

**Implantatpositionierung bei Verwendung konventioneller Orientierungsschablonen
und prä-op 3 - D - Diagnostik und -Planung**

**- Objektivierung von Soll- und Istwert-Differenzen durch Überlagerung von prä-op und
`post-prothetischen` Dentalen- Volumen- Tomogrammen -**

Dr. Dr. Harald Littke

Berlin, 26.12.2011

Prüfer:

Prof. Dr. Dr. S. Haßfeld

**Europäische Fortbildungsakademie für Medizin und Zahnmedizin gemeinnützige
GmbH (EFMZ)**

Universität Witten/Herdecke gGmbH (UHW)

Studiengang „Implantology“ (M.sc)

`mt Implantology` / CD-Rom, 26.12.2011

Inhaltsverzeichnis

3	Zusammenfassung
4	Einführung in die Problemstellung und Relevanz
4	Die 2-D-Diagnostik und Therapie
5	Die 3-D-Diagnostik,- Planung und -Chirurgie
7	Stand der Forschung für bohrschablonengestützte dentale 3-D-Implantation
7	Literaturrecherche zu metrischen Genauigkeiten der Hard- und Software für 3-D-Diagnostik, -Planung, -Chirurgie und -Kontrolle
7	Metrische Genauigkeit von OPTG, CT und DVT
8	Metrische Genauigkeit der Planungs-Software
9	Metrische Genauigkeiten der eingesetzten Software zum Vergleich von 3-D-Soll- und Istwert bei Implantationen
9	Metrische Genauigkeit von 3-D-Bohrschablonen als operative Hilfsmittel
10	Literaturrecherche zur Anwenderseite
10	Systematische Literaturrecherche
10	Vergleich 3-D-guided- mit `Free-hand`-Implantation
11	3-D-post-op-Kontrollen ohne Bezeichnung der Kontrollsoftware
12	3-D-post-op-Kontrollen und Bezeichnung der Kontrollsoftware
12	Referierte Konsequenzen der Behandler auf Übertragungsungenauigkeiten bei 3-D-Bohrschablonen
12	- `Flapless surgery`
13	- OP mit `flap`
13	- Wechsel von `flapless` zur Aufklappung intra-operativ
14	- Die Hybridposition
15	Fragestellung
16	Material und Methoden
16	Material
17	Methoden
19	Ergebnisse
22	Diskussion
31	Anhang
46	Literatur
55	Eidesstattliche Erklärung

Zusammenfassung:

Die Anwendung von 3-D-Techniken stellt in der Implantologie einen Quantensprung mit einer Vielzahl neuer Möglichkeiten dar. Die Entwicklung und damit die Präsentation neuer Geräte, Verfahren etc ist rasant.

Die Erforschung einzelner Schritte dieser Entwicklung hingegen bleibt zurück und beschränkt sich oftmals nur auf die Testung ganze Systeme zur 'guided surgery' i.S. eines 'black-box-approach', da für Planungs-Software-Optionen jeweils spezielle, nicht beliebig einlesbare Formattierungen und Codes existieren. .

Das in der Studie untersuchte praxiseigene Verfahren stellt eine Variante möglicher 3-D-Anwendungsverfahren dar. Unterschieden nach der prozessualen Methodik von 3-D-Bohrschablontechniken werden gleiche oder deutlich schlechtere Genauigkeiten erzielt. 3-D-Bohrschablonenverfahren mit 'Paketlösungen' wie z.B. Galileos/SICAT/Camlog erreichten nach Literaturrecherche derzeit die höchste Genauigkeit.

Das post-prothetische DVT zur Implantatpositionskontrolle hat den Vorteil, jegliche Strahlenbelastung zu vermeiden, allerdings auch den Nachteil, dass durch Reposition der Pilot- oder 3-D-Bohrschablone auf das Mastermodell zusätzliche, nicht definierte Schritte durchgeführt werden müssen.

Ein weiterer nicht definierter Schritt in einem 3-D-Planungs- oder Kontrollverfahren ist der geforderte artefaktfreie Scan. Weiterhin wurden in der Literatur die jeweils angewandte Imagefusions-Software nicht benannt oder ungenügend dargestellt und somit ist ein Rückschluss auf die dargestellten Werte nur unzureichend möglich.

Die einzelne Praxis wird letztlich nicht umhin kommen, im Rahmen eines Qualitätsmanagements die prozessualen Abläufe einer angewandten 3-D-Technik zu evaluieren und wenn möglich, zu validieren. Ein unterstützender Schritt in diese Richtung ist in den 'Paket-Lösungen' zu sehen, die Abstimmungen auf Seiten der Hersteller implizieren.

Einführung in die Problemstellung und Relevanz

Implantate als künstliche Zahnwurzeln sollten Zähne in idealer Achsenausrichtung und entsprechender Dimension ersetzen.

Abhängig von der Gebissvorschädigung, der geplanten prothetischen Versorgung, der Motivation sowie finanziellen Situation des Patienten und daraus folgend des diagnostischen sowie therapeutischen Aufwandes ist das Ziel in Annäherung erreichbar.

Gegenwärtig konkurrieren aus implantologischer Sicht die konventionelle 2-D-Röntgen- sowie Modell-Diagnostik, die noch mehrheitlich aufgrund günstigerer Kostenstruktur angewandt wird und die modernen 3-D-Techniken, die mehr Präzision und weniger operatives Trauma versprechen.

Stets sind bei der Indikation Strahlenschutzaspekte zu berücksichtigen.

Die 2-D-Implantat-Diagnostik und -Planung

Das übliche Vorgehen – klinische Untersuchung, Modelle, röntgenologische Diagnostik durch OPTG und daraufhin erstellte Bohrschablonen – beinhaltet insbesondere hinsichtlich der transversalen Breite die Unsicherheit der Einschätzung der Schleimhautdicke durch den Untersucher und die Beurteilung einer 2 D Darstellung hinsichtlich von Aufhellungen (dünnere Knochen, atypischer Kieferkammverlauf, bindegewebig ausgeheilte Osteolysen, Auswanderung der Region aus der Schicht etc) im Bereich der geplanten Implantation.

Derartige Schablonen werden als ´Orientierungsschablonen´ eingestuft, die wenig oder keinen Rückschluss auf die anatomischen Gegebenheiten zulassen. (1,2,9)

Das sog. ´Mapping´ gibt im Bereich der festen Gingiva noch hinreichend Information zur Bestimmung der Kieferkammbreite. Allerdings endet die Methode im Übergang zur beweglichen Mukosa (keine definitive Messung mehr i.o. möglich und Übertragungsfehler durch den Abdruck). Außerdem ist der Aufwand erheblich. (10,11,12,14)

Insbesondere die Bedingungen bei Z.n. Defektrekonstruktionen mit freien Lappen sind denen bei beweglicher Mukosa zwar prinzipiell ähnlich, aber ungleich schwerer zu beurteilen.

