle der Umsetzung der gewonnenen Informationen auf den Patienten zu begegnen. Die bukkal an der Schablone angebrachten Führungsstifte (*guide pins*) sollen während der Operation kontinuierlich räumliche Orientierung bieten (Kopp et al. 2003).

Die Vervollkommnung der diagnostischen Möglichkeiten durch die dreidimensionale Visualisierung der CT-Bilder ist das Ergebnis immer leistungsstärker werdender bildverarbeitender Computersysteme, die zur Vermessung der Morphologie des Unterkiefers sowie zur Verifizierung der anatomischen Strukturen genutzt werden (Schultes et al. 2001). Die neuartigen Softwareprogramme laufen auf allen gängigen Personalcomputern und ermöglichen die interaktive dreidimensionale Planung auf dem

Bildschirm. Die Daten aus der Radiologie werden dafür von der CD ins Planungsprogramm importiert und weiterverarbeitet.

Man unterscheidet bei den computergestützten Implantationsprogrammen grundsätzlich zwischen Systemen, die das Einlesen und Verarbeiten von dreidimensionalen Daten aus dem CT ermöglichen, aber nur eine zweidimensionale Planung zulassen, wie etwa das Friacom-3D-Modul (Friadent, Mannheim). Es erlaubt die Verarbeitung von CT- oder DVT- Daten im Dicom-Format, alle Ansichten und Schnitte des Knochenlagers sind aber nur zweidimensional möglich. Auch das Simplant-System (Columbia Scientific Inc., Maryland/USA) arbeitet auf der Grundlage von drei orthogonal zueinander stehenden zweidimensionalen Ansichtsebenen.

Nur echte 3D- Ansichten der relevanten Strukturen bedeuten eine deutliche Erweiterung der Planungsmöglichkeiten. Die Segmentierung wird von Konturfindungsalgorithmen ausgeführt. Diese arbeiten mit Graustufen-Grenzwerterkennung, der Erkennung von Linien und Kanten, sowie der Erkennung individueller geometrischer Umrisse.

Das Heidelberger implant3D-System (med3D Heidelberg) sowie auch Robodent (Robodent, Berlin) ermöglichen die Planung in zwei- und dreidimensionalen Ansichtsmodi mit der Möglichkeit einer semitransparenten und transparenten Darstellung des Knochens. Sie verfügen zudem über die Möglichkeit zur farblich markanten Darstellung des intraossären Verlaufs des N.alveolaris inferior.

Die CT-basierten Methoden werden eingesetzt, um besonders in anatomisch komplexen Situationen eine minimalinvasive, atraumatische und präzise Insertion mit geringem Operationstrauma ermöglichen (Mischkowski et al. 2006; Meyer et al. 2003; Jacobs et al. 1999; Schultes et al. 2001).

#### **1.4. Schablonentechnik und Instrumentennavigation**

In der klinischen Anwendung der computergestützten Systeme stehen grundsätzlich zwei Vorgehensweisen zu Verfügung:

- die statische Umsetzung mit Hilfe von computergestützt hergestellten Schablonen und
- die dynamische, intraoperativ computergestützte Navigation des Bohrers in Echtzeit.

Für die erste Methode stehen Systeme wie med3D, codiagnostiX/gonyX oder SimPlant, für letztere RoboDent und VectorVision 2 (Mischkowski et al. 2006).

##### Schablonentechnik

Die schablonengestützte Umsetzung der präimplantologisch ermittelten Implantatposition ist das häufigste Übertragungsverfahren und stellt für den Praktiker ein bekanntes Vorgehen dar. Die Schablonen werden computergestützt gefräst oder stereolithographisch hergestellt. Bei der Chirurgie-Schablonentechnik wird durch den Transfer der virtuellen Planung die Diagnostikschablone in eine chirurgische Schablone transformiert (Brief et al. 2005). Dieser Transfer wird erreicht mittels einer mechanischen Positioniervorrichtung oder durch Bohrmaschinen, die einen computergeführten Transformationsalgorithmus ausführen ( Besimo et al. 2000; Klein et al. 2001; Parel, Triplett 2004 ), durch numerisch kontrollierte Robotik-Bohrmaschinen (Fortin et al. 2000, 2002), oder durch stereolithographisch erstellte Bohrschablonen, die mittels CAD/CAM (Computer-aided design / computer-aided manufacturing) generiert werden (Tardieu et al. 2003 ; Sarment et al. 2003).

Die präzise Umsetzung der virtuell vorab geplanten Implantate auf die dreidimensionale Position der Bohrhülse gelingt in der Schablonentechnik mit dem System implant3D zuverlässig. Dafür findet eine spezielle Positioniereinrichtung Einsatz, der Hexapod. Er kann auf 1/10 mm genau eingestellt werden. Jede Hülse wird

in Relation zu einem Referenzobjekt im Datensatz anhand eines vom Programm generierten Bohrplans justiert und in die Bohrschablone einpolymerisiert. Für einen großen Teil der Behandlungsfälle ist die schablonengestützte Technik das Mittel der Wahl, da zeitlicher, apparativer und kostenmäßiger Aufwand gering sind, und der Behandler mit dem Vorgehen schnell vertraut ist (Mischkowski et al. 2006).

### Optical tracking

Von intraoperativer Navigation mit dreidimensionaler optischer Kontrolle spricht man bei Bohrung zum vorgeplanten Insertionsort unter Echtzeitkontrolle nach dem Prinzip des *optical tracking* (Gaggl et al. 2001; Meyer et al. 2003; Ruppin et al. 2008).

Bei dieser dynamischen Methode folgt ein Infrarot-Kamera-Detektor den Infrarot emittierenden Chirurgie-Instrumenten und gleicht diese kontinuierlich mit den CT-Datensätzen des Patienten ab, um die Echtzeitnavigation unter visueller Kontrolle zu ermöglichen. Das geschieht anhand von Referenzmarkierungen im chirurgischen Feld, die zu jeder Zeit die reale Kieferposition angeben (Casap et al. 2004). Die Bohrervisualisierung während des gesamten Operationsgeschehens in allen drei Raumebenen ermöglicht die vollständige intraoperative Führung der chirurgischen Instrumente basierend auf dem prächirurgisch erstellten Behandlungsplan.

Ein exemplarisches Beispiel für das Verfahren des *optical tracking* stellt das Robodentsystem (Robodent, Berlin) dar. Es arbeitet auf der Basis eines videooptischen Navigationssystems mittels Infrarotmessung. Es besteht aus einer Workstation für die Planungs- und Navigationssoftware sowie einem Infrarotnavigationssystem zur intraoperativen Instrumentennavigation. Die Position des Bohrers kann im virtuellen Kiefer in Echtzeit auf einem einfachen Zielfenster überwacht werden. Alle verwendeten Bohrer müssen einjustiert werden, um die Zuordnung im virtuellen Kiefer zu ermöglichen.

Zugrunde liegt das Prinzip der Stereokorrespondenzanalyse, wobei zwei oder mehrere Videokameras zur Überwachung einer Szene von verschiedenen Beobachtungspunkten aus eingesetzt werden. Durch Bildverarbeitung werden Referenzpunkte in den Videobildern erkannt und mit dem gespeicherten Bilddatensatz korreliert. Als Referenzobjekte werden zum Beispiel Leuchtdioden im Infrarotbereich eingesetzt, die eine einfache Bildsegmentierung ermöglichen. Die von den Markern ausgesendeten Lichtwellen werden vom Kamerasystem registriert und analysiert. Dafür sind drei Punkte notwendig, um nicht nur die Position, sondern auch die Ausrichtung des Instrumentes zu ermitteln. Die Sichtlinie zwischen beiden Kameras und dem zu erfassenden Objekt darf nicht gestört werden und die Übersichtlichkeit des Operationsgebietes nicht durch Kabel und Referenzrahmen eingeschränkt werden. Dies erfordert ein geübtes Vorgehen vom Operateur. Die Koordination von prächirurgischem Plan und chirurgischem Handeln kann intraoperativ jederzeit abgeglichen werden. Durch die Koppelung des PC an die reale Situation am Operationstisch und die Sichtbarmachung der Patientenmorphologie können die Hilfswerkzeuge in ihrer Position kontrolliert und am Patienten dreidimensional korrigiert geführt werden (Schultes et al. 2001).

In vorklinischen Studien findet auch elektromagnetisches *tracking* Verwendung (Ewers et al. 2004). Dieses Verfahren eignet sich nicht für die dentale Implantologie, da das Magnetfeld erheblich durch die Interferenz mit dem Bohrermotor und den verwendeten metallischen Instrumenten gestört wird. Man kann dem nur durch die Kombination mit einem optischen System mit Infrarot- oder Lasertechnik begegnen (Schultes et al. 2001).

Eine Vielzahl von Autoren ermittelte beim Prinzip der Navigation mit *optical tracking* eine Qualitätssteigerung in der Implantologie und stuft diese Technik als wertvolles Werkzeug ein (Casap 2004; Casap et al. 2004; Sießegger et al. 2001; Brief et al. 2005; Widmann, Bale 2006; Ng et al. 2005; Mischkowski et al. 2006). Die jüngste

Entwicklung beim *tracking* stellt der automatische Bohrerstop bei Dislokation dar, was zu weiterer Verbesserung der Übertragungsgenauigkeit beitragen soll.

Bereits seit einigen Jahren wird das intraoperative Echtzeit-*tracking* in anderen Fachgebieten wie der HNO, der Neurochirurgie und der Orthopädie eingesetzt.

### **1.5. Problemstellung**

In der vorliegenden Arbeit soll der Frage nachgegangen werden, mit welcher Genauigkeit die dreidimensionale CT-basierte Implantatplanung mit der med3D-Software am Göttinger Phantommodell des leicht atrophischen zahnlosen Unterkiefers realisiert werden kann.

Verglichen werden sollen die Anwendung der med3D-Schablone ohne Fixation und die Anwendung der Schablone unter Vermittlung einer Schraubenfixation am Modell.

Die Achsdivergenzen und die Abweichungen der Implantatpositionen in allen drei Raumebenen der gesetzten Implantate in der Planung und der Umsetzung sollen ermittelt und gegenübergestellt werden.

Dabei soll in der Untersuchung herausgearbeitet werden, in welcher Größenordnung intrinsische Fehlerquellen und anwendungsbedingte Fehler Einfluss auf die Genauigkeit der Implantatinsertion nehmen.

## **2. Material und Methode**

### **2.1. Modellauswahl**

Die in-vitro-Untersuchung wurde an vier Unterkiefermodellen der Firma Göttinger OP-Simulationssysteme GmbH (Northeim, Deutschland) in der Ausführung GOS<sup>®</sup> Mandibula/1 durchgeführt. Es handelt sich um ein anatomisches Unterkiefer-Implantationsmodell mit Schleimhautmaske.

Es wird hergestellt in einem patentierten Verfahren, bei dem durch die Modifizierung von Polyurethanwerkstoffen Spongiosa und Kompakta simuliert werden. Es ist in verschiedenen Knochenqualitäten erhältlich. Das verwendete Modell hat die Knochenqualität D II. Es war mit einer Mundschleimhautmaske ausgestattet, um die naturgetreue Lagerung der Bohrschablone auf resilienter Unterlage nachzustellen. Pro Kiefer wurden 10 Titanschraubenimplantate des Fabrikates Bego Semados S (L10 mm, Ø3,75 mm) der Firma Bego<sup>®</sup> (Bremen, Deutschland) von 10mm Länge und 3,75 mm Durchmesser inseriert. In jede Unterkieferhälfte wurden 5 Implantate an den Zahnpositionen des Eckzahnes bis zum zweiten Molaren fortlaufend eingebracht.

Insgesamt wurden an vier Modellen 40 Implantationen realisiert. Das Set-up mit röntgenopaken Bariumsulfatzähnen der Firma Ivoclar Vivadent (Ellwangen, Deutschland) erfolgte in zahntechnischer Routine als Totalprothesenaufstellung mit 14 Prothesenzähnen pro Kiefer. Die Schablone folgte funktionellen, ästhetischen und phonetisch gültigen Determinanten. Die vorgefertigten Zähne können individualisiert werden und erlauben eine homogene, röntgenopake Darstellung der geplanten prothetischen Suprastruktur in 2D- und 3D- Bildgebung. Im Sinne einer Backward-Planung diente die Zahnaufstellung als Vorgabe für die Implantatstandorte im med3D-Planungsprogramm. Bei dem System implant 3D handelt es sich um das Planungsprogramm der Firma med3D (Heidelberg, Deutschland) für die dentale Implantologie, bei dem mittels Bohrschablonentechnik die computergestützte Implantatplanung beim Patienten realisiert wird.



Die med3D-Navigation verwendet als Bezugssystem einen einpolymerisierten Steckbaustein, der Fertigungstoleranzen von nur 5/1000 Millimetern aufweist. Der systemimmanente Steckbaustein wird während des CT-Scans mit aufgezeichnet. In der Versuchsanordnung fanden zwei Steckbaustein-Referenzen Verwendung. Der erste wurde, wie im Patientenfall üblich, an der Röntgenschablone selbst befestigt. Der zweite Steckbaustein wurde zum Zwecke der Auswertung durch das Matching zusätzlich am Modell selbst befestigt. Der Steckbaustein am Modell dient als Referenz zur Übereinanderlagerung beider Modelle im Matchingprogramm beim virtuellen Vergleich der vorgeplanten mit der tatsächlich erreichten Implantatposition. Der Datentransfer auf die Planungsworkstation wurde mit einer CD-Rom im Dicomformat vorgenommen.

## **2.2. Datengrundlage: Datenakquisition im Spiral-CT**

Nach Vorbereitung der Modelle und Anfertigung der Röntgenschablonen wurden die Modelle in einem Computertomographen des Gerätetyps Aquilion gescannt (Toshiba, Tokyo, Japan).

Das Gerät ist mit einem speziellen Scan-Protokoll für die dentale Implantologie ausgestattet. Es wurde eine Spiralabtastung in 0,5 mm Schichtdicke für ultrahoch auflösende Bilder durchgeführt. Während der Rohdatenerfassung wurde das Objekt mit gleichmäßigem Tischvorschub durch die rotierende Röntgenröhre bewegt. Es resultiert eine spiralförmige oder helikale Abtastbewegung des Untersuchungsobjektes. Die Aufnahmeparameter waren:

- Schichtdicke 0,5 mm,
- Tischvorschubfaktor 41 HP,
- Rekonstruktionsintervall 0,5 mm,
- Spannung 120 KV,
- Röhrenstrom 80 mA,

- Scanzeit pro Rotation 0,5 Sekunden,
- Bildsensor Matrix 512x512 Pixel.

Um ausreichende Stabilität gegen Verwacklung bei Gerätevorschub zu erhalten, war das Modell selbst auf einem eigens dafür hergestellten Silikonblock aufmontiert. Bei dem Silikonmaterial handelte es sich um C-Silikon-Knetmasse mit der Shore-Härte A70 (Pluradent, Deutschland).

Der Radiologe ist im Patientenfall bei bereits vorhandenem metallischen Zahnersatz angehalten, die von der Firma med3D vorgeschlagene Methodik für eine optimale CT-Aufnahme zu berücksichtigen, um artefaktfreie Daten zu erhalten (Abb.1). Die Artefaktbildung wird reduziert, indem die Gantryebene (Rotationsebene von Strahler und Bilddetektor des CT) möglichst parallel zur Kauebene (Gantrywinkel ) eingestellt wird.

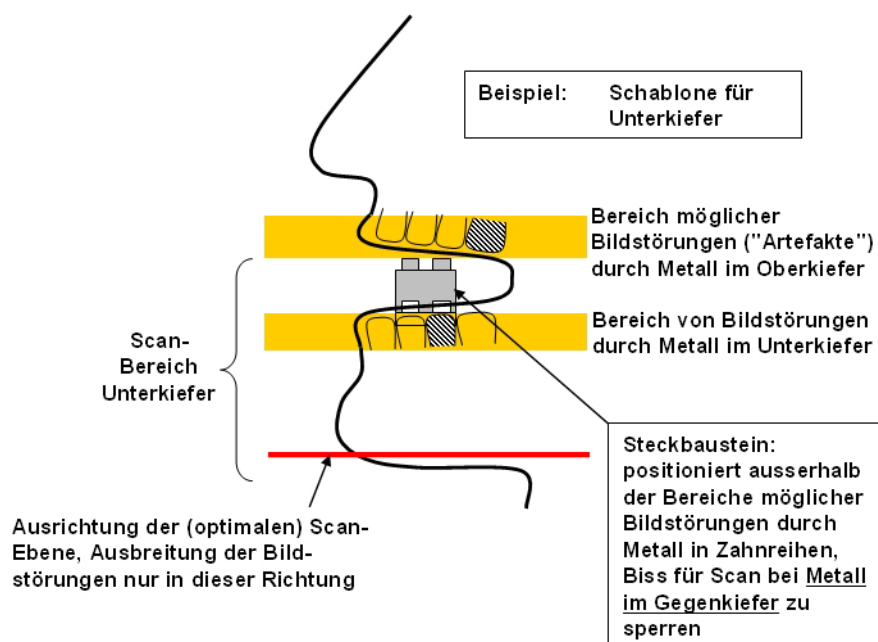


Abb. 1: Merkblatt Röntgenschablone für System implant3d/X1 der Firma med3D GmbH

### 2.3. Softwareplanung

Die auf ein individuelles Optimum ausgerichtete virtuelle Implantatpositionierung beginnt mit dem Ausblenden oder Reduzieren störender oder nicht relevanter Strukturen und der individuellen Festlegung der Knochendichte. Weichteile und

Knochen sind in unterschiedlichen Graustufen abgebildet. Dem Knochen wird ein bestimmter Graustufenwert zugeordnet. Aus diesen Grauwerten generiert das Programm die 3D-Ausdehnung des Patientenkiefers. Die Grauwertschätzung läuft im Programm automatisch, kann aber auch manuell definiert werden. Bei der Planung definiert der Behandler die imaginäre Okklusionsebene in Parabelform und gleicht sie dem Patientenzahnbogen an. Es folgt die Definition des Unterkieferbogens. Der nächste Schritt beinhaltet die Ausschnittverkleinerung und damit Volumenänderung zur genaueren Darstellung des Operationsbereiches und reduziert den Berechnungsaufwand um die planerisch irrelevanten Bereiche. Nach Bedarf kann die Planung jetzt in 2D- oder 3D-Ansichten vorgenommen werden. Sobald ein Punkt in einem Planungsfenster angewählt wird, werden die anderen automatisch nachgeführt. Das virtuelle 3D-Modell kann in allen Raumrichtungen rotiert und bewegt werden, so dass Patientenprofil und intermaxilläre Relation begutachtet werden können.

Die Verknüpfung von virtueller und realer Welt wird ermöglicht durch den Einsatz des Steckbausteins. Der im Programm integrierte virtuelle Steckbaustein muss mit dem Steckbaustein aus der CT-Aufnahme in Deckung gebracht werden. Die Zuordnung am Monitor wird vom Programm durch die Funktion " Position optimieren " unterstützt. Die Referenzebenen des im CT abgebildeten Steckbausteins werden so mit den Referenzen des Steckbausteins der Software in Übereinstimmung gebracht (Abb.2 - a). Die Sicherheitsmarken, die vorher in Form von Guttapercha im Modell positioniert wurden, dienen als Kontrollinstanz für die Übereinstimmung zwischen virtueller und realer Situation (Abb.2 - b).

Die anwählbare Funktion "Pilotansicht" hilft, die Navigationsebene frei durch den Datensatz zu fahren, ohne beim Kontrollieren etwas zu verschieben. Mit dem Button "Interpolation" kann die Qualität des zugrundeliegenden CT- Scans genauer betrachtet werden, um das Auflösungsvermögen des verwendeten Computertomographen zu ermitteln.

Aus der Implantatbibliothek werden dann die geeigneten Implantate gewählt, deren Geometrien in Originalgröße im Programm eingespeist sind.

Nach Auswahl des Implantattyps positioniert der Anwender das Implantat optimalen Durchmessers und Länge am vorgesehenen Standort im virtuellen Kiefer. Die Einstellungen des Typs, der Länge, des Durchmessers und des Sicherheitszylinders des gewählten Implantates werden bei jedem weiteren zu planenden Implantat übernommen. Die Sicherheitszylinder werden zur Einhaltung des ausreichenden Abstandes der Implantate untereinander eingesetzt. Im Programm wird benutzerdefiniert festgelegt, wie dick der Sicherheitszylinder sein soll.

Über den Kontrastregler lässt sich die Gingiva besser darstellen. Da die Bohrhülse nicht direkt auf dem Kieferknochen aufgesetzt werden kann, muss die Schleimhautdicke berücksichtigt werden. Eine virtuelle Schleimhautdickenmessung ist möglich. In Abhängigkeit zur Schleimhautdicke kann eine Bohrhülsenansicht gewählt werden. Manuelle Korrekturen, die die Angulation oder die prothetischen Implantatstandorte betreffen, können leicht durchgeführt werden.

Durch semiautomatische Nervsegmentierung kann der intraossäre Verlauf des Nervus alveolaris inferior dargestellt werden. Bei benutzerdefiniert festgelegtem Eintritts- und Austrittspunkt errechnet die Software über einen speziellen Algorithmus den dreidimensionalen Nervverlauf. Der Anwender wird dergestalt durch das Programm geleitet, dass sinnvoll aufeinanderfolgende Planungsschritte farblich logisch unterlegt sind, wodurch Anwendungsfehler im Programm vermieden werden (Abb.3). Der Abschluss der Planung wird nach erneuter Kontrolle aller Schritte erreicht.

Der nächste Button leitet weiter zur Bohrschablonenherstellung. Das Programm erstellt einen ausführlichen Bohrplan für den Zahntechniker zur Umsetzung der Planung in die Bohrschablone, sowie einen Chirurgieplan für die Operation. Auf der Basis dieser errechneten Positionen werden die Bohrhülsen in den Chirurgiesplint einpolymerisiert. Die Einstellungen der Positionierungsbeine des Hexapod erfolgen dabei exakt gemäß

der ausgedruckten Werteliste. Schließlich liefert das Programm ein Datenblatt mit Patientendaten für die Operation und eine Liste der geplanten Implantate.

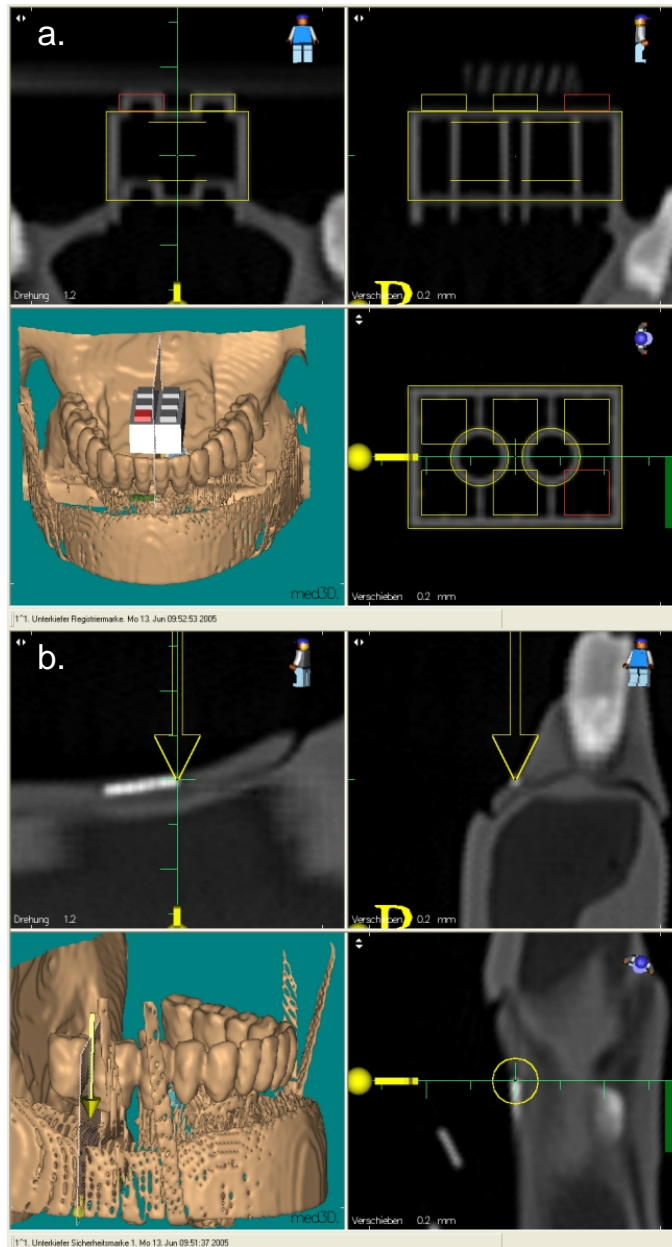


Abb. 2: (a) Bestimmung des Steckbausteins; (b) Auffinden der Sicherheitsmarkierung

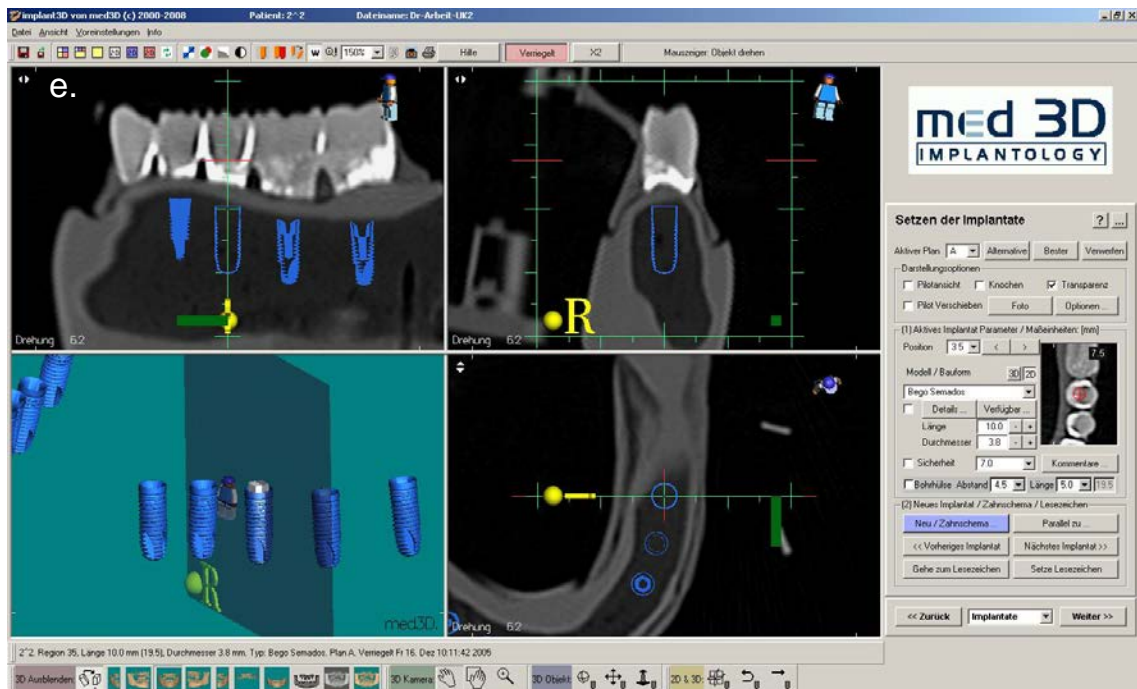
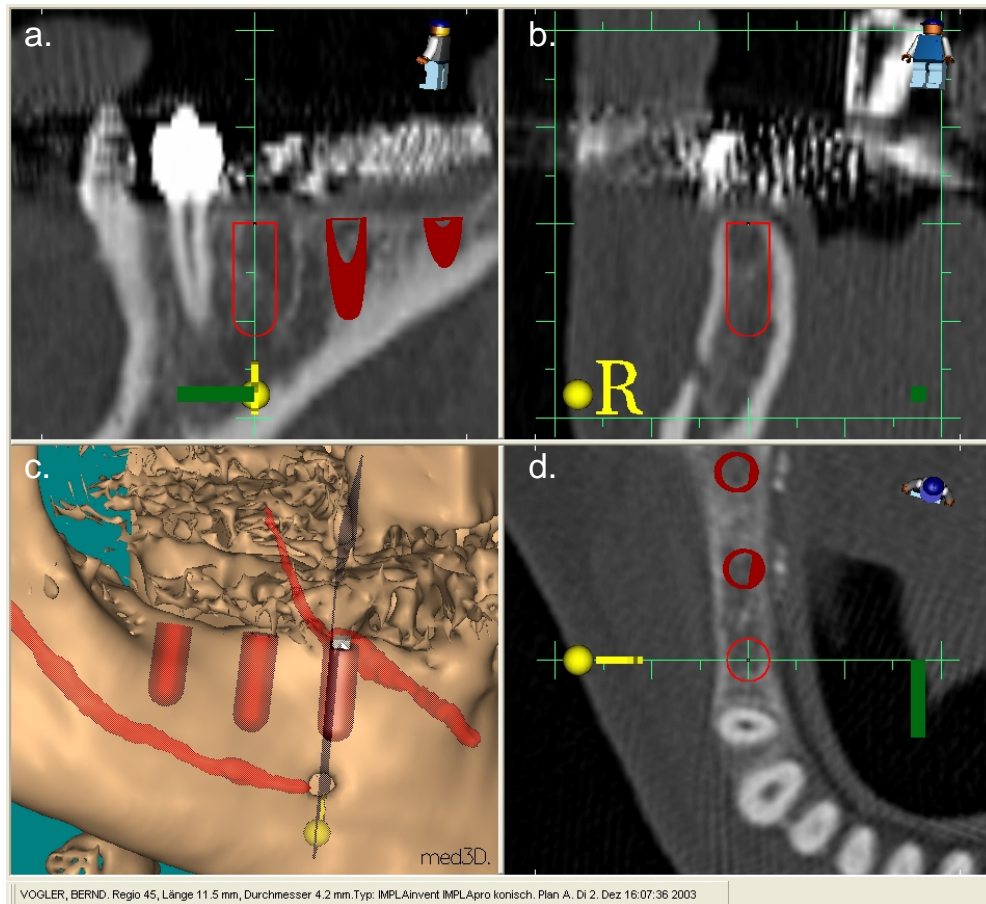


Abb. 3: Anwendung der Planungssoftware am Rechner. (a) Ansicht der Implantatposition von sagittal; (b) Ansicht der Implantatposition von frontal; (c) Ansicht der Implantatposition von vestibulär; (d) Ansicht der Implantatposition von okklusal; (e) Vollansicht med3D-Bildschirm.

## **2.4. Transfer der gewonnenen Planungsdaten auf die Bohrschablone**

Die Implantatposition aus dem CT-Image wird 1:1 auf die Schablone übertragen. Dies geschieht durch eine mechanische Positioniereinrichtung, den Hexapod X1med3D, Georg Schick Dental GmbH (Schlemmerhofen, Deutschland) (Abb.4 – a, b). Die Daten werden dem vom System generierten Bohrplan entnommen.

Der Hexapod wird auf Neutralposition gebracht und die Schablone lagegenau bezüglich der Referenzachsen eingegipst (Abb.4 - c). Über die Längeneinstellung eines jeden Beines wird jedes Bohrloch der Schablone zur Positionierung der Bohrhülse dreidimensional im Raum definiert. Die sechs Beine der Positionierplatte lassen eine Einstellung auf zehntel Millimeter zu, die hundertstel Einheit muss interpoliert werden. Anhand dieses Bohrplans wird jede Hülse in die Bohrschablone einpolymerisiert. Bei dem lichthärtenden Kunststoff handelte es sich um Espe Sinfonie 3M Espe (NeussDeutschland) Dieses Procedere wiederholte sich für jede Bohrhülse separat. Das Datenblatt zum Setzen der Hülsen wurde so abgearbeitet (Abb.5).

Das Ansteuern der Kontrollmarkierungen dient dem Überprüfen der Röntgensituation mit der Laborsituation. Abschließend wurde die exakte Ausführung der Arbeitsschritte anhand des Prüfplans kontrolliert. Hierzu wurde die Schablone auf dem Träger des Q1-Kontrollbretts aufgesteckt, während der Prüfplan unterhalb der Schablone an Referenzpunkten ausgerichtet wird. Wird nun ein Kontrollbohrer durch die Bohrhülsen geführt, so muss die Spitze des Bohrers jeweils ins Zentrum der Markierungen treffen. Der Steckbaustein kann jetzt entfernt werden.