Die operative Umsetzung erfolgt idR durch Aufklappung und Einsatz der Bohrschablone zur ungefähren Markierung der Implantatposition. Alles weitere geschieht Freihand, aber unter Sicht des klinischen Situs.

Postoperative Röntgenkontrollen sind obligat, intraoperative Aufnahmen abhängig von der Situation und Ansichten des Operateurs.

Hinzu kommen Unsicherheiten der metrischen Genauigkeit von OPTGs, die bis zu 2,61mm im Mittelwert abweichen und sich summieren, sofern keine exakte Positionierung des Patienten vorgenommen wurde. Im Unterkiefer sind die Abweichungen generell größer. (30).

Die 3-D-Implantat-Diagnostik, -Planung und -Chirurgie:

Die 3-D-Diagnostik ermöglicht exaktere Aussagen. Abhängig von Gerätetyp sind unterschiedliche 'Schichtdicken' oder metrische Genauigkeiten zu erzielen.

Grundsätzlich ist aber eben das Problem der dritten Ebene weitgehend gelöst und vorhandene Verhältnisse wie angrenzende kritische Strukturen – N. alveolaris inferior, entzündliche Prozesse des Sinus maxillaris, Zustand der NNH überhaupt, kleinere pathologische Prozesse, ansonst wegen Überlagerungseffekten in der 2-D-Technik unauffällig, werden erkannt, etc.

Ein grober Vergleich zwischen der Computer-Tomographie (CT) und der seit mehr als einem Jahrzehnt nun konkurrierenden Dentalen-Volumen-Tomographie (DVT) zeigt für einen Operateur hinsichtlich des Informationsgehaltes über die Knochenqualität Vorteile auf Seiten eines CTs, da über automatisch kalibrierte Grauwerte (Hounsfield-Einheiten) ein genauerer Rückschluss gezogen werden kann.

Dennoch ist die DVT weiter auf dem Vormarsch, da sie auch von Nicht-Radiologen angewandt werden darf, die Strahlenbelastung idR geringer ist, preislich in der

Geräteanschaffung weitaus günstiger liegt, oftmals ein Implantatplanungsprogramm integriert ist und idR das Handling einfacher ist.

Eine Kalibrierung von Grauwerten kann hierbei über einen manuell eingestellten Schwellenwert erfolgen und damit ein gewisser Rückschluss auf vorhandene Knochenqualitäten gezogen werden (4) oder es muss ein gerätespezifischer Korrekturfaktor ermittelt werden (42, 55).

Insgesamt wirkt ein DVT-Bild etwas schwammiger, zeigt aber abhängig von der Rekonstruktionssoftware oft weniger Artefakte insbes. durch metallische Restaurationen.(5)

Die klinische Umsetzung und Nutzung der gewonnenen Daten geschieht aktuell entweder

- durch das navigierte Operieren, wobei durch Registratur- und Kalibrierungsprozesse letztlich das OP-Instrument über Monitorkontrolle, ähnlich wie bei bekannten endoskopischen Eingriffen, aber definitiver gesteuert wird
- oder durch 3-D-Bohrschablonen, die Bohrrichtung und Bohrerbreite durch Hülsen vorgeben sowie die Länge durch Bohranschläge.

Beiden Anwendungen ist gemein, dass die durch aufwendigere 3-D-Diagnostik gewonnene Präzision bei der Umsetzung wieder zum Teil in unterschiedlichem Ausmaß verloren geht. (6, 16, 37, 40, 42, 54)

Allerdings ist nach Erfahrungsberichten die Navigation über eine Monitorkontrolle aufwendiger, sodass sie vor allem in Kliniken vorgehalten und in Praxen nur vereinzelt eingesetzt wird.

Der Aufwand und damit der Aspekt 'Zeit' ist gegenüber den 2-D-Techniken in jedem Fall erheblich größer, da nicht nur die Arbeit am PC sondern der gesamte 'workflow' entscheidend ist (5).

Unsicherheiten bleiben wegen der o.g. schwachen oder schwammigen Auflösung von Grenzsichten u. a. bei der Erstellung von Bohrschablonen allein aufgrund der 3-D-Daten (stereolithografische Schablonen), die dann doch nicht die Passgenauigkeit zeigen, die erforderlich ist. (5)

Stand der Forschung für bohrschablonengestützte dentale 3-D-Implantation:

Die Entwicklung des Marktes um die Implantologie kann immer noch als rasant charakterisiert werden. Die Entwicklung neuer Produkte oder Systeme sowie deren Nachahmerprodukten ergießt sich regelrecht über den Anwender und Nachfrager angesichts der marktkonformen demographischen Kurve und den Perspektiven zum Gesundheitsmarkt (32, 33)

Die Forschung wird teils getragen durch universitäre Einrichtungen, aber auch durch firmeneigene Institute, verbundene Anwender u/o namhafte Implantologen etc..

Die Sichtung des Datenmaterials untersucht die metrischen Genauigkeiten der Einzelschritte einer komplexen 3-D-Implantat-Planung und Umsetzung.

Literaturrecherche zu metrischen Genauigkeiten der Hard- und Software für 3-D-Diagnostik, -Planung, - Implantatinsertion und -Kontrolle

Metrische Genauigkeit von OPTG, CT und DVT

Wird im Folgenden von Schichtdicke gesprochen, so geht dies auf die übliche Begriffsanwendung zurück. Die Cone-Beam –Technik eines DVT hat keine übliche Schicht.

Werden die metrischen Genauigkeiten geprüft, ergeben sich gegenüber der üblichen 2-D-Technik, dem OPTG, signifikante Unterschiede (30, 24).

Das OPTG zeigt mittlere Abweichungen um 2,61 mm, die entsprechend bei ungenügender Positionierung des Patienten zunehmen. Insbesondere ist hierbei an zahnlose Patienten zu denken.

DVT (NewTom DVT 9000 (30)) und CT (Somatom Plus 4 Volume Zoom, Siemens(30)) weisen mittlere Werte um 0,25 mm auf, wobei der Unterkiefer genauer als der Oberkiefer zeichnet.

In einer Arbeit von Schlieper J (24) werden mittlere Werte für das CT von 0,23 mm und für das DVT 0,22 mm benannt.

Metrische Genauigkeiten für DVTs von 0,37 +/- 0,19 mm gegenüber 0,17 +/- 0,09 mm bei Spiral-CTs werden beschrieben (13). Absolute Messfehler für Volumenmessungen wurden für einen Galileos- DVT mit 1,178 ml (+/- 0,99 ml) und für einen Somatom Sensation 6 –CT mit 1,23 ml (+/- 0,93 ml) angegeben (46).

Hochauflösende CTs weisen eine Schichtdicke von 0,10 mm auf (4), DVTs von 0,125 mm. (35), bei kleinvolumigen Aufnahmen bis 0,075 mm (36).

Werden die effektiven Strahlendosen verglichen, so besteht grob die Relation OPTG:DVT:CT wie 1:2,5-10:50-100.

Allerdings zeigen Untersuchungen zu Niedrigdosen-CTs, das bei Dosisreduzierungen von 100 mAs über 50 auf 10 in der Knochendarstellung keinen Nachteil aufweist und damit in der Strahlenbelastung wieder dem DVT nahe resp. gleich kommt (30, 41, 47).

Ähnliche Aussagen treffen Haßfeld et al, wo eine Dosisreduktion um 76 % keinen Einfluß auf die metrische Genauigkeit hat (34).

Welchen Einfluss softwarebedingte Rausch-, Positionierungs- oder Bewegungsartefaktminderung (z.B. Pax-Primo-Beschreibungen von Orange-Dental (10) auf die metrische Darstellung und damit für eine Implantationsplanung im µm- Bereich hat, ist im Einzelnen nicht bekannt. Sicher ist nur, dass engere zulassungstechnische Grenzen eingehalten werden müssen (53).

Metrische Genauigkeit der Planungs-Software

In der Regel werden Hilfsmittel beschrieben, die als Referenzmarker dem Ansteuern oder automatischen Einlesen durch die Software dienen (5) und z.B. ein Matchen von virtuellen und reellen Markern beinhaltet. Welche metrischen Genauigkeiten dies beinhaltet, wird nicht explizit dargestellt (54, S. 237), auch nicht, welche Toleranzen zugelassen werden.

Aufgrund der teilweise zusätzlich angegebenen Hilfsmittel (Legosteine (Original oder aus Titan) plus zentrale achsengerechte Bohrung im geplanten Zahn) lässt sich schließen, dass es Verbesserungsmöglichkeiten gibt.

Angaben zu Einflüssen der Konvertierung der Rohdaten, des Rohdatentransfers via Internet, CD etc sowie Röntgen- oder Bewegungsartefakten und deren Umgang finden sich nicht.

Metrische Genauigkeiten der eingesetzten Software zum Vergleich von 3-D-Soll- und -Istwert bei Implantationen

Die 'Kontroll-Programme' sind auf spezifische Formatierungen plus Codes der Planungsprogramme zugeschnitten, die Überprüfungen teils nur innerhalb eines Systems zulassen.

CoDiagnostix/CoDiagnostix- Imagefusion IVS-Solution/Skelton ist ein Paket, das Imagefusionen mit einer Genauigkeit im Gleitkommabereich ausführt. Limitierend ist die Qualität des prä- und post-op oder postprothetischen Scans.

Galileos+SICAT und ein unbenanntes Überlagerungsprogramm sind ein Paket, dessen Imagefusionen auf Schädelreferenzpunkten beruhen (telefonische Anfrage und (16)). Eine Angabe zur metrischen Genauigkeit resp. Reliabilität und Validität fehlt.

Das Kontroll-Programm Rhinoceros (20) wurde und ist als Designerprogramm konzipiert und offenbar zweckentfremdet. Angaben zur metrischen Genauigkeit fehlen.

Metrische Genauigkeit von 3-D-Bohrschablonen als operative Hilfsmittel

3-D-Bohrschablonen werden nach dem 'Hype' insbesondere zum Nobel-Guide-System um 2005 weiterhin vermehrt, aber kritischer eingesetzt.

Nach Herstellerangaben liegen die Genauigkeiten zwischen 0,33 und 0,6 mm (5)
Für das SICAT-Verfahren, in Kombination mit Galileos-DVT, Galaxis 3-D-Diagnose-Software und dem Galileos-Implant-Planungssoftware als All-in-one-System werden 0,5 mm am apikalen Ende des Implantates angegeben (43).

Inwiefern es sich hierbei um reliable Daten handelt, ist nicht ersichtlich. Insbesondere fehlen Angaben zu Maximalabweichungen.

Literaturrecherche zur Anwenderseite

Systematische Literaturrecherche:

Eine systematische Literatur-Recherche über MEDLINE von 1966 bis 2008 nach Kriterien 'flapless, incisionless or minimal invasive' in Kombination mit 'dental implants' erbrachte 16 Studien, in denen 6 von Knochenperforationen berichteten, die anderen zu weitergehenden Untersuchungen keine Angaben machten. Insgesamt wurden 3,8 % chirurgische Komplikationen registriert (23).

Eine weitere systematische Literaturrecherche der 2.Gruppe zur EAO Konferenz 2009 (25) von 1966 – 2009, als Folgestudie basierend auf einem systematischen Review von Jung et al. (26), ergab aus 3120 Titeln 8 mit den erforderlichen Kriterien an 'accuracy' und 10 genügten 'the clinical performance'.

9,1 % zeigten frühe chirurgische Komplikationen (39 von 428 Pat.. Nach eigenem chirurgischen Verständnis musste bei wenigstens 26 Patienten intra-op 'aufgeklappt' werden, bei 6 weiteren früh post-op).

13 % frühe prothetische Komplikationen und ebenfalls 13 % späte prothetische Komplikationen werden berichtet

Vergleich 3-D-guided- mit 'Free-hand'-Implantation

Nickening und Spiekermann verglichen in-vitro-Implantationen mit 3-D-Führungs- oder konventionellen Orientierungsschablonen und stellten fest, dass letztere lediglich zur Körnung für die Implantatposition hinreichend sind (9). Dies deckt sich mit den klinischen Erfahrungen.

In einer Arbeit aus 2010 verglich Nickening die Ergebnisse von 3-D-guided Implantationen bei Patienten mit 'free-hand'-Implantationen ohne Orientierungsschablone in Gipsmodellen von den gleichen Patienten, wobei bei letztgenannter Versuchsgruppe ein OPG, einartikulierte Gipsmodelle und die Vorgabe zu 'einer idealen Implantatinsertion' gegeben wurden (18). Die Ergebnisse waren unter diesen Umständen absehbar deutlich zu Gunsten der ct-gestützten Schablonen.