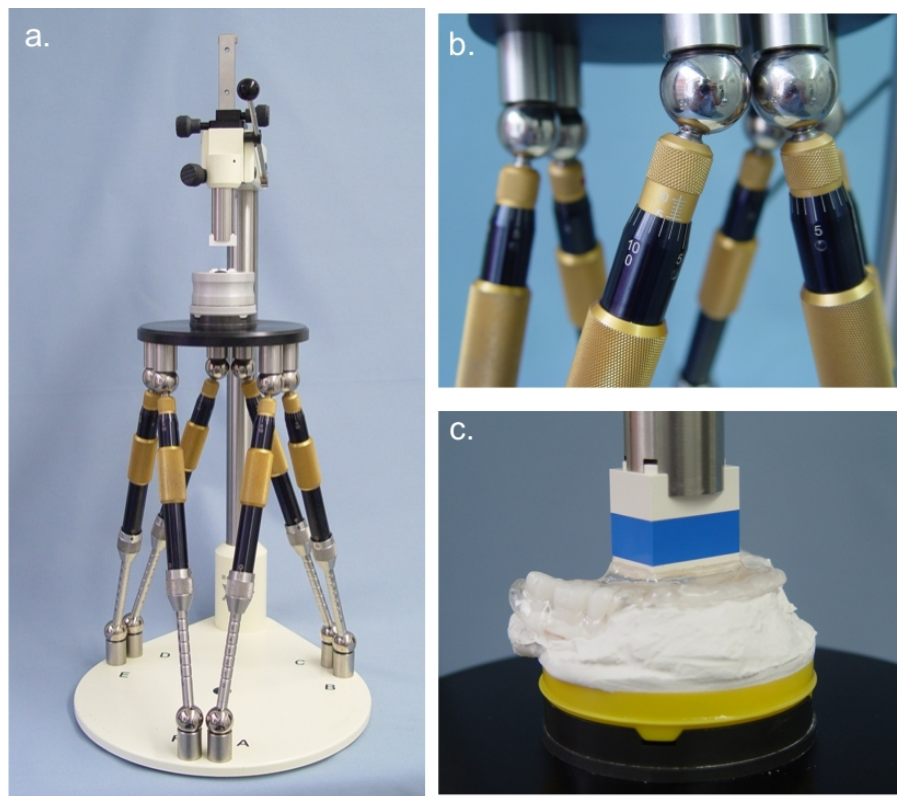


Abb. 4: (a,b) X1 med3D-Hexapod; (c) Einartikulierung mit Steckbaustein

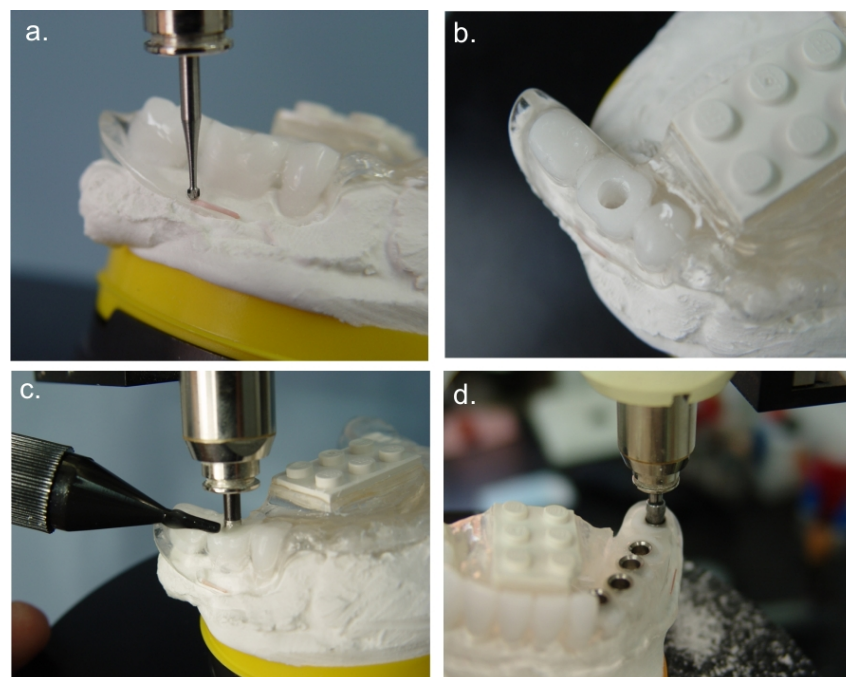


Abb.5: (a) Sicherheitsmarker; (b,c und d) Einkleben und Setzen der Bohrhülsen nach erstelltem Bohrplan



## 2.5. Schablonenfixierung und Implantation

Die Fixierung der Bohrschablone auf dem zahnlosen Alveolarkamm wurde realisiert durch die Verwendung von handelsüblichen Schrauben. Um einen spannungsfreien Sitz auf der Schleimhaut zu gewährleisten, wurden diese auf der Höhe der Zähne 41 und 42, im Zwischenraum der Zähne 36,37 und im Zwischenraum der Zähne 46,47 fest in das Modell eingeschraubt. Die Bohrschablone wurde an den genannten Fixationspunkten halbkreisförmig ausgefräst und aufgesetzt. Bei leichtem manuellen Anpressdruck und gleichzeitiger Verklebung mit lichthärtendem Kunststoff des Fabrikates Espe Sinfonie 3M Espe (Neuss, Deutschland) gelang die Befestigung der Schablone in der Dreipunktmethode (Abb.6).



Abb.6: Fixierung der Schablone

In der Kontrollgruppe wird die Schablone während der Bohrung mit der Hand fixiert.

Die Implantation erfolgt mit dem von der Firma Bego<sup>®</sup> (Bremen, Deutschland) zur Verfügung gestellten Bohrset für das Implantat Bego Semados S (Abb.7).

Die Bohrungen erfolgten nach dem Schema:

Vorbohrung	Pilot Drill Ø 1,6mm L 24mm
Erste Erweiterungsbohrung	Tri Spade Ø 2,5mm L 20mm
Finalbohrung für Implantate S 3,75	Tri Spade Ø 3,25mm L 20mm
Gewindeschneider, Ratsche	für Implantate S 3,75



Abb.7: Bego – Bohrset

Das Schneiden des Gewindes wurde mit dem Handrad manuell an allen Positionen durchgeführt, bis keine weitere Umdrehung mehr möglich war.

Die Implantatinsertion wurde ebenfalls per Hand durchgeführt.

Der Drehmomentschlüssel mit definiertem Drehmoment (30 Ncm) wurde bei allen 40 Implantaten angewendet.

## 2.6. Analyse mit dem Matchingprogramm

Alle Abweichungen wurden durch das von der Firma med3D (Zürich, Schweiz) zum Zwecke der Forschung entwickelte *Matching library* Programm ausgewertet. Dieses Software-Instrument vergleicht die geplante mit der postoperativen Position (Abb. 8) und berechnet die Abweichungen beider Aufnahmen anhand der Daten an den aufgeführten Punkten. Es ist nicht kommerziell erhältlich.

Der Vergleich zwischen präoperativer Planung (Abb.8, a) und erreichter Implantatposition (Abb.8, b) wird durch die Reevaluation zweier CT-Aufnahmen ermöglicht. Für die Anwendung muss eine zweite CT-Aufnahme des implantierten Modells angefertigt werden. Diese post-operative Aufnahme des Modells wird ohne Schablone nur mit dem für das *Matching* befestigten Steckbaustein angefertigt. Auf dieser Aufnahme stellen sich die gesetzten Implantate als röntgenopake Körper dar. Der Schwellenwert für den Knochen ist so hoch gesetzt, dass nur die gesetzten Implantate zu sehen sind. Es wird eine inverse Planung vorgenommen. Nachdem die Steckbausteine beider CT-Aufnahmen in Deckung gebracht worden sind, wird eine erneute Implantatplanung auf den gesetzten Implantaten vorgenommen. Dafür wählt man aus dem Katalog das zuvor verwendete Implantat aus und macht auf den abgebildeten Umrissen des gesetzten Implantatkörpers eine erneute Planung. Der Implantatkörper muss von dem *Matching*-Planungsimplantat so genau wie möglich erfasst werden. Das Programm bietet beim diesem Vorgang eine automatische Unterstützung an. Die Überlagerung kann aber auch ausschließlich benutzerdefiniert erfolgen. Diese Planung auf den bereits gesetzten Implantaten wird dann als Hauptplanung ins Programm eingelesen. Die vorherige präimplantologische Ausgangsplanung wird als *Matching*-Planung darüber gelegt.

Die Visualisierung des Knochens ist abgeschaltet, so dass nur die beiden Planungen zu sehen sind. Die Darstellung der präimplantologischen Planung gegenüber der realisierten Planung wird farblich unterschieden und ist somit visuell ersichtlich.

Die erreichten Positionen werden exakt ausgewertet und in der Zwischenablage zusammengefasst, von wo aus sie zur statistischen Auswertung in eine Excel-Tabelle überführt werden.

Messpunkte:

- *Angulation 360 degrees* beschreibt die Abweichung der geplanten Implantatachse von der realisierten Implantatachse, die Angabe erfolgt mit Vollkreis= 360 Grad.
- *Depth-Deviation* beschreibt die Abweichung in der Tiefe entlang der ursprünglich geplanten Implantatachse
- *Radial Deviation* beschreibt die Abweichung in Richtung des Radius senkrecht zur ursprünglich geplanten Implantatachse.

An jedem dieser drei Messpunkte wurden die Abweichungen in zwei Raumrichtungen ausgewertet: als Tiefenabweichung  $\approx$  longitudinaler Fehler und als Radialabweichung  $\approx$  lateraler Fehler.

Ausserdem wurde die Angulation ausgewertet.

Es wird nicht unterschieden, in welche Richtung die Abweichung entstanden ist, ob beispielsweise bukkal oder lingual. Die Beurteilung dessen kann durch optische Klassifizierung erfolgen.

Die Messungen der Tiefenabweichung und der radialen Abweichung wurden jeweils an drei Stellen des Implantates durchgeführt:

Cervical center point (CCP):	Nulllage des Implantats: für die Nulllage des Implantates wird der tiefste Punkt in den Originaldaten des Herstellers (entspricht der Implantatsspitze ) gesucht und dann die Nulllage exakt in der Höhe der Nominal-Länge laut Hersteller-Produktbezeichnung darüber positioniert. Sehr oft entspricht diese Nulllage dem vom Hersteller intendierten Knochendurchtrittspunkt.
Apical center point (ACP):	auf der Höhe des Implantatapex, wo kritische anatomische Strukturen zu beachten sind. Der Wert ist für die Berechnung frei einstellbar, hier wurde er mit 10 mm festgelegt.
Abutment highest point (AHP):	auf der Höhe der Abutmentspitze, wo sich Abweichungen ggf. in die prothetische Ausführung hinein fortsetzen. Dieser Wert ist für die Berechnung frei einstellbar und wurde hier mit 9 mm festgelegt. Es handelt sich um einen virtuellen Wert, der im Programm eingestellt und vermessen wurde, aber nicht tatsächlich realisiert worden war

Die weiteren Messungs-Marker beziehen sich auf den Steckbaustein.

Treten für alle Implantate ähnliche Verschiebungen auf, deutet das darauf hin, dass das *Matching* über den Steckbaustein an sich noch verbessert werden sollte.

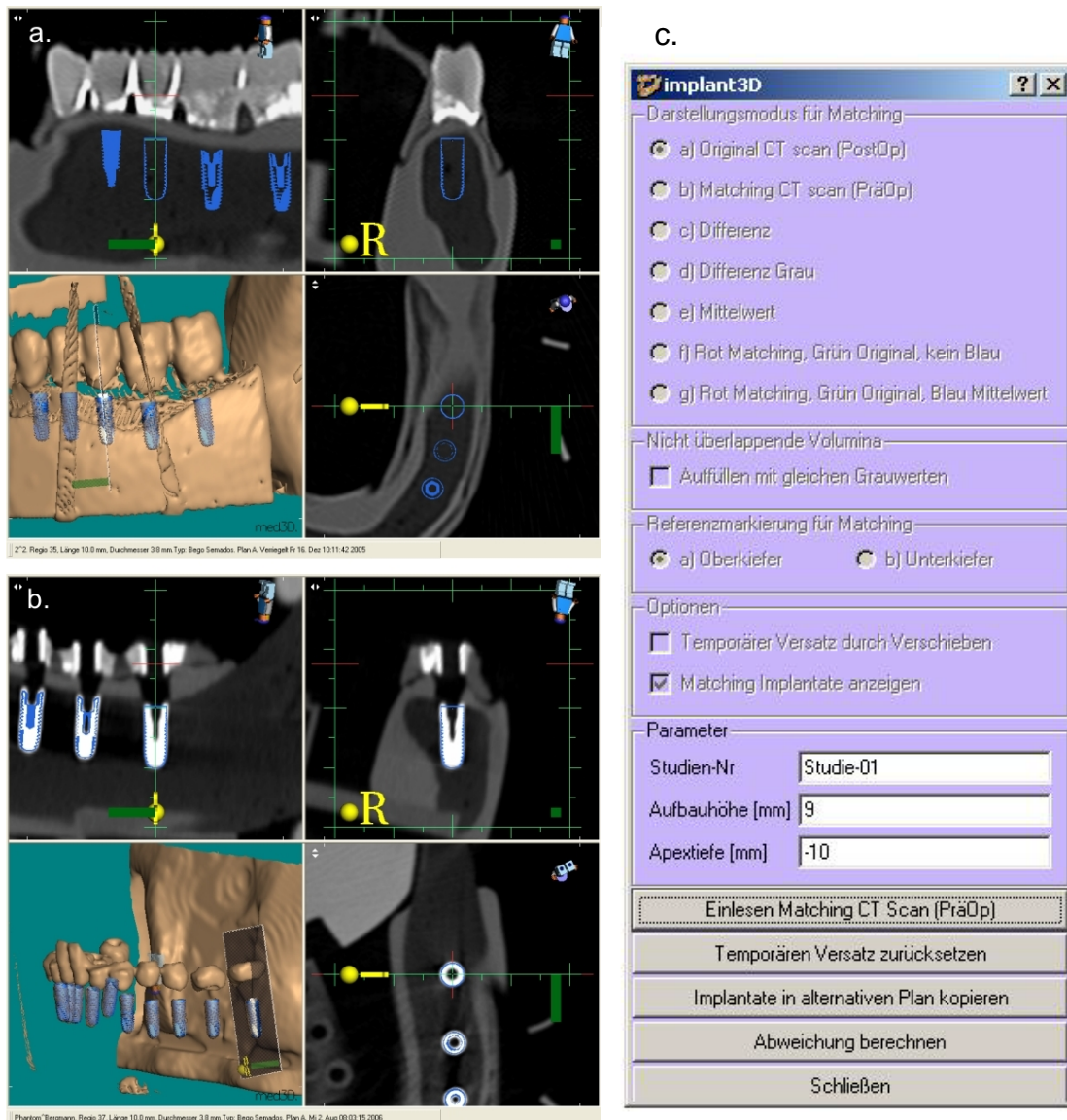


Abb. 8: CT-Scans für die Matching-Analyse. (a) prä-operativer Planungsausschnitt (b) Überlagerung der Implantatplanung mit dem realen Implantat in der postoperativen CT-Aufnahme; (c) Matching Fenster.

### Systematisierte Beschreibung des Vorgehens bei Matching

- 1) Öffnen der postoperativen CT-Aufnahme in Implant-3D 2.7.0
- 2) inverse Planung (Abb.9- a,c,e)
- 3) Einlesen der präoperativen CT-Daten in das Matching-Programm
- 4) alle Implantate des präoperativen CT-Scans werden in die postoperative Planung importiert (Abb.9-b, d, f).
- 5) das Matching wird durch den Button „Calculate Deviation“ gestartet

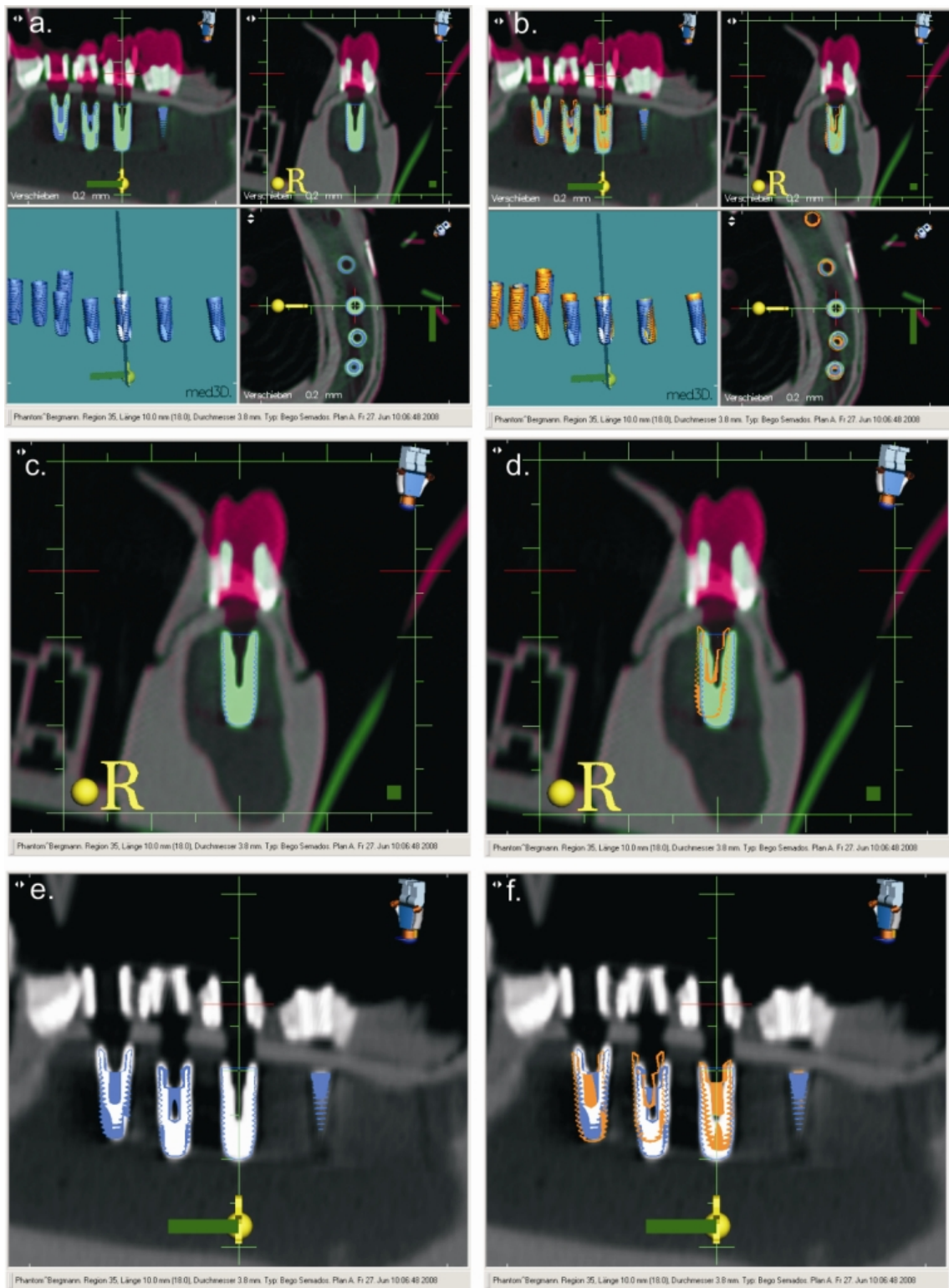


Abb. 9: (a,b) 2D-Ansichten und 3D Rekonstruktion; (c,d) Axiale Ansicht; (e,f) Sagittale Ansicht. (a,c and e) Inverse Planung durch Überlagerung der radio-opaken Implantate in der Post CT-Scan (blaues Schema). (b,d and f) einschließlich der Implantatposition in der Prä-Planung CT-Scan (oranges Schema).

Die Abweichungen werden im Programm an drei Messpunkten kalkuliert: am CCP (cervical center point), ACP (apical center point) (Abb. 10) und AHP (abutment highest point).

Messpunkte für die Studie (Abb. 10)

- Tiefenabweichung am Punkt CCP
- die radiale Abweichung an CCP - ACP
- angulare Abweichung

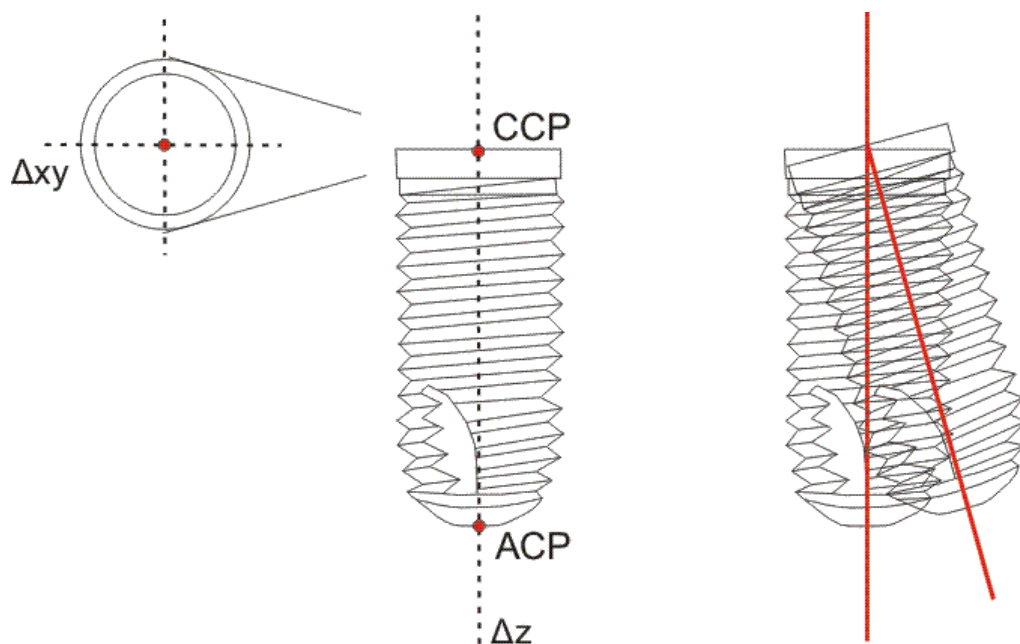


Abb. 10:  $\Delta xy$  – radiale Abweichung  $\Delta z$  – Tiefenabweichung CCP - ACP  
angulare Abweichung.

Nach der Einstellung der virtuellen Abutment-Höhe auf 9mm berechnet das Programm die Abutment-Deviation. Diese Information kann später für die prothetische Lösung von Nutzen sein. Die gemessenen Angaben für die Abutmentabweichung AHP wurden nicht einbezogen, weil sie keine realen Messungen waren.



## 2.7. Statistische Analyse

Die Daten wurden ausgewertet unter Hinzunahme von deskriptiven statistischen Parametern, hierfür wurde die Software Statistica® 8.0 (Statsoft, Tulsa, OK, USA) herangezogen. Der Kolmogorov-Smirnov-Normalitätstest und der Mann-Whitney-U-Test wurden durchgeführt. Außerdem wurde der Wilcoxon Matched Paired Test durchgeführt, um CCP und ACP in der fixierten und unfixierten Gruppe zu vergleichen.

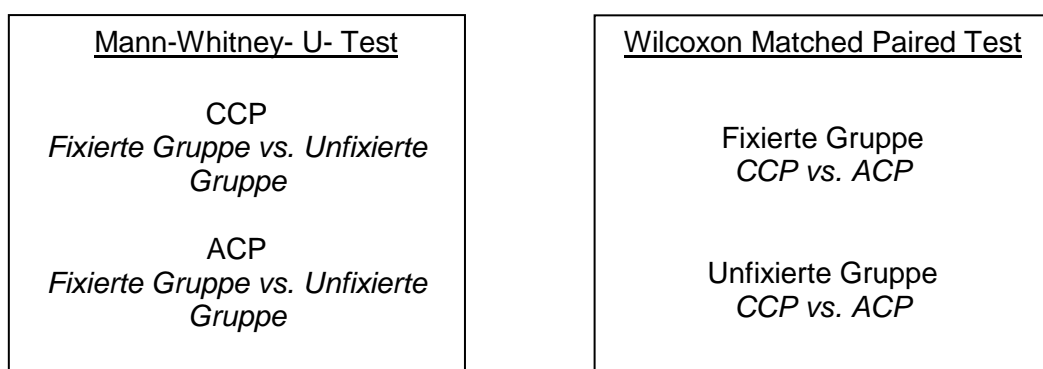


Abb. 11: Statistische Methoden für die Daten- Evaluation

Alle Tiefenabweichungen wurden ohne Differenzierung der Implantate untereinander gemacht, nur absolute Abweichungen wurden in die Berechnung einbezogen. Es wurde nicht berücksichtigt, ob sie die geplante Tiefe erreichten oder die geplante Tiefe überschritten. Bei der radialen und der angularen Abweichung wurden die bukkale oder linguale Richtung der Abweichung nicht berücksichtigt.

### 3. Ergebnisse

Die experimentellen Tests zeigen, dass der Vergleich zwischen der geplanten und erreichten Implantatposition bei der Tiefenmessung einen Unterschied von 0.14mm am zerviko- zentralen Punkt aufweist. Bei der Messung ( $\Delta z$ ) an allen Implantaten erreichte die fixierte Gruppe (n=20) geringere Abweichungen als die unfixierte Gruppe (n=20).

Die radiale Abweichung ( $\Delta xy$ ) verhielt sich gegenläufig. Hier wiesen die Messungen an den Implantaten der unfixierten Gruppe geringere Abweichungen auf als die der fixierten Gruppe. An CCP wurde eine Differenz von 0.12 mm festgestellt. An ACP ergab sich ein Wert von 0,01mm.

Für die fixierte Gruppe wurde die durchschnittliche angulare Deviation mit 3,2° ermittelt. Die unfixierte Gruppe lag bei durchschnittlich 3,1°. Das bedeutet einen Unterschied von 0,1°. Nähere Informationen können der Abbildung 1 entnommen werden. Es lag keine Normalverteilung vor und keine der Abweichungen zeigte signifikante Unterschiede zwischen der fixierten und der unfixierten Gruppe. Dies belegt der Mann-Whitney-U-Test mit dem p- Wert in Abbildung 1. Je höher der p-Wert, desto weniger geht man davon aus, dass der gefundene Zusammenhang als Gesetzmäßigkeit der Stichprobe angesehen werden kann. Bei  $p > 0,05$  liegt kein signifikantes Ergebnis vor.

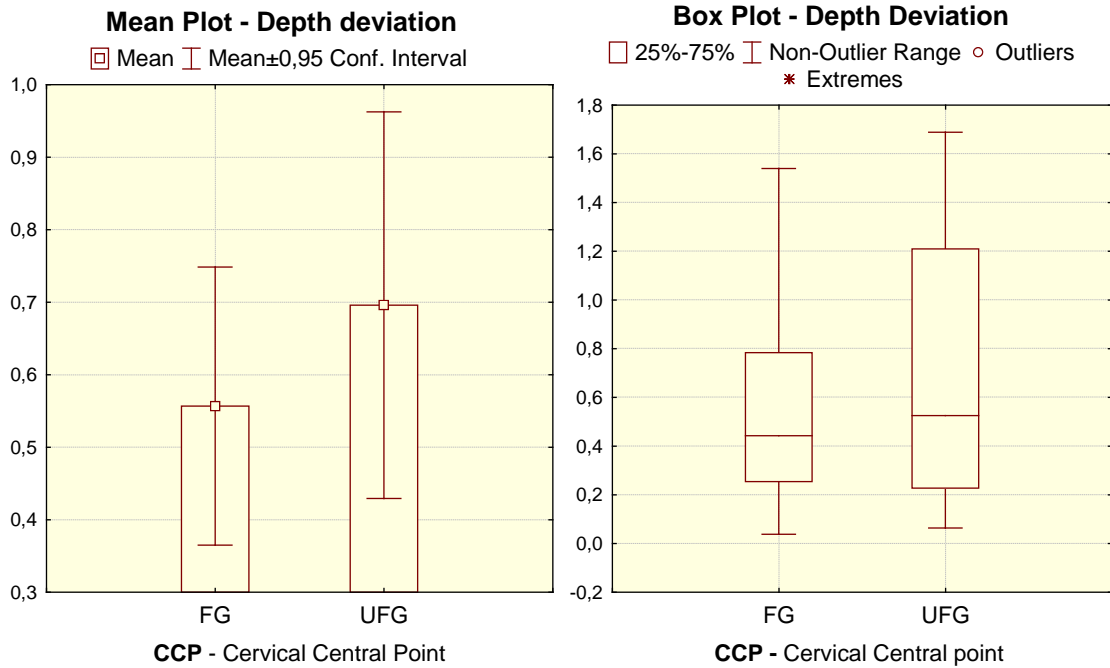


Abb.12: Vergleich der Tiefenabweichung ( $\Delta z$ ) zwischen fixierter (FG) und unfixierter (UFG) Gruppe.

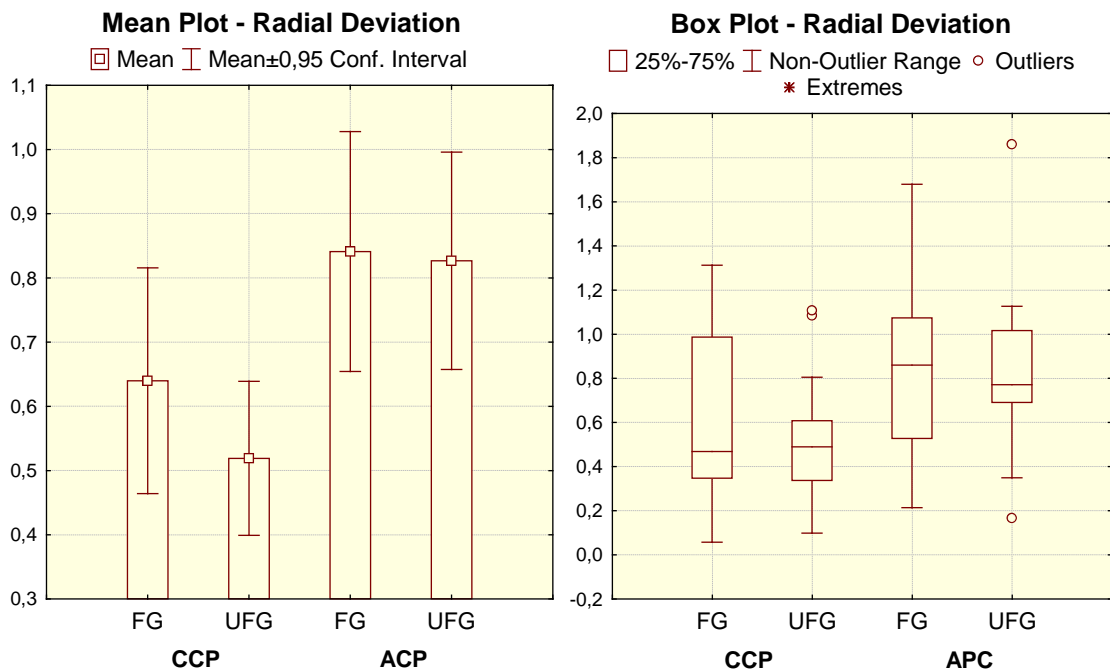


Abb. 13: Vergleich der radialen Abweichung ( $\Delta xy$ ) zwischen fixierter (FG) und unfixierter (UFG) Gruppe.

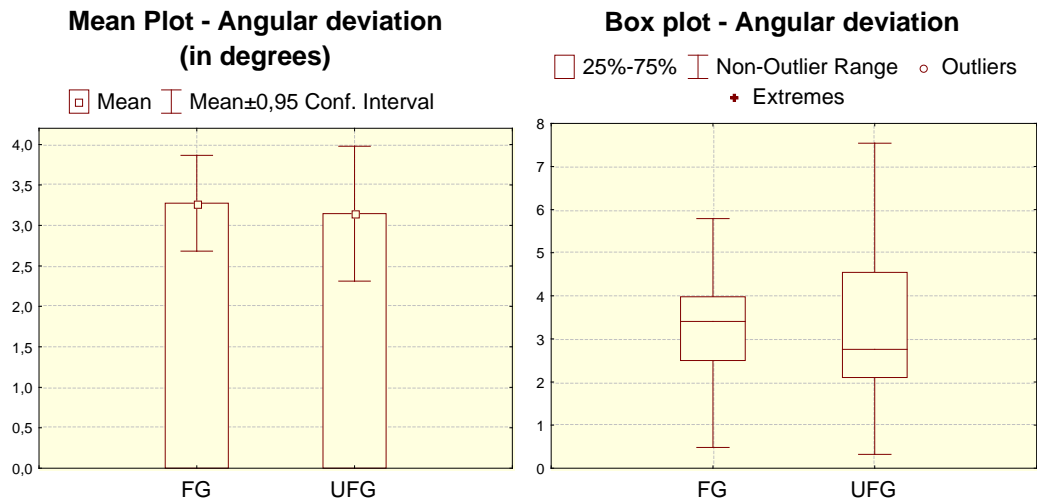


Abb 14: Vergleich der angularen Deviation ( $\Delta\phi$ ) zwischen fixierter (FG) und unfixierter (UFG) Gruppe.

Tabelle 1: Deskriptive Deviationsparameter. (FG): fixierte Schablonengruppe (UFG): unfixierte Schablonengruppe (Kontrollgruppe)

			Mean	Stand. Dev.	Range	Median	Mann-Whitney U Test p-level
Depth deviation	CCP	FG	0.56	0.41	0.03-1.54	0.44	0.53
		UFG	0.70	0.57	0.06-1.69	0.52	
Radial deviation	CCP	FG	0.64	0.38	0.05-1.31	0.47	0.47
		UFG	0.52	0.26	0.10-1.11	0.49	
	ACP	FG	0.84	0.40	0.21-1.68	0.86	0.85
		UFG	0.83	0.36	0.16-1.86	0.77	
Angular deviation		FG	3.27	1.26	0.48-5.79	3.41	0.53
		UFG	3.15	1.78	0.32-7.54	2.76	

Der Wilcoxon Matched Pairs Test wurde ausgeführt, um den Unterschied zwischen der CCP- Deviation und der ACP-Deviation jeder Gruppe im Radius zu zeigen. Bei beiden ergab sich ein signifikanter Unterschied, ( $p < 0.05$ ):  $p = 0.0333$  für die fixierte Gruppe und  $p = 0.0011$  für die unfixierte Gruppe.

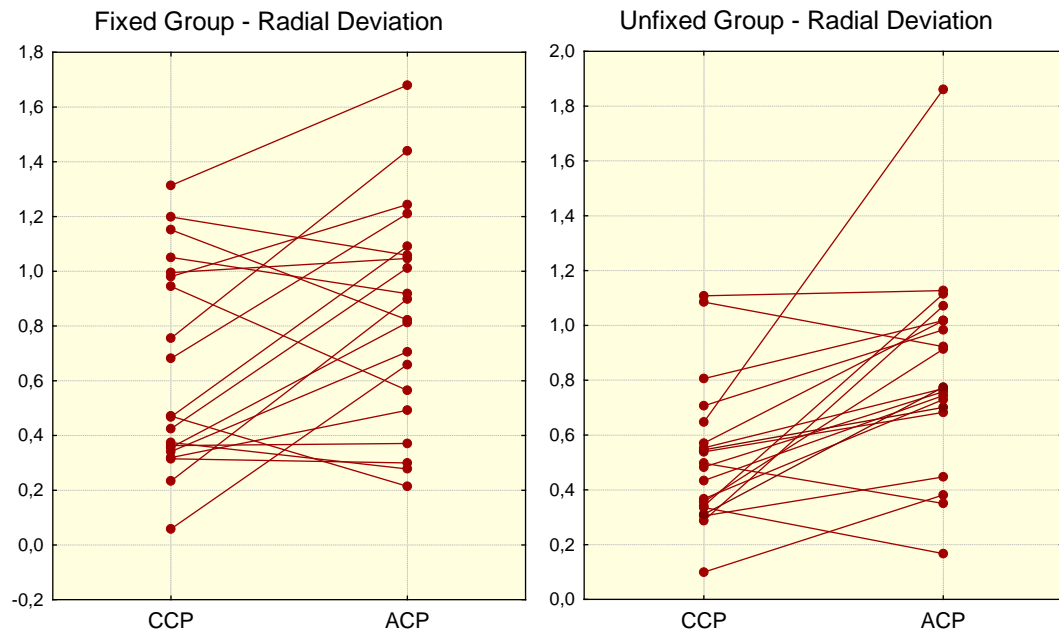


Abb. 15: Deviationstendenz von CCP zu ACP für jede Gruppe. Die unfixierte Gruppe (Wilcoxon matched paired Test  $p=0.0011$ ) zeigt mehr Signifikanzunterschied zwischen CCP und ACP Deviation als die fixierte ( $p=0.0333$ ).