- Nach klinischer Erfahrung setzt eine 'freehand'- Implantation eigentlich Folgendes voraus:

- Ein OPG
- die klinische Beurteilung der Knochensuffizienz
- ein sog. 'Mapping'
- idR eine Pilotbohrschablone zur Orientierung hinsichtlich der Implantatposition
- eine OP mit Flap, um letztlich den Knochen qualitativ und quantitativ zu beurteilen, die Implantatposition in Grenzen zu ändern oder zu augmentieren.

Entsprechend findet sich bei faireren Bedingungen ein Resümee, das rein manuellem Vorgehen für die meisten klinischen Situationen eine genügende Genauigkeit attestiert (48).

3-D-post-op-Kontrollen ohne Bezeichnung der Kontrollsoftware:

Nickening H-J und Eitner St beschreiben in einer Studie aus 2007 (19), dass bei 102 Patienten und 250 'flapless' geplanten Implantaten 58,1 % dem Protokoll entsprechend gesetzt werden konnten; bei 41,9 % musste demnach aufgeklappt oder konnte nicht mit Bohrschablone inseriert werden.

Eine Arbeit aus 2009 vergleicht zwei implantologische Zentren, die CT-basiert planen und durch ein post-op CT eine Kontrolle von Ist- und Sollwerten durch Imagefusionen durchführten. Insgesamt wurden 25 Patienten behandelt -17 partiell bezahnte und 10 zahnlose Zahnbögen.

Von 104 Implantaten wurden 100 versorgt, 89 Implantate konnten verglichen werden.

Mittlere laterale Abweichungen der coronalen resp. apikalen Enden wurden mit 1,4 und 1,6 mm angegeben, Tiefenabweichungen mit 1,1 mm und Achsabweichungen mit 7,9°. Angaben zur Kontroll-Software und Referenzpunkten fehlen.

Explizit wurde herausgestellt, dass in beiden Zentren keine Lernkurve festgestellt werden konnte (28).

Eine weitere neuere Arbeit aus 2010 weist auf die Besonderheit der Abstimmung des Gesamtpaketes hin (Galileos-Compact-DVT+ SICAT-Bohrschablone+ Camlog-Implantate) und erzielt hiermit mittlere Abweichungswerte am Implantatapex um 0,82 mm, der -Schulter (mesio-distal) um 0,47 mm, -Achsabweichungen um 3,07 °. Entsprechende

Maximalabweichungen sind 1,64 mm, 0,91 mm und 6,60°. (24). Angaben zu oro-vestibulären Abweichungen fehlen, so auch zum 3-D-Implantat-Positions-Kontrollprogramm und zu Referenzpunkten.

3-D-post-op-Kontrolle und Bezeichnung der Kontroll-Software:

Eine Arbeit aus 2007 liegt in den Mittelwerten im Implantat-Schulter- und Apexbereich um ca. 50 % ungünstiger sowie in den Gradabweichung um ca. 20 %, zeigt aber im Implantatschulterbereich deutlich geringere Extreme. Eine Unterteilung in Abweichungen mesio-distal und oro-vestibulär findet sich nicht. Als post-op Kontroll-Software wurde Rhinoceros 4.0, McNeel, Seattle, WA (20) verwendet.

Arbeiten aus 2009 referieren Positionierungsfehler im Implantatschulterbereich von 0.0 – 4,5 mm (Mittel:0,9mm), im Apexbereich 0,0-3,7 mm (Mittel: 0,6-0,9mm) und Winkelabweichungen 0 – 10 Grad (Mittel: 4,2 Grad). Insgesamt finden sich Angaben sowohl zu mesio-distal und auch oro-vestibulären Abweichungen, wobei sich letztere aufteilen in oro-palatinal mit Minimal- zu Maximalabständen von 0,9 – 4,5 mm und lingual-vestibulär mit Werten von 0,6-2,7 mm. Als post-prothetische Kontroll-Software wurde CoDianostix-Imagefusion, IVS-Solutions, Chemnitz, Germany eingesetzt (17,18)

Referierte Konsequenzen der Behandler auf Übertragungsungenauigkeiten bei 3-D-Bohrschablonen-Implantationen:

´Flapless surgery´

Werden die auf Patientenseite erhofften Vorteile der 3-D-Bohrschablonentechnik vollends ausgeschöpft und ´flapless´ die Implantatinsertionen vorgenommen, ist die optische Kontrolle gänzlich genommen.

Die übliche postoperative OPTG-Kontrolle bestätigt nur die Planung in der üblichen 2-D-Version, insbesondere, dass sensible intraossäre Strukturen geschont worden sind. Vestibuläre Fenestrationsen oder auch Perforationen z.B. in den Mundboden werden nicht erfasst.

Als intraoperative Kontrollmaßnahmen werden Sondierungen nach der ersten Bohrung und das regelmäßige Abnehmen der durch temporäre Implantate gesicherten Bohrschablone während des Eingriffs empfohlen.(1)

OP mit ´flap´

Andere Anwender verzichten von vornherein auf ´flapless´, ziehen wieder eine mehr oder weniger großzügige ´Aufklappung´ vor, um wieder eine direkte Sicht-Kontrolle zu haben und außerdem eine möglichst – auf Zahn, Knochen oder/und Fixtur – starr gelagerte Schablone(6, 49, 50).

Ziel ist offenbar, die dem Planungssystem immanente technische Genauigkeit bei Durchlaufen eines komplexen fehleranfälligen Vorganges durch einfache robuste Maßnahmen zu sichern – den erfahrenen klinischen Blick und die möglichst starr fixierte Bohrschablone.

Wechsel von ´flapless´ zur Aufklappung intra-operativ

Angesichts der Implantatzahlen, die bereits mit 3-D-Bohrschablonen-Technik gesetzt wurden und werden sowie der geringen Kenntnis über die erzielten Resultate in der breiteren Anwendung (diverse Operateure, diverse Systeme), bewegt man sich eigentlich auf dünnem Eis – `Es gibt derzeit in der gesamten wissenschaftlichen Literatur keine Studie, die eine Vergleichsanalyse der wissenschaftlich etablierten Systeme beschreibt.`(6)

Was ist dann ´wissenschaftlich etabliert´? Gerade Arbeiten mit größerer Implantatanzahl und wenn möglich einer definitiven Versorgung sind dann ein paradoxes Ziel.

Sofern es offensichtlich zu Diskrepanzen zwischen virtueller Planung und deren Umsetzung kommt, wird folgendes empfohlen:

´Nicht selten kommt es intraoperativ zu Situationen, die die Verwendung der Schablonen nur eingeschränkt oder nicht mehr ermöglichen. Spätestens dann ist die Operationserfahrung gefragt, die die Operation zielführend auch ohne 3-D-Technik beenden kann.´ (6)

Unter welchen Voraussetzungen?

Vorteile sind:

- die Detailkenntnisse aufgrund der 3-D-Diagnostik
- die Detailkenntnisse aufgrund der virtuellen Simultanoperation

Nachteile sind:

- das Ausmaß von Inkompatibilität zur Planung abhängig vom Zeitpunkt der intraoperativen Diagnose und dem Umfang der vorgesehenen Maßnahmen
- der Stress, der 'zielführenden' Beendigung der Operation bei spontaner Umplanung
- der Stress, dem Patienten das Problem zu kommunizieren und zu 'objektivieren'

Der intraoperative Schritt 'back to the roots' wird so zu einem Neustart auf einer anderen, in der Regel schlechteren Strecke und führt somit wieder in eine paradoxe Situation, wo die konventionelle Methode unter erschwerten Bedingungen angenähert zum gleichen Ziel kommen soll – sofern zielführend nicht gleichgesetzt wird mit Zielaufgabe resp. Zielneudefinition.

In der praktischen Anwendung wird somit wieder der Faktor Operateur und Arzt ersichtlich, der in den Systemvorstellungen bereits weitgehend zurück genommen wurde.

Zwar wird in Referaten oder Schulungen oft auf den erfahrenen Implantologen als eigentlich geeigneten Anwender verwiesen, der als Akquisiteur das Augenmaß für den richtigen Patienten und als Praktiker das richtige Händchen für den schwierigen Knochen hat, aber viel näher erfasst wurde dieser weiche Faktor nicht.

Die Hybrid-Position:

Heiland M berichtet von einem Vorgehen mit Planung bis zu einer SICAT-3-D-Bohrschablone und Freihand-Implantat-Insertion nach Pilotbohrung. (29).

Heiland verweist hierbei auf die Mehrdimensionalität der Planung. Es könnte auch auf gängige Hülsensysteme zurückgegriffen werden.

Fragestellung

Es ist alltägliche Erfahrung, dass nicht jeder Patient die gesamte Palette der medizinischen Möglichkeiten erhalten kann, darf und muss und der Arzt diese auch nicht in vollem Umfang sogleich umzusetzen vermag, da abhängig vom Grad der Komplexität ein prozessuales Qualitätsmanagement gefordert werden muss.

Werden die Faktoren 3-D-Technik und Operateur synoptisch herunter gebrochen und vergegenwärtigt man sich, dass immer noch ca. 90 % der Implantate aufgrund von Modell- sowie 2-D- Diagnostik gesetzt werden und der Erfolg der Implantologie letztlich auf dieser einfachen Plattform beruht, ist die Frage berechtigt, ob nicht eine Kombination der Verfahren gewisse Nachteile für bestimmte Patienten zu vermeiden mag, auch wenn bestimmte Vorteile geopfert werden.

Die letztendlichen Ziele bleiben hiervon unberührt:

- Sicherheit bei der Implantation
- das atraumatische / minimal-invasive operative Vorgehen
- die provisorische gesellschaftsfähige Versorgung
- die provisorische implantatgestützte Sofortversorgung
- die definitive implantatgestützte Sofortversorgung.

Durch 3-D-Diagnostik und virtuelle Simultan- Implantation wird jede Situation besser planbar und durch einen gewissen Mehraufwand auch mehr Planungssicherheit erreicht.

Problematisch wird die Umsetzung der virtuellen Planung in die definitive 3-D-Bohrschablone aufgrund der bestehenden 'Rest-Unsicherheit', die sich insbesondere in den Maximalabweichungen der Implantatinsertion in der Transversalen ausdrückt und des deutlichen Kostensprunges.

Hypothesen:

- Wird eine Implantationsplanung nach DVT-Diagnostik und –Planung mit einfacher Orientierungsschablone ausgeführt sind die Abweichungen von Soll- und Ist-Wert innerhalb der aus der Literatur bekannten Mittelwerte bei ausschließlicher 3-D-Diagnostik und –Bohrschablone

- Wird eine Implantationsplanung nach DVT-Diagnostik und –Planung mit einfacher Orientierungsschablone ausgeführt sind die Abweichungen von Soll- und Ist-Wert innerhalb der aus der Literatur bekannten Maximalabweichungen bei ausschließlicher 3-D-Diagnostik und –Bohrschablone

Material und Methoden

Material:

Patienten:

Die vorgesehene Untersuchung stützt sich auf Patienten der eigenen Praxis mit als klinisch grenzwertig eingestuftem Knochenangebot und unterschiedlichen Indikationsklassen (Einzelzahnücke, Pfeilervermehrung, Freiendsituation, Zahnlose).

Weiterhin sollte die Implantatposition prä-operativ definitiv planbar sein, d.h. außer einem Sinuslift oder dem Abdecken einer Fenestration sollte eine intraoperative Augmentation nicht mehr notwendig sein. Z.n. Augmentationen sind demnach gleichfalls geeignet.

Die erweiterte DVT-Diagnostik ergibt sich aus den fraglichen Implantatlagerverhältnissen.

.

Orientierungsbohrschablone:

Nach Silaplastabdruck und Bißnahme mit Futar wird eine gewöhnliche Pilotbohrschablone in einem gewerblichen Dentallabor hergestellt. Bei Zahnlosen wird die Vollprothese dubliert.

Planungs-(prä-op) -DVT und (post-prothetisches) Kontroll-DVT:

Dentaler Volumen-Tomograph: Galileos Compact , Fa. Sirona.

Planungs-Software:

Planungssoftware: CoDiagnostiX

Kontrollsoftware:

Imagefusionssoftware: ´Imagefusion´ ,Modul von CoDiagnostiX

Vermessungsmodul: ´Skeleton´

Intra- und post-op Ortho-Pan-Tomogramm:

Orthophos Ceph, Fa.Sirona

Implantate:

Typen ergeben sich aus Zuweiseranforderungen oder intra-operativer Notwendigkeit

Meistermodell:

Nach dem Einsetzen der prothetischen Arbeit wird von dem versorgenden Zahnarzt das Meistermodell zur Verfügung gestellt.

Methoden:

Prä-operativer ´workflow´

Nach üblicher implantologischer Befundung werden bei geeigneten Patienten und nach deren Zustimmung zur Studienteilnahme Abdrücke und ein Biss mit Futar genommen. In einem Fremdlabor wird eine Orientierungsbohrschablone erstellt.

Nach prä-op DVT bei eingesetzter Orientierungsbohrschablone erfolgt die virtuelle Implantatplanung anhand der Planungssoftware (CoDiagnostiX) und orientiert sich hierbei nicht streng an ideal-prothetischen Kriterien, sondern ergibt sich aufgrund des Beratungsgespräches und Rückkopplung mit dem Prothetiker:

- Insbesondere soll vorhandener Knochen genutzt werden oder soll die ideale Implantationsposition durch Augmentation erstellt oder annähernd erreicht werden.