Die gemessene durchschnittliche Tiefenabweichung beträgt  $0.63 \pm 0.49$  mm am CCP. Die radiale Durchschnittsabweichung betrug  $0.58 \pm 0.32$  mm am CCP und  $0.83 \pm 0.38$  mm für den ACP.

Schließlich ergibt sich eine mittlere angulare Abweichung von  $3.2 \pm 1.5^\circ$ . Die vollständigen deskriptiven Parameter des gesamten Beispiels ( $n=40$ ) werden in Tabelle 2 gezeigt.

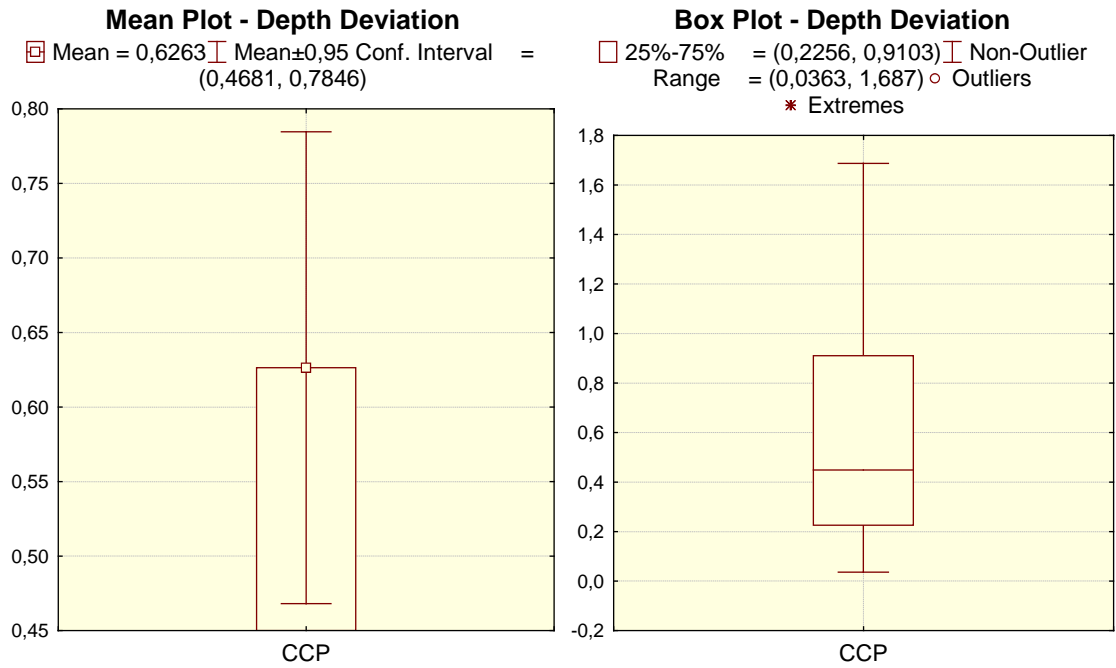


Abb.16: gesamte Tiefenabweichung ( $\Delta z$ ) an jeder Lokalisation des Implantates

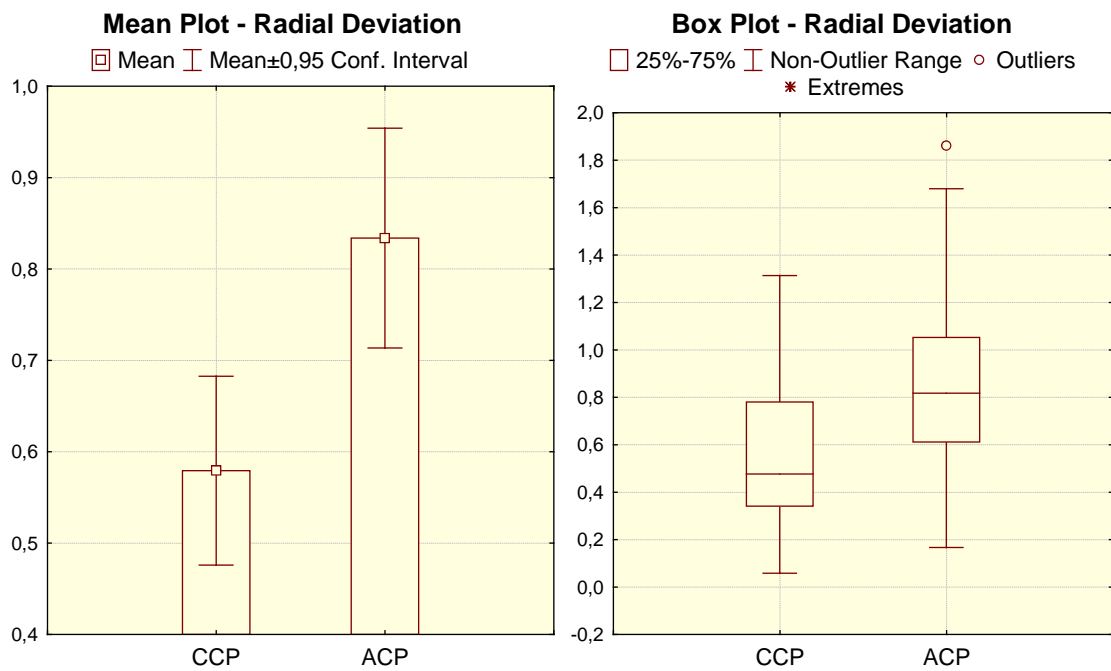


Abb. 17: gesamte radiale Deviation ( $\Delta xy$ ) an jeder Lokalisation des Implantates

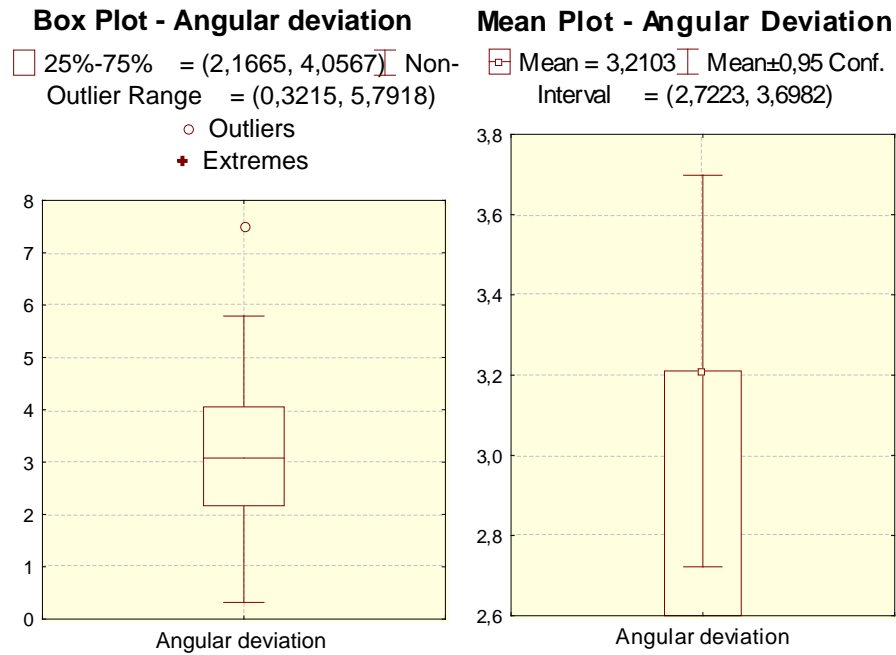
Abb.18: gesamte angulare Deviation ( $\Delta\phi$ ) an jeder Lokalisation des Implantates.

Tabelle 2: Deskriptive Deviationsparameter

n=40		Mean	Stand. Dev.	Range	Median	CI 95%	CI 95%
Depth deviations	CCP	0.63	0.49	0.04-1.68	0.45	0.41	0.64
Radial deviations	CCP	0.58	0.32	0.06-1.31	0.48	0.26	0.42
	APC	0.83	0.38	0.17-1.86	0.82	0.31	0.48
Angular Deviation		3.21	1.53	0.32-7.54	3.08	1.25	1.96

Der Wilcoxon Matched Paired Test vergleicht den CCP und den APC in der Radialebene.

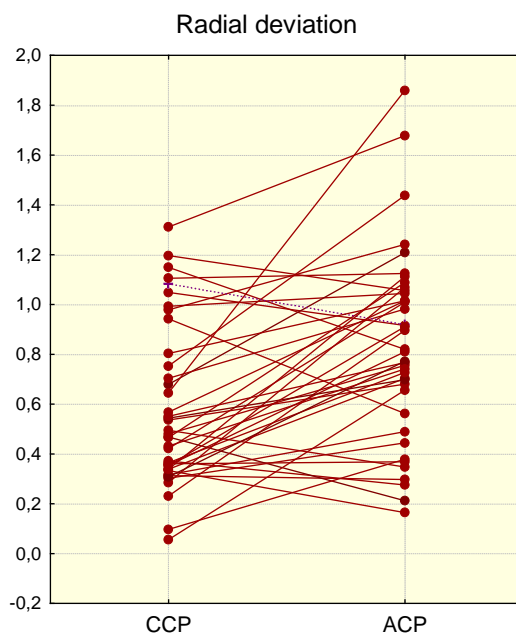


Abb. 19: Tendenz der Deviation für Gesamt ( $p=0.0001$ )



## **4. Diskussion**

### **4.1 Genauigkeit der Implantatplanung mit dem med3D-System**

#### **4.1.1 Methodische Aspekte der dreidimensionalen Bildgebung**

Die Genauigkeit der CT-Aufzeichnung nimmt zweifach Einfluss auf die Präzision der Implantation, einerseits als Planungsgrundlage und andererseits als Registrationsgrundlage (Brief et al 2005). Die Qualität der CT-Daten hängt von der Schichtdicke und dem Einfluss möglicher Artefakte ab. Bewegung und metallische Artefakte führen zu Distorsion und unbrauchbaren Daten (Widmann, Bale 2006).

In der Studie wurde die CT-Aufnahme als Spiralabtastung mit einer Schichtdicke von 0,5mm realisiert. Bei der Bildrekonstruktion wird jedem Voxel ein Zahlenwert zugeordnet, der das Maß für die Röntgenschwächung in diesem Volumenelement ist. Je dünner der gefahrene Schichtabstand und je kleiner die Voxel-Größe, desto genauer die Auflösung und damit die Präzision der Messung.

Parel und Triplett halten eine Schichtdicke von bis zu 0,6mm als Basisinformation im Planungsprozess für unverzichtbar (Parel, Triplett 2004). Die wichtigste Information aus dem CT betrifft die Abmessung des Alveolarfortsatzes in bucco-lingualer und vertikaler Richtung. Als Richtwerte sind in der genannten Studie eine Höhe von 8mm und eine Breite von 6mm als ausreichend eingestuft worden (Parel, Triplett 2004). Es können außerdem Stärke und Struktur der kortikalen Lamellen beurteilt werden.

Die metrische Genauigkeit der dreidimensionalen Vermessung von CT-Daten ergab in einer vergleichenden Studie von CT-Schnittbildern und Knochenschnitten humaner Unterkiefer- und Oberkieferpräparate für den Unterkiefer einen Wert von 0,3mm und für den Oberkiefer von 0,5mm. Das Aufnahmeverfahren bietet damit eine hohe Präzision. Es bleibt fraglich, ob ein anwendbares Verfahren zur intraoperativen Festlegung der Implantatposition und Implantatorientierung in der Lage ist, diese metrische Genauigkeit reformatierter CT-Schichtaufnahmen im OP-Situs zu

verwirklichen. Die intraoperative Umsetzung der Diagnosedaten stellt damit den limitierenden Faktor dar (Hümmeke et al. 2003).

Strahlenbelastung:

Jarbero und Sarment sehen in der Cone Beam Technologie Vorteile, da sie statt Spiralabtastung nur noch eine einzige Rotation ausführt. Bei der verkürzten Aufzeichnung von 10-40 Sekunden werden bei der Rotation 360 Projektionen erfasst und auf einem flächigen Bildsensor mit 512x512 Bildpunkten aufgenommen. Durch einen Rekonstruktionsalgorithmus können die axialen Schichten ebenfalls in 3D Darstellungen überführt werden. Es resultieren eine geringere Strahlendosis, geringere Kosten und weniger Bewegungsartefakte. Die erhöhte Präzision ergibt sich aus der geringeren Schichtdicke von 0,2 - 0,4 mm im Gegensatz zu dem CT mit 0,5 - 1 mm dicken Schichten (Jarbero, Sarment 2006).

Das DVT liegt um den Faktor 10, die dosisreduzierte CT-Aufzeichnung um den Faktor 13 über der Strahlenbelastung des Orthopantomogramms (Hümmeke et al. 2003). Hirsch et al. haben bei der Untersuchung zur präimplantologischen Diagnostik unter Expositionsbedingungen, die der klinischen Routine entsprachen, etwa 8-fach erhöhte Energiedosiswerte in mGy zwischen DVT und CT ermittelt (Hirsch et al. 2002). Bei einer vergleichenden Messung der Strahlenexposition mit Hilfe von Thermolumineszenzdosimetern wurden beim CT Maximalwerte von 23 mGy im Gegensatz zum DVT mit bis zu 4,2 mGy ermittelt. Als Vorteil für die präimplantologische Planung muss gewertet werden, dass Positionierungsprobleme des Kopfes beim DVT, im Gegensatz zum CT, nachträglich herausgerechnet werden können.

Artefakte:

Die Anfälligkeit für Metallartefakte bei Verwendung des DVT scheint geringer, allerdings auch die Ortsauflösung gegenüber dem CT. Die nachträgliche Modifikationsmöglichkeit der Axialebene am PC kann bei Planungen, die Ober- und Unterkiefer betreffen, von Vorteil sein (Hirsch et al 2002). Marmulla et al. erklären die geometrische Genauigkeit des DVT für ausreichend in der Anwendung kombiniert mit computergestützten Techniken (Marmulla et al. 2005).

Der systemimmanente Steckbaustein dient als Registriermarkierung in der Aufzeichnung. Die Genauigkeit der präzisen Erkennung der Lage des vollständigen Steckbausteins begrenzt die maximal erreichbare Genauigkeit. Die Genauigkeit der Erkennung des Steckbausteins hat unmittelbare Auswirkungen auf die Genauigkeit der Position der Bohrhülsen in der fertig gestellten Schablone.

An eine Fehlregistrierung muss gedacht werden, wenn alle Hülsen und Sicherheitsmarkierungen in der gleichen Richtung um den gleichen Winkel verschoben sind. Die Funktion der automatisierten Lagekorrektur kann dann benutzt werden. Besonders genau zu überprüfen ist die korrekte Position der Registriermarke in ihrer Höhe, also in Richtung senkrecht zur Okklusionsebene.

Bei Bewegungsartefakten, wenn also der Patient während der Aufzeichnung verwackelt, wird die Lage der Registriermarken in Bezug auf den geplanten Implantationsort verschoben.

Die CT-Aufnahme muss daher genauestens auf Anzeichen von Bewegung überprüft werden. Diese sind typischerweise erkennbar an scharfkantigen Sprüngen im Bild an den Stellen, wo eigentlich ein weicher Übergang erwartet würde. Außerdem treten linien- oder kurvenförmige Muster innerhalb der Schnittebenen auf.

Bei vorhandenem Zahnersatz im Gegenkiefer ist es empfehlenswert, während der Aufzeichnung eine Bissperrung mit einem Aufbiss, etwa einem Holzspatel, vorzunehmen. Durch den Aufbiss kann die Schablone aber während der Aufnahme verschoben werden. Der jeweilige Steckbaustein sollte unbedingt in einem Durchgang

mit seinem zugehörigen Kiefer aufgezeichnet werden. Beim Anstückeln besteht die Gefahr der Patientenbewegung und es können Abweichungen bis zu mehreren Millimetern entstehen.

Die Artefaktbildungen durch nicht herausnehmbare metallische Restaurationen können reduziert werden, indem die Gantryebene parallel zur Kauebene eingestellt wird (Hirsch et al. 2002). Die Ausbreitung der Bildstörung wird dadurch nur in diese Richtung gelenkt und die Identifizierung des Steckbausteins als Referenzkörper nicht gefährdet.