Die Sollposition ergibt sich demnach aus Patientenversorgungswunsch, DVT-Auswertung, implantat-chirurgisch und -prothetisch Machbarem.

Von den Bohrhülsen abweichende Implantatpositionen wurden in mesio-distaler Richtung vermessen. Sofern die Bohrhülsen außerhalb der dargestellten Ebene liegen, werden virtuell Hilfsimplantate gesetzt und dann über die auf dem Kieferkamm dargestellten Achsen vermessen.

Die Planungsdaten werden in dem Planungsprotokoll für die üblicherweise zu folgende Bohrschabloneerstellung oder dem Implantations-Diagnoseprotokoll der DAMP-Soft - Praxissoftware gespeichert.

Operativer `workflow`

Die Implantation erfolgt generell unter sterilen Bedingungen.

Unter Bildung eines entsprechenden Lappens, kann die Bohrschablone eingesetzt werden und eine erste Markierung über die Bohrhülsen vorgenommen werden.

Nach Entnahme der Bohrschablone wird die endgültige Position entsprechend präoperativer Planung durch Zirkelvermessung bestimmt.

Nach Beurteilung des Knochenlagers, wird diese Position beibehalten oder intraoperativ geändert.

Die Implantation erfolgt sodann über eine Vorbohrung, intraoperative Messaufnahme und endgültige Aufbereitung und Insertion des Implantates. Abhängig von den Umständen – die bis zur eingeschätzten Patienten-Compliance reichen – wird eine geschlossene oder offene Einheilung favorisiert. Direkt post-op erfolgt ein weiteres OPTG.

Ein OP-Protokoll wird standardgemäß erstellt.

Post-prothetisches DVT

Eine zweite oder Kontroll-DVT-Aufnahme erfolgt mit dem vom Prothetiker zugesandten Meistermodell und der aufgesetzten Pilot-Bohrschablone.

Die Bissebene wird hierbei entsprechend der Patientenaufnahme parallel zur Gerätestandfläche, also Fußboden orientiert.

Sollten Neuüberkronungen vorgenommen worden sein, liegt die Schablone dort frei über den Stümpfen.

Zahnfleischmasken werden entfernt, da oftmals Vestibulumplastiken erfolgten oder aufgrund des Silaplastabdruckes eine tiefere Impression in Vestibulum oder Mundboden erfolgte.

Zu tief reichende Schablonen müssen gekürzt werden.

Erstellen der Implantat-Kompatibilität von prä-op und post-prothetischem DVT:

- Virtuelle Überlagerung von Analogimplantat (Labor-Implantat im Gips-Modell) mit Datenbank-Implantat entsprechend der Planungssoftware, gemäß der von Nickening beschriebenen Vorgehensweise (18,19)
- Imagefusion von Planungs-DVT und Mastermodell –DVT, Soll/Ist-Vergleich der Implantatpositionen in Millimeter- und Gradabweichungen (Herr Kettler, Fa. Straumann)
- Rückübertragung der Istwerte auf das Planungs-DVT und Verifizierung von verletzten wichtigen Strukturen u/o Knochenfenestrationen etc

Handauswertung anhand Mastermodell mit aufgesetzter Pilot-Bohrschablone:

Eine weitere Kontrolle erfolgt durch Ist-Sollwert-Vergleich der Implantatposition durch Handauswertung am Mastermodell und aufgesetzter Bohrschablone:

Gemessen werden die Entfernungen von Bohrhülse(n) zur Implantatposition in md-Richtung und gleichfalls mit den Soll-Werten vergleichen. Der Sollwert ergibt sich hier aus der Bohrhülsenposition, der prä-op-Abweichung hiervon aufgrund der virtuellen Planung sowie der evtl intra-op Positionsänderung.

Ergebnisse:

12 Patienten nahmen an der Studie teil. 5 konnten nicht ausgewertet werden. Bei 2 Patienten wechselten ursprüngliche Planungen von Teleskopen auf Locatoren (im Mastermodell sind dann keine Analogimplantate). Bei 2 weiteren wurden die Mastermodelle entsorgt, an die Labore zurückgesandt und nur die Planungsmodelle gemäß Krankenkassenvorgaben einbehalten. In einem Fall wurde im OK von 4 auf 6 Implantate umgeplant bei vorhandener 4-Hülsen-Pilotbohrschablone, was zu Schwierigkeiten in der Auswertung nach der Imagefusion und somit zum Ausschluss führte.

Das Durchschnittsalter der verbliebenen 7 Patienten betrug 56,43 Jahre, 57,1 % waren weiblich.

Die Indikationsklassen waren Freundsituationen (5), zahnlose Oberkiefer (1) und eine Einzelzahnücke im UK (1).

Entsprechend geplante prothetische Versorgungen waren verblockte Kronen (3), Brücke (4), gaumenfreie TO (1) und eine Einzelkrone. (Tabelle 1)

Der Abstand von DVT-Planung bis OP betrug lag in der Regel zwischen 2 – 3 Wochen, ein Ausreißer lag bei 61 Tagen. (Tabelle 2)

Insgesamt wurden 17 Implantate gesetzt, im Durchschnitt 2,43. In 2 Fällen erfolgten augmentative , in 2 Fällen präprothetische Maßnahmen. Komplikationen oder Implantatverluste gab es nicht.

Bei 10 Implantaten (58,82 %) wurde eine andere Größe als geplant gewählt.

Bei sechs Implantaten ein kleinerer Durchmesser (35,29 %), bei 3 Implantaten ein kürzeres (17,64 %), bei 2 Implantaten ein größerer Durchmesser (11,76 %) und bei 7 Implantaten ein längeres (41,17 %). Bei 6 Fällen wurde ein schmaleres und längeres gewählt (35,29 %).

Die Gründe für die geänderte Implantatwahl lagen in der klinischen Einschätzung der transversalen Breite und in der intraoperativen Messaufnahme (OPG). (Tabelle 2)

In 11 Fällen (64,70 %) wurde intraoperativ eine von der Planung abweichende Position gewählt. Im Mittelwert betrug die Änderung 1,82 mm, maximal 6 mm, minimal 1 mm.

Die Gründe für die geänderte Implantatposition lagen in der klinischen Einschätzung der Knochenqualität und der transversalen Breite. (Tabelle 3)

4 von den 7 Planungs-Scans zeigten Bewegungsartefakte, bei einem von den vier Scans lag ein Artefakt im Planungsbereich. (Tabelle 4)

Die Imagefusionsauswertung zur Implantatpositionierungskontrolle (Tabellen 5 – 13) ergab folgende Werte:

	Basis m-d	Tip m-d	Basis o-vest	Tip o-vest	Basis c-api	Tip c-api	Vektorwinkel
Mittelwert	1,05	1,3	1,01	1,25	0,78	0,82	8,99
Mittelwertabweichung	0,7	1,01	0,65	0,5	0,6	0,54	1,41
Maximalabweichung	3,6	3,8	2,3	2,5	1,9	2,1	16,1
Minimalabweichung	0	0,1	0,1	0,4	0	0,1	3,7

Im Vergleich hierzu in dieser Studie referierte Arbeiten mit post-op oder post-prothetischer röntgenologischer 3-D-Kontrolle in tabellarischer Form:

	eig. Arbeit post-proth. Kontrolle DVT	Arbeit 17 post-proth. Kontrolle DVT	Arbeit 20 post-op. Kontrolle CT	Arbeit 24 post-op. Kontrolle DVT	Arbeit 28 post-op Kontrolle CT
mittlere Abweichung Implantatbasis m-d	1,05	0,9	1,22 +/- 0,85	0,47	
mittlere Abweichung Implantatbasis o-vest	1,01	0,9			1,4
mittlere Abweichung Implantattip m-d	1,3	0,9	1,51 +/-1	0,82	
mittlere Abweichung Implantattip o-vest	1,2	0,6			1,6
Maximalabweichung Implantatbasis m-d	3,6	4,5		0,91	
Maximalabweichung Implantatbasis o-vest	2,6	3,7			
Maximalabweichung Implantattip m-d	3,8	3,4		1,64	
Maximalabweichung Implantattip o-vest	0	2,7			
Minimalabweichung Implantatbasis m-d	0	0			
Minimalabweichung Implantatbasis o-vest	0,1	0			
Minimalabweichung Implantattip m-d	0,1	0			
Minimalabweichung Implantattip o-vest	0,3	0			

m-d: mesio-distal; o-vest: oro-vestibulär

Bezogen auf die Arbeiten 17, 20, 28 können Hypothese 1 und 2 angenommen, bezogen auf Arbeit 24 müssen sie abgelehnt werden.

Die zusätzlich ausgeführte Handauswertung (Orientierungsbohrschablone auf Mastermodell unter Berücksichtigung von prä- und intra-op Positionsänderungen) ergab einen Mittelwert von 1,76 mm und eine Mittelwertabweichung von 1,193 mm für Soll-/Istwertvergleich der Implantatbasispositionen. (Tabelle 14)

Eine Korrelationsberechnung von Handauswertung (Orientierungsbohrschablone auf Mastermodell unter Berücksichtigung von prä- und intra-op Positionsänderungen) und Imagefusionsauswertung mit jeweiligem Implantatbasisbezug (x-Achse) ergab einen Wert von -0,26. (Tabelle 15)

Die mittlere Dauer von der Planung bis zur prothetischen Versorgung lag bei 207 Tagen, maximal bei 285 und minimal bei 161. (Tabelle 2)

Die Versorgungen erfolgten wie geplant.

Eine Rückübertragung der Abweichungen nach Imagefusion in das Planungs-DVT ergab bei 2 von 17 Implantaten (1 Patienten, zahnloser OK) freiliegende cervikale Implantatwindungen (Tabelle 16). Im klinischen Situs fand dies keine Bestätigung.

Diskussion:

Die Studie wurde als Fallstudie auf der Basis eines allgemeinen Dokumentationsrasters, wie es für diverse Bereiche der Medizin üblich ist, konzipiert und nun entsprechend zu bewerten.

Die für diese Untersuchung zur 3-D-Planung angewandten Pilot-Bohrschablonen genügten zur hinreichenden Orientierung. Nach angewandtem post-prothetischem Prüfverfahren wurde ein ähnlicher Mittelwertbereich der Soll-/Istwert-Abweichungen für Implantatsetzungen erreicht wie für beschriebene 3-D-Bohrschablonenverfahren in den Arbeiten 18,20,28.

Gleiches gilt für Maximalabweichungen.

Bezogen auf Arbeit 24 wurden deutlich schlechtere Werte erzielt.

Hinsichtlich der Arbeiten 18,20,28 können die formulierten Hypothesen angenommen werden, bezogen auf Arbeit 24 müssen sie zurückgewiesen werden.

In den Verfahrensweisen der verglichenen Arbeiten mit post-operativen resp post-prothetischen Kontrollen zur Implantatinsertionsgenauigkeit ist eine Streuung von nicht beschriebenen, nicht erfassten und unbekanntem Variablen gegeben.

Die eigene Arbeit lag der von Nickening und Eitner (17) zwar am nächsten, bezog sich aber auf unterschiedliche Indikationsklassen. Unklar blieb auch die Herstellung der 3-D-Scan- und -Bohrschablone sowie die Veränderung zu 'a similar template with the three integrated titanium markers' für den postprothetischen Scan in (17).

Die Arbeiten 20, 28 und 24 führten postoperative 3-D- Kontroll-Scans durch, wobei nähere Angaben zu der verwendeten Software fehlten.

Weiterhin ist ein Vergleich der Gradabweichungen von Vektorwinkeln und üblichen geometrischen Winkeln nicht möglich und wurde daher auch nicht durchgeführt.

Die deutlich höhere erzielte Genauigkeit der Implantatinsertionen in der Arbeit von Schlieper (24) könnte in der 'Paket-Lösung', der besseren Abstimmung zwischen Galileos-DVT/Galileos-Planungssoftware/ SICAT-Bohrschablonenerstellung/Camlog-3-D-Implantationsset liegen.

In dem vorgestellten praxiseigenen Verfahren ist die Anzahl der nicht definierten Schritte gegenüber den Vergleichsstudien noch erhöht. Unsicherheiten im prozessualen Ablauf fanden sich

- in der virtuellen Planung aufgrund der unterschiedlichen Ebenen von Bohrhülsen und Implantatschulter und sich daraus ergebenden Abstandsmessungen
 - gleiches gilt für Vermessungen zwischen Implantaten
- in der intra-operativen Übertragung der Implantatpositionsmesswerte
 - aufgrund der unsicheren Positionierung der Orientierungsschablone bei Zahnlosigkeit
 - aufgrund nicht möglicher Körnung auf knöchernem Kieferkamm (Bohrhülsenposition lag vestibulär oder oral des Kieferkammes)
 - aufgrund der Ungenauigkeit des Zirkelstichs
 - aufgrund der ungenauen Zirkelpositionierung wegen schlechter Einsehbarkeit in distalen Bereichen