#### Nutzen:

Beim Vergleich der alleinigen CT Nutzung im Vergleich zu CT Nutzung gekoppelt mit diagnostischer Software kommen Jabero und Sarment 2006 zu folgenden Vorteilen: die Kombination beider Technologien ermöglicht die Evaluation der Knochendichte, die Identifikation von pathologischen Befunden, Messungen von Knochenquantität und Knochenqualität und die Graustufendarstellung zum Studium kritischer Strukturen. Nachteile sind die erhöhte Strahlung, die Sensibilität der Technik, größere Softwarekosten und zusätzliches Anwender-Training. Limitierend für die Gesamtsystemgenauigkeit aller Verfahren der computergestützten Implantologie ist nach wie vor die Genauigkeit der zugrunde gelegten dreidimensionalen Bildgebung (Heurich et al 2002). Die Auflösung der CT-Daten stellt die Begrenzung der möglichen Präzision der zu fertigenden Bohrschablone dar. Systemimmanente Ungenauigkeiten bei der Bildgebung durch CT oder DVT können zu Verfälschungen im Bereich von 5 – 10 % führen.

Die vorliegende Studie und Evaluation der Modellsituation konnte ohne Rücksichtnahme auf die Strahlenbelastung bei gleichzeitiger Nutzung der großen Abbildungsschärfe der Spiraltomographie durchgeführt werden. Systemimmanente Ungenauigkeiten der dreidimensionalen Bildgebung wurden in der vorliegenden Studie mit 0,63 mm festgestellt. Hassfeld sieht die Rechtfertigung des Einsatzes von CT-

gestützter Planung vor dentaler Implantation vor allem bei Insertionen in stark reduziertes Knochenangebot, insbesondere in räumlicher Nähe zu Kieferhöhle und Mandibularkanal, sowie bei multipler Insertion (Hassfeld et al. 2000).

#### 4.1.2. Software und Ablesegenauigkeit

Die Ortsauflösung der dreidimensionalen Verfahren hängt vom Bildempfänger und der bei der Auswertung des Rohdatensatzes verwendeten Bildmatrix ab. Bei CT-Verfahren verwendet man für die Ortsauflösung die Pixelgröße in den resultierenden digitalen Bildern. Neuere Tomographen erzeugen eine Pixelgröße von 0,3 x 0,3 mm. Die Bildauflösung wurde in der eigenen Arbeit bei der handelsüblichen Monitorgröße von 19 TFT pro Zoll und 98dpi (dots per inch) mit einem Wert von 0,26 mm ermittelt. Die Software von med3D bietet die Möglichkeit der Vergrößerung des Objektes um bis zu 600%, dadurch wird die Frage nach der Auflösungsungenauigkeit entschärft. Die Qualität der dargestellten Aufnahmen wird durch die Leuchtdichte, den Maximalkontrast und die Pixel-Matrix des Monitors bestimmt. Für die Geräte, die in der Zahnheilkunde für die Befundung eingesetzt werden dürfen, gelten folgende Forderungen:

- Maximale Leuchtdichte: > 120 cd/m<sup>2</sup>
- Kontrastverhältnis: mindestens 1/40
- Matrix: ≥1000 x ≥ 768 Pixel
- Diagonale des sichtbaren Bereichs: 17 Zoll Röhrenmonitor oder größer  
15 Zoll LCD Monitor oder größer.

Die für die Darstellung diagnoserelevanter Bildschirminformationen genutzte Bildschirmfläche muss frei von Artefakten oder Bildüberlagerungen sein (Tschernitschek et al. 2009). Die Verzahnung zwischen dreidimensionaler Diagnostik, dreidimensionaler Simulation und dreidimensionaler Übertragung am Patienten wird bei med3D durch ein eigens entwickeltes Volumenmarkersystem gewährleistet. Die

Fertigungsgenauigkeit des Steckbausteins liegt bei 5/1000 mm. Die Präzision der Wiedererkennung des Steckbausteins determiniert die Präzision der Planung. Diese hängt ab von der Güte der Bilddaten. Je genauer die CT-Daten, desto genauer die Planung.

Das Planungssystem med3D zeichnet sich durch einfache Handhabung und übersichtliche Programmgestaltung aus. Es ermöglicht eine gute Interaktion zwischen Chirurgie und Prothetik. Die Planung wird in zwei- und dreidimensionalen Ansichtsmodi mit der Möglichkeit einer transparenten und semitransparenten Darstellung ermöglicht und bietet die dreidimensionale Simulation der Implantation. Mittels eines Algorithmus kann nach manueller Definition des N.mandibularis der Nervkanal farblich visualisiert werden, was bereits in der Planungsphase Schutz der Risikostruktur bietet (Heurich et al. 2002).

Die Planungsstufen werden schrittweise umgesetzt und der Anwender folgerichtig durch die Planung geführt. Die in der programmeigenen Datenbank in hoher Anzahl verfügbaren Implantattypen machen das System vielseitig nutzbar. Als Vorteil darf die Visualisierung mit prothetischen Abutments unterschiedlicher Höhen und Angulationen angesehen werden. Das Einblenden der Bohrhülsen sowie die An- und Abschaltmöglichkeit von Detailfunktionen wie zum Beispiel die Schleimhautdickenmessung, erleichtern die Planung. Der Einsatz von virtuellen Sicherheitshüllen dient der Abstandswahrung der Implantate untereinander und ist für jeden Implantattyp frei wählbar.

Die mathematische Genauigkeit der Verarbeitung der Bilddaten durch die Software erlaubt eine Berechnung in der Größenordnung von  $5 \times 10^{-8}$  mm. Das System med3D ist in seiner Handhabbarkeit sowie der Präzision ausgereift (Stein 2001).

#### **4.1.3 Schablonenherstellung**

Jabero (Jabero, Sarment 2006) hat die folgenden Anforderungen an eine chirurgische Schablone zusammengestellt.

Das Material sollte hart, stabil und durchsichtig sein. Die Schablone sollte eine leichte Insertion des chirurgischen Bohrers ermöglichen und eine akkurate Führung bieten.

Sie muss in Praktikabilität und Präzision verlässlich sein.

Aus chirurgischer Sicht muss sie einen guten Zugang zur Insertionsstelle bieten.

Die Umsetzung der Planung durch die Schablonentechnik ist für den Zahnarzt eine vertraute und effiziente Methode, deren intraoperativer zeitlicher und apparativer Aufwand gering ist (Heurich et al. 2002).

Bei der Umarbeitung der Diagnostikschablone zur chirurgischen Schablone dient der Steckbaustein bei der Hülsenplatzierung zum Einspannen von Modell und Schablone in das Bohrsystem. Die Positionierung der Hülsen wird über einen Bohrtisch mit mindestens vier Freiheitsgraden, zwei translatorischen und zwei rotatorischen, gemäß den Daten des schichtbasierten Planungssystems durchgeführt (Hassfeld et al. 2000). Dafür wird der zum System gehörende Hexapod in Neutralposition zentriert, die Röntgenschablone auf den Volumenmarker des Hexapod aufgesteckt und in dieser Position eingegipst. Die Verwendung von Einartikuliergips ist unverzichtbar, um beim Einartikulieren keine Ungenauigkeiten durch die Schrumpfung oder die Ausdehnung des Gipses zu erhalten. Wird die Passung der Steckbausteine in dieser Phase verändert oder werden sie ungenau zusammengesteckt, resultiert eine fehlerhafte Ausrichtung der Schablone, die zu Fehlübertragung der Bohrvektoren und damit zu falscher Hülsenpositionierung führen kann. Der Hexapod lässt eine exakte Einstellung auf 1/10 mm zu. Die Längeneinstellung jedes Beines wird auf den Skalen manuell durchgeführt und definiert mit den ausgedruckten Koordinaten der Simulationseinheit jedes Bohrloch dreidimensional im Raum.

Es empfiehlt sich, zuerst alle 10mm Schnellverstellungen durchzuführen und auf genaues Einrasten zu achten, so dass keine Zwischenpositionen eingestellt werden.

Die Hilfsmarkierungen unterstützen die präzise Einstellung.

Zur besseren Übersicht und Aufsicht auf die Skalen ist es ratsam, den Hexapod für die Feineinstellung zu drehen, da es sonst zu Überdrehungen kommen könnte. Zur Überprüfung der gesetzten Hülsenposition dient der Prüfplan, der an Referenzpunkten ausgerichtet wird.

Der Bohrer muss als Kontrollfunktion durch die Hülsen in der Schablone hindurch ins Zentrum jeder Markierung treffen. Weitere Sicherheitsmarkierungen, wie die am Rand der Schablone eingebrachten Guttaperchaspitzen, müssen anhand der Datenfolge aufgefunden werden. Die Fehler der technischen Herstellung der Bohrschablone liegen bei 0,1 mm, jeder Bedienungsfehler des Systems in diesem Stadium würde im anschließenden Prüfvorgang auffallen.

Allerdings sollten abschließend alle gesetzten Titanhülsen in jedem Fall nochmals auf medizinische und funktionale Plausibilität hin begutachtet werden und mit der 3D-Darstellung der Computertomogrammdaten verglichen werden.

#### **4.1.4 Gesamtgenauigkeit**

Die Präzision der bildgesteuerten Vorgehensweise ist definiert als die Deviation in Lokalisation und Winkelabweichung der Planung im Vergleich zum realisierten Ergebnis. Sie beinhaltet alle möglichen einzelnen Fehler von der Bilddatengewinnung bis zur Implantation selbst. Die Fehler sind kumulativ und interaktiv (Widmann, Bale 2006).

Die Gesamtgenauigkeit der vorliegenden Studie addiert sich aus den ermittelten systemimmanenten Fehlern des CT mit 0,63 mm, der Bildauflösung mit 0,26 mm und der Schablonenproduktion mit 0,1mm. Die Software fällt nicht ins Gewicht.

Mit dem Wert von 0,99 mm ist sie in Übereinstimmung mit vorausgegangenen Untersuchungen.

In der eigenen Arbeit ergab die Auswertung der Tiefenabweichung über die gesamte Anzahl der gesetzten Implantate einen Wert von  $0,63 \pm 0,49$  mm.



Die durchschnittliche radiale Abweichung wurde mit  $0,58\pm 0,32\text{mm}$  (CCP) und  $0,83\pm 0,38\text{mm}$  (ACP) ermittelt, die durchschnittliche angulare Abweichung war mit  $3,2^\circ\pm 1,53^\circ$  ermittelt worden.

Ruppin erreichte mit dem SimPlant Schablonensystem in der Modellsituation eine Genauigkeit zwischen geplanter und realisierter Position von  $1,5\pm 0,8\text{mm}$  in der Horizontalabweichung am Eintrittspunkt. Für die Insertionstiefe wurden  $0,6\pm 0,4\text{mm}$  erreicht, und schließlich in der Achsabweichung  $7,9^\circ\pm 5^\circ$ . Die resultierende durchschnittliche Genauigkeit der vorliegenden Studie ist in Übereinstimmung mit der Übertragungsgenauigkeit vorangegangener Studien zu sehen.

Verschiedene Arbeitsgruppen haben bereits die Genauigkeit der computergestützten Schablonenherstellung untersucht (Sarment et al. 2003b; Besimo et al. 2000; van Steenberghe et al. 2002; Naitoh et al. 2000; Rosenfeld et al. 2006).

Die Präzision mit einer Genauigkeit im Bereich von  $0,5\text{-}1\text{mm}$  unterstreicht die Verlässlichkeit von Schablonensystemen für die klinische Applikation von Implantaten (Hoffmann et al. 2003 und 2005; Sarment et al. 2003 a).

Widmann et al. postulieren, dass menschliche Fehlleistungen die Bilddatengewinnung, die Planung und die Transferphase beeinflussen können. Die Positionierung der Registrationsmarker, die bewegungsfreie CT-Datenakquisition, die präzise Planung, die Verifikation der Registrationsgenauigkeit und die kontinuierliche Kontrolle auf stabilen und sicheren Sitz der Schablone oder des Referenzrahmens sind unverzichtbar (Widmann, Bale 2006).

Faktoren, wie die Frage des Studiendesigns, ob ein knöchernes oder ein synthetisches Modell Verwendung findet, die Evaluation der Implantate und der vorgebohrten Bohrverläufe, sowie die Evaluationsmethode selbst, sollten nach Ruppin allerdings verstärkter zur Interpretation der Ergebnisse herangezogen werden (Ruppin et al. 2008).

Eine exemplarische Übersicht der von anderen Autoren erzielten Genauigkeiten bei der Anwendung verschiedener CAS Techniken im Patientenfall und in der Modellsituation findet sich in Tabelle 6.2 im Anhang.

#### **4.1.5 Auswertung der Implantatposition mit Matching**

Zur Überprüfung der erreichten Genauigkeit wurde die Reevaluation einer zweiten CT-Aufnahme nach Implantation gewählt. Die CT-Reevaluation ist sowohl in Modellsituationen wie auch im Patientenfall eine gebräuchliche Technik zur Bewertung der erreichten Präzision der Implantation (Brief et al. 2001; Wanschitz et al. 2002b; Sarment et al. 2003a, 2003b; van Steenberghe et al. 2002; Hoffmann et al. 2005).

Wegen des starken Kontrastes zwischen metallischen Implantaten und umgebenden Geweben mit etwa 3:1 für kortikalen Knochen und mehr als 10:1 für spongiösen Knochen, ist die Segmentierung der CT Daten durch Erhöhen des Hounsfield Schwellenwertes (gibt in Zahlen die Dichte des Knochens an) eine verlässliche Segmentierungsmethode. Die maximal auftretenden Ungenauigkeiten bei der Segmentierung sind partielle Vergrößerungseffekte, die im Voxelbereich liegen. Die Präzision eines Messsystems für computergestützte Techniken ist in hohem Masse abhängig von deren räumlicher Auflösung (Ruppin et al. 2008).

Der *Matching*-Prozeß an sich kann mit der gleichen Genauigkeit wie der med3D Planungsprozeß durchgeführt werden.

Mittels des erwähnten Referenz-Steckbausteins im CT wurden die prä- und die postoperative CT-Aufnahme übereinander projiziert. Dann wurde auf den gesetzten Implantaten eine inverse Planung vorgenommen. Die Zeichnungsunschärfe der Titankörper bei Vergrößerung und die geringen zu berechnenden Abstände machen das manuelle Überlagern der gesetzten Implantate mit der neuen Planung von den individuellen Fertigkeiten und Einschätzungen der ausführenden Person abhängig.

Der Vorgang der Überlagerung zur inversen Planung erfolgt benutzerdefiniert, schon sehr kleine Abweichungen im individuellen *Matching* können veränderte Werte in der

Exceltabelle begründen. Das Programm bietet eine unterstützend interpolierende Überlagerung an. Beide überlagerten Planungen sind farblich codiert dargestellt und lassen sich dadurch gut vergleichen. (Abb.5).

## 4.2 Präzision der Umsetzung der Implantatplanung

### 4.2.1 Fehlerquellen bei der Modellsituation

Die nachfolgende Auflistung zeigt die Determinanten der untersuchten Modellsituation und im Vergleich dazu die klinischen Parameter:

<b>am Modell</b>	<b>klinisch</b>
• kein Speichel	Speichel
• kein Phantomkopf	Zunge, Wange ,Lippe
• keine Resilienz	unterschiedliche Resilienz
• kein Lappen	Lappendesign
• solider Knochen	wenig Knochen
• keine Defektsituation	häufig Defektsituation
• keine Patientenbewegung	Patientenbewegung.

Das verwendete GOS Unterkiefermodell Typ 1 ist ausgeführt als Modellsituation des leicht atrophischen Unterkiefers. Die Fixierung des Modells mit Hand ergab bei solider Auflage auch ohne Schraubenfixierung eine gut beherrschbare Situation. Neben diesem Modell sind andere Unterkiefermodelle mit unterschiedlichen Stadien der Alveolarkammatrophie, verschiedenen Defektsituationen, vertikalen Kavitäten oder sehr scharfen krestalen Knochenkanten erhältlich. Da sich der Sitz der Schablone auf inhomogener knöcherner Unterlage deutlich anders darstellen kann, müssen Augmentations- und Defektsituationen mit geringerem Knochenangebot zum Gegenstand weiterer Untersuchungen gemacht werden.

Zur Evaluierung der erreichten Präzision an einzelnen spezifischen Zahnpositionen wäre eine größere Anzahl gesetzter Implantate mit Phantomkopfmontage nötig. Die zusätzliche Montage im Phantomkopf könnte vor allem hinsichtlich der Angulation andere Ergebnisse begründen.

Gaggl belegte in einer Studie an synthetischen Unterkiefermodellen, dass die Bohrung in der Tiefen-Achse über dem Dach des Mandibularkanals mit einer mittleren Genauigkeit von 0,14 mm durchgeführt werden konnte (Gaggl et al. 2001).

Marmulla et al. bestimmten die Präzision von Implantat-Navigationen mit Hilfe spezieller Gießharzphantome, wobei sich mittlere Genauigkeiten von knapp 2mm abzeichneten. Da für die Risikoabschätzung Maximalwerte richtungsweisend sind, ist nach heutigem Wissensstand die Einhaltung eines Sicherheitsabstandes von etwa 2 mm ratsam (Marmulla et al. 2002).

#### **4.2.2 Fehlerquellen bei klinischem Vorgehen**

Im Gebrauch von computergestützten Techniken haben zwei klinische Vorgehensweisen Bedeutung erlangt:

- die Visualisierung des chirurgischen Instrumentes durch *optical tracking* und
- die mechanische Führung mittels eines Schablonensystems

(Fortin et al. 2002; Sarment et al. 2003a, 2003b; Wagner et al. 2003).

Bei beiden Verfahren ist die Schablonenimmobilität eine essentiell wichtige Voraussetzung für die präzise Übertragung der Planung- bei der Registrationschablone sowie bei der Chirurgieschablone.

#### **Klinischer Einsatz:**

Grenzen bietet der zahnlose Kiefer, auf dem nach der Präparation der Schleimhaut die Lagestabilität der Schablone nur noch bedingt sichergestellt werden kann (Hassfeld et al. 2000).

Bohrschablonen bieten nur bei eindeutiger dentaler Lagerung intraoperative Reproduzierbarkeit. Die Planung kann ansonsten nur annähernd und schwer kontrollierbar am Kiefer umgesetzt werden (Schultes et al. 2001). Die Anfertigung dieser Implantationshilfen erbringt zwar die intraoperative Übertragbarkeit der idealen Zahnreihensituation (Fortin et al. 2000; Fortin et al. 2002), die genaue Kontrolle und die in Bezug gesetzte Beherrschung der Kieferkammvolumenverhältnisse intraoperativ gelingen aber nicht (Miller, Bier 2006).

Besimo et al. sehen die bedeutendsten Faktoren für die Präzision in der intraoralen Orientierung der Chirurgie-Schablone und der chirurgischen Herausforderung des Operateurs, eine festgelegte Implantatangulation zu realisieren (Besimo et al. 2000).

Nach Widmann und Bale ergaben sich keine relevanten Unterschiede in der Präzision zwischen Patientenfall und Modellsituation bei Verwendung von durch bildgesteuerte Schablonenproduktion hergestellten Schablonen (IGTP- image guided template production). Es wurden an der Spitze Abweichungen von etwa 0,4mm gefunden (statisches Verfahren).

Beim Vergleich von gesteuerter Bohrernavigation am Patienten und am Modell ermittelte er Abweichungen in der Präzision von 0,2-0,5 mm am Eintritt und 0,3-0,5 mm an der Spitze des Implantates (dynamisches Verfahren).

Hassfeld et al. ermittelten beim zahnlosen Kiefer Abweichungen zur Zielposition im apikalen Bereich der Implantatbohrung im Bereich von 0,1-0,9 mm in allen drei Raumrichtungen, wobei 80 % im Bereich von 0,2-0,3 mm lagen.

Bei der isolierten Betrachtung in vertikaler Dimension am Apex der Bohrung ergaben sich Werte von 0,1-0,7 mm, wobei über 50% der Werte unter 0,2 mm lagen. Die Beurteilung der horizontalen Abweichung ergab Werte von 0,1-1,1 mm am Knocheneintritt (Hassfeld et al. 2000).

Brief et al. ermitteln aus dem Vergleich zweier bildgesteuerter Platzierungen von dentalen Implantaten gegenüber der manuellen Platzierung eine signifikant höhere

Präzision in Angulation sowie auch longitudinaler und lateraler Deviation entlang des Implantatkörpers (Brief et al. 2005).

Von Widmann et al. wurde in einer Studie herausgearbeitet, dass Handtremor und Perzeptionsfehler des Operateurs bei der optischen Bohrernavigation zu Ungenauigkeiten von 0,25mm und 0,5 ° führen.

### Fixation

Während beim teilbezahnten Patienten die Fixierung an vorhandenen Zähnen ausreicht, ist die Frage nach der Fixierung der Bohrschablone mit Minischrauben im unbezahnten Kiefer noch weitgehend unbeantwortet (Hassfeld et al. 2000).

Frühere Studien empfahlen wegen der Fehlerquellen im zahnlosen Kiefer die Fixation der Schablonen mit Knochenschrauben (Widmann, Bale 2006; Tardieu et al. 2003). Systematische Untersuchungen zur Schablonenmobilität, der temporären Insertion von Minischrauben und der Erfolgsabhängigkeit der Implantation vom Befestigungsmodus sind bislang nur unzureichend vorhanden.

Widmann schlägt daher vor, die Registrierungsschablone mit Minischrauben am Zahnbogen zu befestigen, um der Gefahr der unbemerkten Lockerung der modifizierten Bohrschablone vorzubeugen.

Für die adäquate Nutzung der Bohrschablone bei zahnlosen Patienten oder in distalen Freiendsituationen ist es notwendig, die Schablone mit Knochenschrauben zu fixieren (Widmann, Bale 2006).

Widmann und Bale stellen das statische und das dynamische Verfahren gegenüber und berichteten von Unterschieden bis zu 0,5mm bei Bohrernavigation und bis zu 0,4mm bei der Schablonentechnik im Vergleich von Patientenfall mit der Modellsituation.

Wenn die Bohrseite der Schablone mit der Hand fixiert wird, kann das auf der abgewandten Schablonenseite zu unbemerktem Abheben der Schablone führen. In

Fällen, wo posterior implantiert werden soll, wird die Schiene in der Regel frontal gehalten und unterliegt dem möglichen Abheben im distalen Abschnitt. Dies kann nur schwer eingesehen und überprüft werden. Darunter kann die Angulation des Implantates leiden.

Die sichere Verankerung der Schablone am vorhandenen Restzahnbestand oder am Knochen muss als Vorteil gewertet werden. Derzeit sind Osteosyntheseschrauben oder Interimsimplantate anwendbar. Ohne diese sind konsequenterweise die Gesamtsystemungenauigkeiten im klinischen Einsatz am zahnlosen Kiefer als erheblich größer einzustufen (Heurich et al. 2002; Ganz 2005; Widmann, Bale 2006).

Tardieu et al. zeigen einen klinischen Fall zur Versorgung des Unterkiefers mittels stereolithographischer Bohrschablone. Nach Präparation der Schleimhaut wurde die Schablone mit Osteosyntheseschrauben direkt auf dem exponierten Knochen fixiert, um das Verrutschen während des Bohrvorgangs zu vermeiden.

### Knochenqualität

Die Autoren halten die zylindergeführte Bohrung vor allem bei tangentialem Bohren an dünnen Alveolarknochenwänden für unverzichtbar, ebenso wie bei der Bohrmodifikation frischer Extraktionsalveolen (Tardieu et al. 2003).

Poröse Knochenstrukturen und unterschiedliche Knochendichten entlang der Implantatbohrung können den exakten Übertragungserfolg der vorgeplanten Position gefährden. Da bei der Schablonentechnik die visuelle, direkte Kontrolle durch die Schablone nicht möglich ist, sind Modifikationen während der Operation schwer realisierbar. Gegebenenfalls kann das weitere Aufbereiten unter optischer Kontrolle und unter Einbringung der Erfahrungswerte des versierten Chirurgen erfolgen. Die Pilotbohrung sollte aber auf jeden Fall durch eine mit Osteosyntheseschrauben fixierte Schablone geführt erfolgen.

Sind knochenverdichtende oder knochenverbreiternde Massnahmen wie *Bone-condensing* oder *Bone-spreading* notwendig, so kann das zu deutlichen Abweichungen

der vorgeplanten Angulation führen. Die Nutzung der Schablone mit sicherer Führung ist bei dieser Form der Vorbehandlung des knöchernen Implantaltagers empfehlenswert.

Als ein Vorteil bei der Bohrernavigation wird die Tatsache gewertet, dass der Bohrer während des gesamten Bohrvorgangs in allen drei Raumebenen auf dem Bildschirm visualisiert wird.

Schneider et al. fanden unter experimentellen Bedingungen am Modell bei Verwendung einer mit Minischrauben befestigten Registrierungsschablone eine mittlere Genauigkeit von 0,68 mm (Schneider et al. 2001).

### Lappendesign

Die Schleimhaut weist unterschiedliche Resilienzbereiche auf. Das Lappendesign spielt eine große Rolle für soliden Schablonensitz.

Klinisch ist die Dicke und Größe des aufgeklappten Schleimlappens ein Problem, dass den Schablonensitz enorm beeinträchtigen kann, die Schablonenpassung auf dem Alveolarfortsatz ist gefährdet. Als Folge davon können Kippungen und Hohlräume unter der Bohrung auftreten.

Auf der resilienten Schleimhaut ist der gleichmäßige Anpressdruck der Schablone ohne Fixation eine schwierige Aufgabe, da das Maß des Einsinkens zum Zeitpunkt des Implantationsvorgangs nicht überprüft werden kann. Der Anpressdruck auf die Schablone stellt ein subjektives Moment dar.

Fortin et al. sehen den Nutzen bildgestützter Systeme daher auch in der Weiterentwicklung hin zur minimalinvasiven Implantation ohne Lappenchirurgie (Fortin et al. 2002).

Minimalinvasive Schleimhautoffnung an der Insertionsstelle begünstigt eine gute Adaption der Schablone an den Kiefer.



Das minimalinvasive Vorgehen kann aber nur durch weniger visuelle Kontrolle erkaufte werden. Die Abwägung zwischen stabilem Schablonensitz und der Möglichkeit der direkten Sicht auf das prospektive Implantatlager liegt beim Chirurgen.

### Hülsenpassung

Während des Bohrvorgangs sind Verkantungen im Hülsenkörper möglich, die unbemerkt ein Anheben auf der Gegenseite verursachen können. Die widerstandslose Bohrung durch die Titanhülsen muss gewährleistet sein um ein Mitdrehen der Hülse zu vermeiden. Dabei muss an Fertigungstoleranzen bei der Hülsenproduktion gedacht werden.

Widmann befürwortet die Verwendung von Bohrhülsen unterschiedlichen Durchmessers, die exakt mit den Größen der Bohrer korrelieren, um die Präzision zu steigern. Die Verwendung von proximal nicht schneidenden Bohrern bei der Pilotbohrung könnte die Präzision verbessern (Widmann, Bale 2006).

Ruppin et al. halten die Applikationssicherheit des Schablonensystems im Hinblick auf die möglichen iatrogenen Schädigungen anatomischer Strukturen für größer (Ruppin et al. 2008). Heurich et al. halten derzeit schablonengestützte Systeme für empfehlenswert für den Einsatz in der Praxis, wohingegen bei der Bohrer-Navigation die ungünstige Ergonomie gepaart mit hohen Investitionen den routinemäßigen Einsatz erschwert (Heurich et al. 2002).

Einige Autoren schätzen die Schablonentechnik gegenüber der Bohrernavigation als die präzisere Methode für höhere Übertragungsgenauigkeit ein (Fortin et al. 2002), dies konnte aber in vivo bisher nicht bestätigt werden (Di Giacomo et al. 2005).

Als Vorteil der Schablonentechnik erweist sich die Tatsache, dass der intraoperative zeitliche und apparative Aufwand gering ist und das Vorgehen und die Handhabung dem Zahnarzt vertraut sind (Marmulla et al. 2002). Das unkomplizierte Handling und die geringeren benötigten Ressourcen der statischen Schablonentechnik gegenüber

der dynamischen Bohrernavigation erheben die Schablonenmethode zur besseren Wahl in einem Großteil der Patientenfälle (Mischkowski et al. 2006).

Der klinische Erfolg bei Bohrernavigation ist bei optischen Systemen abhängig von der Fähigkeit des Chirurgen, die Daten zum Zeitpunkt der Implantation auf dem Display richtig zu interpretieren und auszuführen (Widmann, Bale 2006).

#### **4.3. Bedeutung der Schablonenfixation anhand der eigenen Resultate**

Der Vergleich zwischen fixiertem und unfixiertem Vorgehen am Göttinger Studienmodell des leicht atrophischen zahnlosen Unterkiefers ergab in der vorliegenden Arbeit keine signifikanten Unterschiede.

Der einzige Unterschied zwischen fixierter und unfixierter Gruppe ergab sich beim Vergleich der Werte, die das Verhältnis der zervikalen zur apikalen Deviation jeder Gruppe beschreiben.

Der Wilcoxon matched pairs Test weist für die fixierte Gruppe mit  $p= 0,0333$  eine geringere Signifikanz auf. Die unfixierte Gruppe bestätigt mit  $p= 0,0011$  eine starke Differenz zwischen CCP und ACP.

Dieses Ergebnis deutet an, dass die fixierte Gruppe eine bessere Führung des Bohrers in die Tiefe garantiert. Unter dem Aspekt der möglichen unterschiedlichen Knochenqualitäten entlang der Implantatbohrung stellt dieses Ergebnis ein wichtiges Argument für die Fixierung der Schablone dar. Die Unkenntnis des Knochenangebots und dessen Qualität führt sonst zwangsläufig zu nicht optimaler Knochennutzung und dem Kalkulieren von Sicherheitsabständen.

Bei sehr ungünstiger Knochenanatomie sollte die CT-Aufnahme eingesetzt werden, um die idealste Stelle zur Schablonenfixierung mit Knochenschrauben vorzuplanen. Unnötige Schwächung des Knochens in Nähe des Implantatbettes oder die Behinderung des Implantationsvorgangs durch ungünstige Positionierung des Hilfsimplantates könnten so vermieden werden. Es ist bekannt, dass die temporären

Hilfspfeiler häufig implantatfähige Positionen für die definitive Implantatsetzung blockieren.

Vor allem in hochgradig atrophierten, zahnlosen Kiefern liegt nur begrenztes implantatfähiges Alveolar-Restkammvolumen vor, das in seiner Gänze für die Implantatpositionierung genutzt werden muss. Zusätzliche temporäre Implantate haben oft keinen Platz. Es sieht aus, als wäre einer palatinalen oder vestibulären Fixierung der Vorzug zu geben, da sie den implantatfähigen Kieferkamm unberührt lässt. Eine Klassifikation der Verankerungspunkte bei Indikationen mit unverzichtbarer Schablonenfixierung müssen noch verbindlich postuliert werden.

Die leicht atrophischen Unterkiefer-Modelle konnten keinen signifikanten Unterschied in der fixierten oder unfixierten Ausführung belegen. Weiterführende Studien sind nötig, um eine Aussage in anatomischen Kompromissituationen zu erhalten.

Die Zielsetzung der bildgesteuerten Systeme ist es eine operative Strategie zu erstellen, die alle Vorteile der räumlichen Darstellungsmöglichkeiten dieser Technik nutzt und die Ausführung dieser Strategie mit einem geeigneten Führungssystem im Operationsgeschehen stützt (Fortin et al. 2000). Nach den Ergebnissen der Studie gelingt dies sowohl in der fixierten wie in der unfixierten Vorgehensweise im Rahmen des Modellversuchs.

#### **4.4 Schlussfolgerungen**

Die Interaktion zwischen präimplantologischer Diagnostik, Planung und prothetisch orientierter chirurgischer Umsetzung kann mittels Schablonentechnik mit hoher Präzision umgesetzt werden.

Der umfangreiche Planungsprozess lässt sich für den Operateur praktikabel in die Operationssituation transferieren.

Die Umsetzung am zahnlosen Alveolarfortsatz ist wegen fehlender reproduzierbarer Ankerpunkte risikoreicher als die teilbezahnte Situation.

Daher empfiehlt sich nach den Ergebnissen dieser Studie die Verwendung der Bohrschablone mit Fixierung.

Am Studienmodell hat sich gezeigt, dass die Bohrung und Führung in die Tiefe beim fixierten Vorgehen in der radialen Ebene präziser durchgeführt werden kann, dies hat insbesondere im apikalen Bereich klinische Relevanz, da sich dort die risikoreichen anatomischen Strukturen finden und die Schwächung der vestibulären Lamelle bis hin zur Implantation ins Weichgewebe vermieden werden kann. Bei inhomogenen Kompromßsituationen, wie etwa bei Defektsituationen am zahnlosen Kiefer ist die Fixierung ratsam und dient der besseren Ausnutzung des Knochenangebotes und der Vermeidung von Augmentation, .

Am Göttinger Studienphantom gewährleistet die hülsengeführte Bohrung in beiden Vorgehensweisen eine hohe Genauigkeit.

Klinisch kann sich bei geringer Mundöffnung die übliche Ergonomie des implantologischen Eingriffs schwierig gestalten und besonders im posterioren Bereich durch eingeschränkte Mundöffnung erheblich erschwert sein. Hier empfiehlt sich das fixierte Vorgehen, um die Schabloneninstabilität bei maximaler Mundöffnung zu umgehen

Bei extremer Alveolarfortsatzatrophie kann die computergestützte Diagnostik gleichzeitig zur Planung für die optimale Platzierung der Hilfsimplantate genutzt werden.

Die aus CT-Daten entwickelte Schablone zur Stützung des Chirurgen auf dem Weg zu einem befriedigenden implantologischen Ergebnis, gepaart mit dem größtmöglichen prothetischen Erfolg, kann nach den Ergebnissen dieser Studie bei ausreichender knöcherner Auflagefläche sowohl in fixierter wie auch unfixierter Durchführung empfohlen werden.

Nach den Ergebnissen der Modellstudie ist die Fixierung nur bei unsicherer Lage der OP-Schablone empfehlenswert. Dieses Ergebnis ist unter Berücksichtigung der genannten klinischen Besonderheiten auf die Patientensituation anwendbar.

## 5. Zusammenfassung

Mit CT-basierter präimplantologischer Planung mit dem System med3D wurden an vier Unterkiefer-Modellen des Göttinger Studienmodells mittels einer prothetischen Diagnostikschablone je 10 Implantatpositionen zur Implantatinserterion geplant.

Nach den Planungsdaten wurden vier chirurgische Schablonen mit dem med3D-System gefertigt und am Göttinger Implantationsphantom angewendet. Es wurden insgesamt 40 Implantatinserterionen realisiert.

Bei jeweils 20 Inserterionen wurde die Fixierung unter Schraubvermittlung der Schablone der Inserterion mit handfixierter Bohrschablone gegenübergestellt.

Durch Reevaluation der präimplantologischen Planung mittels erneuter CT-Aufnahmen der jeweiligen Modelle wurde die Präzision der Übertragung mit und ohne Schraubfixierung ausgewertet.

Bei Auswertung der gesamten Gruppe von  $n=40$  betrug die gemessene durchschnittliche Tiefenabweichung 0,63mm am Messpunkt CCP. Die durchschnittliche radiale Abweichung betrug 0,58mm am Messpunkt CCP und 0,83mm am Messpunkt ACP. Schließlich ergab sich eine durchschnittliche angulare Abweichung der Implantatachse von  $3,2^\circ$ .

Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede der fixierten gegenüber der unfixierten Vorgehensweise in der Modellsituation. Nach den Ergebnissen der Studie erzielte das fixierte Vorgehen eine geringere Abweichung in der Radialebene im Verhältnis der Deviation zwischen den Messpunkten CCP und ACP. Das deutet bei der Implantatinserterion eine bessere Bohrerführung in die Tiefe an. Daher empfiehlt sich bei inhomogener Knochensituation die Fixierung der Schablone mit Knochenschrauben.

Die Übertragung der CT-basierten Implantatplanung mittels Schablone gelingt beim leicht atrophischen Unterkiefermodell mit ausreichender knöcherner Auflage in fixierter und auch in unfixierter Vorgehensweise mit hoher Präzision.

Abkürzungsverzeichnis:

ACP: apical center point

AHP: abutment highest point

Calculate Deviation: Berechnung der Abweichung

CCP: cervical center point

CT: Computertomogramm

CT-Scan: computertomographische Aufzeichnung

3D: dreidimensional

FG: fixed-template group

Guide pins: Führungshilfen

Matching: Überlagerung

Optical tracking: computergestützte Instrumentennavigation

UFG: unfixed-template group (control group)

## 6. Anhang

### 6.1 Messungen aus dem Matching Programm (Excel)

Einfügen in blauer Zelle direkt unterhalb dieser								
Series:	Studie-02 bis Studie-05			Abutment_Level: -9,00			Apex_Level: 10,00	
Series	Implan- t#	CenterDe- pthDeviat- ion	CenterRa- dialDevia- tion	Abutment DepthDev- iation	Abutment RadialDe- viation	ApexDept- hDeviation	ApexRadi- alDeviati- on	Angulati- on360de- grees
Studie-02	33	0,2248	0,647334	0,302694	0,790355	0,138251	1,861474	7,543529
Studie-02	34	-1,63402	0,53836	-1,632365	0,440758	-1,635858	0,682464	1,097805
Studie-02	35	-0,846887	0,482973	-0,816319	1,041975	-0,880851	0,757883	4,723289
Studie-02	36	-0,116388	0,287509	-0,077029	0,78565	-0,160119	1,070858	5,360182
Studie-02	37	-1,451577	0,706283	-1,438496	0,756949	-1,46611	0,983987	3,089122
Studie-02	43	0,597635	0,3356	0,608613	0,778291	0,585437	0,167008	2,830022
Studie-02	44	0,226347	0,54584	0,227472	0,408781	0,225098	0,700457	0,904255
Studie-02	45	0,116231	0,497376	0,12246	0,772135	0,10931	0,350125	2,131249
Studie-02	46	0,191118	1,085251	0,205664	1,422571	0,174957	0,922668	3,257465
Studie-02	47	-1,206177	0,805815	-1,200246	0,726179	-1,212768	1,017415	2,079784
Studie-03	33	-0,395027	0,355888	-0,371185	0,742323	-0,421519	0,812651	4,171332
Studie-03	34	-0,325397	0,374247	-0,312518	0,827971	-0,339706	0,278016	3,065348
Studie-03	35	-0,487768	0,315096	-0,476064	0,743227	-0,500773	0,299649	2,922644
Studie-03	36	-0,286577	0,424284	-0,247791	0,943707	-0,329672	1,012152	5,320968
Studie-03	37	-0,433253	0,755403	-0,38731	0,979507	-0,484301	1,439978	5,791824
Studie-03	43	0,218976	0,362922	0,219298	0,372426	0,218619	0,370851	0,484441
Studie-03	44	-0,043484	0,47076	-0,022417	1,085886	-0,066891	0,214676	3,920923
Studie-03	45	0,189906	0,341199	0,197204	0,223646	0,181798	0,705741	2,307025
Studie-03	46	-0,380567	0,058457	-0,357796	0,692916	-0,405868	0,658737	4,076555
Studie-03	47	-0,448459	0,4677	-0,428517	0,319085	-0,470618	1,090652	3,81442
Studie-04	33	1,68704	0,356322	1,701229	0,169835	1,671275	0,913473	3,217256
Studie-04	34	1,209169	0,367222	1,216836	0,261674	1,200651	0,729492	2,365058
Studie-04	35	0,244919	0,305116	0,25362	0,572082	0,235252	0,447256	2,519442
Studie-04	36	0,400529	0,099403	0,404863	0,229613	0,395713	0,381131	1,778358
Studie-04	37	0,062027	0,569996	0,100496	1,069757	0,019283	1,01739	5,299315
Studie-04	43	1,651693	0,553369	1,66161	0,652359	1,640674	0,769458	2,689893
Studie-04	44	0,601621	0,310524	0,627735	0,796156	0,572605	0,774795	4,365836
Studie-04	45	0,333877	0,34093	0,370044	0,68854	0,293691	1,114726	5,138309
Studie-04	46	0,66747	0,434081	0,674114	0,335428	0,660087	0,743795	2,201833
Studie-04	47	-0,448963	1,107813	-0,448821	1,092729	-0,449121	1,126994	0,321535
Studie-05	33	-0,036308	1,151792	-0,03124	1,450653	-0,041939	0,822457	1,923235
Studie-05	34	0,754308	1,198622	0,759369	1,383246	0,748685	1,058634	1,921672
Studie-05	35	0,973673	0,944842	0,991599	1,445503	0,953754	0,564932	3,616909
Studie-05	36	0,725178	1,050786	0,739198	1,367977	0,7096	0,918262	3,198541
Studie-05	37	1,538041	1,313395	1,558997	1,238123	1,514756	1,679935	3,910704
Studie-05	43	0,533405	0,995127	0,536317	1,002815	0,53017	1,046956	1,4574
Studie-05	44	0,187742	0,681527	0,200395	0,209323	0,173684	1,210672	3,038485
Studie-05	45	0,809034	0,319072	0,831362	0,907101	0,784226	0,492214	4,03683
Studie-05	46	1,161245	0,233501	1,181322	0,37249	1,138937	0,898712	3,827763
Studie-05	47	1,20689	0,980604	1,21681	0,900913	1,195868	1,243746	2,690715

## 6.2 Exemplarische Übersicht von IGTP-Studien in vivo und in vitro und deren Präzision

Besimo et al. 2000	n=26 n=51	tip mx $0,6\pm 0,4$ mm range 0-1,5mm tip md $0,3\pm 0,4$ mm range 0-1,4mm	Postop CT, in vitro, IGTP
Sarment et al. 2003a	n=25	base $0,9\pm 0,5$ mm range 0,7-1,2mm tip $1,0\pm 0,6$ mm range 0,7-1,6mm $4,5\pm 2,0^\circ$	Image fusion, in vitro, IGTP Cad/Cam
Chen et al. 2004	n=30	base $0,75\pm 0,15$ mm tip $1,36\pm 0,28$ mm	Image fusion, in vivo, IGTP Cad/Cam
Van Steenberghe et al. 2002		base $0,8\pm 0,3$ mm tip $1,0\pm 0,6$ mm $1,8\pm 1,0^\circ$ Maximum 1,1mm	Image fusion, in vitro/in vivo IGTP Cad/Cam



## 7. Literaturquellen

Almog DM, Torrado E, Meitner SW (2001): Fabrication of imaging and surgical guides for dental implants. J Prosthet Dent. 85(5):504-8

Besimo CE, Lambrecht JT, Guindy JS (2000): Accuracy of implant treatment planning utilizing template-guided reformatted computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 29(1):46-51.

Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G (2005): Accuracy of image-guided implantology. Clin Oral Impl Res 16:495–501

Casap N (2004): Image-guided navigation system for placing dental implants. Compend Contin Educ Dent 25(10):4783-4786, 788passim; quiz 794-5),

Casap N, Wexler A, Persky N, Schneider A, Lustmann J (2004): Navigation surgery for dental implants: assessment of accuracy of the image guided implantology system. J Oral Maxillofac Surg 62(9 Suppl 2):116-119

Chen YY, Chang, YL, Shiau YY (2004): Accuracy of surgical drilling guide surgiguide system. Presented at the IADR/AADR/CADR General Session, Hawaii, 72

Chiu WK, Luk WK, Cheung LK (2006): Three-dimensional accuracy of implant placement in a computer-assisted navigation system. Int J Oral Maxillofac Implants 21(3):465-70

Di Giacomo GA, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL (2005): Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol* 76(4):503-7

Engelke W (2005): Transgingivale Implantation mit standardisierter Lokalisationsschablone und odontoskopischer Kontrolle.

*ZWR* 114(3):86-90

Engelke W, Capobianco M (2004): Endoskopische Verfahren in der oralen Implantologie. *ZZahnärztl Impl* 20(4):248-256

Ewers R, Schicho K, Truppe M, Seemann R, Reichwein A, Figl M, Wagner A (2004): Computer-aided navigation in dental implantology: 7 years of clinical experience. *J Oral Maxillofac Surg* 62(3):329-34

Fortin T, Champleboux G, Lormée J, Coudert JL (2000): Precise dental implant placement in bone using surgical guides in conjunction with medical imaging techniques. *J Oral Implantol* 26(4):300-3

Fortin T, Champleboux G, Bianchi S, Buatois H, Coudert JL (2002): Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. *Clin Oral Implants Res* 13(6):651-6

Gaggl A, Schultes G, Kärcher H (2001): Navigational precision of drilling tools preventing damage to the mandibular canal. *J Craniomaxillofac Surg* 29(5):271-5

Ganz SD (2005): Presurgical planning with CT-derived fabrication of surgical guides. *J Oral Maxillofac Surg* 63(9 Suppl 2):59-71

Hassfeld S, Brief J, Stein W, Ziegler C, Redlich T, Raczkowski J, Krempien R, Mühling J (2000): Navigationsverfahren in der Implantologie- Stand der Technik und Perspektiven. *Implantologie* 4: 373-390

Heurich T, Brief J, Wörtche R, Marmulla R, Hassfeld S (2002): Computergestützte Implantologie – Anwenderbericht über das System implant3D. *Quintessenz* 54: 867-873

Heurich T, Brief J, Hassfeld (2003): Perfektion der Implantologie durch computerunterstützte Implantatplanung und deren operative Umsetzung- Möglichkeiten und Grenzen. *Implantologie* 11/1:9-16

Hirsch E, Visser H, Graf HL (2002): Präimplantäre Röntgendiagnostik- Informationsbedarf versus Strahlenbelastung. *Implantologie* 10/3: 291-302

Hobkirk JA, Havthoulas TK(1998): The influence of mandibular deformation, implant numbers and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prostet Dent* 80(2):169-74

Hoffmann J, Troitzsch D, Schneider M, Gabele L, Dammann F, Müller S, Bartz D (2003): Dreidimensionale Genauigkeit navigationsgeführter Bohrungen auf Basis modernster computertomographischer Bildgebung. In: Meinzer H ed. *Proceedings of the 7th Workshop: Bildverarbeitung für die Medizin*. 1. Auflage; Springer, Berlin 2003, 289-292

Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman,G, Reipert S (2005): Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the

conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. Clin Oral Implants Res 16: 609-614

Hümmeke S, Esser E, Vosshans J (2003): Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie. Quintessenz 54(10): 1105-1112

Jabero M, Sarment DP (2006): Advanced Surgical Guidance Technology: A Review. Implant Dent 5(2): 135-140

Jacobs R, Adriansens A, Verstreken K, Suetens P, van Steenberghe D (1999): Predictability of a three-dimensional planning system for oral implant surgery. Dentomaxillofac Radiol 28(2): 105-11

Kawamata A, Arijji Y, Langlais RP (2000): Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. Dent Clin North Am 44(2):395-410

Klein M, Abrams M (2001): Computer-guided surgery utilizing a computer-milled surgical template. Pract Proced Aesthet Dent 13(2): 165-9; quiz 170

Kopp KC, Koslow AH, Abdo OS (2003): Predictable implant placement with a diagnostic/surgical template and advanced radiographic imaging. J Prosthet Dent 89: 611-5

Marmulla R, Brief J, Heurich Th, Mühling J, Hassfeld S (2002): Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie. Z Zahnärztl Implantol 18: 152-158

Marmulla R, Wörtche R, Mühling J & Hassfeld S (2005): Geometric accuracy of the New Tom 9000 cone beam CT. Dentomaxillofac Radiol 34: 28-31

Meyer U, Wiesmann HP, Runte C, Fillies T, Meier N, Lueth T, Joos U (2003): Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs. *Br J Oral Maxillofac Surg* 41(2): 102-8

Miller RJ, Bier J. Surgical navigation in oral implantology. *Implant Dent* (2006): 15(1):41-7.

Mischkowski RA, Zinser MJ, Neugebauer J, Kübler AC, Zöller JE (2006): Comparison of static and dynamic computer-assisted guidance methods in implantology. *Int J Comput Dent* 9(1): 23-35

Naitoh M, Arijji E, Okumura S, Ohsaki C, Kurita K, Ishigami T (2000): Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated dental implants? *Clin Oral Implants Res* 11(5): 409-14

Ng FC, Ho KH, Wexler A (2005): Computerassisted navigational surgery enhances safety in dental implantology. *Ann Acad Med Singapore* 34: 383-388.

Parel SM, Triplett RG (2004): Interactive imaging for implant planning, placement and prosthesis construction. *J Oral Maxillofac Surg* 62 (9 Suppl 2): 41-7

Rangert B, Krogh PH, Lager B, Van Roekel N (1995): Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10(3): 326-34

Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB (2006): Prosthetically directed implant placement using computersoftware to ensure precise placement and predictable

prosthetic outcomes. Part 1: diagnostics, imaging, and collaborative accountability. Int J Periodontics Restorative Dent 26(4): 347-53

Ruppin J, Popovic A, Strauss M, Spüntrup E, Steiner A, Stoll C (2008): Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. Clin Oral Implants Res 19(7): 709-16 Epub 2008 May 19

Sarment DP, Al-Shammari K, Kazor CE (2003a): Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases. Int J Periodontics Restorative Dent 23(3): 287-95

Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N (2003b): Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. Int J Oral Maxillofac Implants 18(4): 571-7

Schneider M, Eckelt U, Lauer G, Hietschold V : Frameless intraoperative navigation and referencing in maxillofacial surgery: Advantages and limitations. In: Computer-Assisted Radiology and Surgery, International Congress Series, Elsevier, NY 2001, 1230:726-732

Schultes G, Gaggl A, Feichtlinger M, Kärcher H (2001): Die Implantation im Unterkieferseitenzahnbereich unter CT-gestützter Navigation zur Vermeidung von Verletzungen des Nervus alveolaris inferior- ein Fallbericht. Implantologie 9(2): 177-185

Sießegger M, Schneider B, Mischkowski RA (2001): Use of image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomical complex operation sites.

J Craniomaxillofac Surg 29: 276-281

Stanford CM (1999): Biomechanical and functional behaviour of implants. Adv Dent Res 13: 88-92

Stein, W (2001): Implantate und Prothetik dreidimensional planen und präzise übertragen. DZW Spezial 10(1): 10-11

Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E (2003): Computer-assisted implant placement. A case report: treatment of the mandible. Int J Oral Maxillofac Implants 18(4): 599-604

Tschernitschek H, Visser H, Kramer FJ: Anforderungen an Bildwiedergabegeräte In: Fachkunde Strahlenschutz für Zahnärzte. Zahnärztekammer Niedersachsen, Hannover 2009, Kap 3.4: 16

Van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P (2002): A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 17(5): 663-70

Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W (2003): Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: Assessment of accuracy. Clin Oral Implants Res 14: 340-348

Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F (2002): Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. Clin Oral Implants Res 13: 59-64

Watzek G Enossale Implantate in der oralen Chirurgie, Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, 1993, 212

Watzek G, Schroll K Zahnärztliche Chirurgie Band III, Verlag W. Maudrich, Wien 1998, 200

Widmann G, Bale RJ (2006): Accuracy in computer-aided implant surgery- a review. Int J Oral Maxillofac Implants 21(2): 305-13.