- aufgrund der ungenauen Zirkelpositionierung wegen anatomisch schlechter Zugänglichkeit in distalen Bereichen (kleiner Mund)

- Die von Nickenig und Eitner (17) im Prinzip dargestellte und für diese Studie aber erheblich modifizierte Methode zeigte eine Reihe von weiteren Ungenauigkeiten oder Unsicherheiten:
 - fragliches Maß der Kompatibilität von Mastermodell und Planungsmodell (im Mittel 200 Tage zwischen Planungs- und Mastermodell)
 - fraglich exakte Reposition der Planungs- oder OP-Bohrschablone auf dem Mastermodell
 - veränderte Situation durch beschliffene Zähne
 - veränderte Situation durch abgetragenen Knochen
 - veränderte Situation durch Vestibulumplastik
 - voranschreitende Atrophie bei Zahnlosigkeit
 - fraglich exakte, reliable Überlagerung von Analogimplantat mit Datenbankimplantat
 - u.g. metrische Ungenauigkeit von Bildfusions-/ Überlagerungsprogrammen

- Die Rückübertragung der transversalen Abweichungen im Implantatbasisbereich in das Planungs-DVT führte bei 2 Implantaten zu freiliegenden Implantatwindungen; gegensätzlich zu dem Situs der unter Sicht gesetzten Implantate.

- Die Korrelationsmessung der Basisabweichungen nach Imagefusion und Handauswertung ergab mit -0,26 einen negativen Wert. Aufgrund der groben Methode ist in der Implantatzahl und in den Ausreißern (Tabelle 14: Pat: heidel b: beschliffene UK Restfront mit beidseitigem Freidend) ein Grund gegeben.

Vorteilhaft gegenüber einer 2-D-Planung war für den Operateur die virtuelle Simulation der Operation und demzufolge die bessere Kenntnis über den zu erwartenden OP-Situs. Die klinische Situation entschied letztlich über die Implantatposition, Bewegungsartefakte waren nicht limitierend. Das Vorgehen war daher von den bekannten 2-D-Planungen her Routine.

Die intra-operativen Positionsänderungen gegenüber der 3-d-Planung von ca. 60 % sind deutlich höher als die Angaben von Nickening und Eitner (19), beziehen unterschiedliche

Indikationsklassen ein und waren ausschließlich begründet durch eine andere Beurteilung von klinischer und röntgenologischer Knochenqualität und transversaler Breite.

Inwiefern der Umkehrschluss gerechtfertigt ist, dass bei 3-D-guided Surgery mitunter in Knochen minderer Qualität implantiert wird und insbesondere an der Implantatschulter eher stärkere Abbauten zu beobachten sein müssten, ist nach bislang vorliegendem Studienmaterial nicht zu beurteilen.

Gleiches gilt für den Aspekt transversale Breite. Die Probleme einer Verlaufskontrolle wären der Strahlenschutz, der eine kontinuierliche Kontrolle über 3-D-Röntgentechniken verbietet, Röntgendiagnostikaspekte, da der 'Strahlenschatten' des Implantatkörpers keine präzise Diagnostik zuließe und die mit Sicherheit mangelnde Bereitschaft einer/s Patientin/en für ein chirurgisches Reentry.

Als 'Roter Faden' in der eigenen Untersuchung, aber auch in der Literaturrecherche, erwies sich ein Zusammenspiel von nicht untersuchten oder nicht genügend dargestellten metrischen Ungenauigkeiten und sich daran anschließenden beschriebenen metrischen Genauigkeiten.

Die Angaben zu metrischen Genauigkeiten von Ortho-Pan-, Computer- oder Dentalen-Volumen-Tomographen im dentalen Bereich oder 3-D-Bohrschablonen (30,46) basieren idR auf in-vitro-Studien und stellen gegenüber der Anwendersituation idealisierte Verhältnisse dar. In der Praxis sind Patienten-Bewegungsartefakte hingegen nicht auszuschließen und prophylaktisch wird diesen teils durch Kinnauflagen, Einbisselementen, um den Kopf geführte Gummibänder, medikamentösen Sedierungen oder software-integrierten Artefaktminderungsprogrammen begegnet (53, 10). Hinzu kommen Umfeldartefakte des Gerätestandortes (Straßenbauarbeiten, Schwerlast- oder Schienenverkehr, ungenügende Stabilität der Wand der Geräteverankerung etc) und gerätespezifische, mechanisch bedingte Ungenauigkeiten durch Rotation oder Vibration u.a. von ca. 1 mm (54, S. 237). Dies sollte herstellerseits minimiert und dem Anwender kommuniziert werden.

Angesichts der offenkundigen Kenntnis von Bewegungsartefakten gerade bei DVTeN aufgrund der Scan-Zeit (immerhin ca 348 Einträge bei Google-Scholar unter den Suchbegriffen 'dentale Volumentomographie Bewegungsartefakte Implantologie' und der darin erkennbaren Forschung) ist die Nichterwähnung dieses Faktums in den hier zitierten Studien zur Implantatsetzungsgenauigkeit auffällig. In der eigenen Studie wurden in 4 von 7 Scans Bewegungsartefakte erkannt, in 1 Scan in einem Implantat-Planungsbereich.

Für 3-D-Planungen bis zur definitiven Versorgung bedeutet dies eine Wiederholung des Scans bis zur Bewegungs-Artefaktfreiheit oder das Mitschleppen eines systematischen Fehlers.

Ein mögliches Hilfsmittel zur sichereren Detektion von Bewegungsartefakten wird für die templiX-Platte des CodiagnostiX-Systems beschrieben, wozu zwei extraorale, vertikale, parallele, mit der Platte verbundene Titanstifte dienen (56).

Der für das DVT beschriebene Mangel in der Beurteilung der Knochenqualität wurde auch durch die durchgeführte Studie bestätigt und führte in ca. 60 % zu o.g. intra-operativen Änderungen von geplanten Implantatpositionen und in ca. 60 % zu einer Änderung der Implantatgröße.

Eine Verbesserung ist durch eine Beschränkung auf das interessierende Volumen zu erreichen - auch bedeutsam für Strahlenschutzaspekte (52) - da hierdurch die Expositionszeiten und Bewegungsartefakte verringert werden könnten.

Inwiefern die metrische Genauigkeit vorhandener Rohdatensätze durch Implantatplanungsprogramme beeinflusst wird – DICOM-Datenkonvertierung etc -oder sich in den Darstellungen für den Anwender unterscheiden, ist nicht bekannt und daher auch nicht der Einfluss auf die Planung selbst.

Eigene Erfahrungen oder nähere Kenntnis mit drei Planungsprogrammen (Procera/Nobel-Biocare; Galileos-Implant/Sirona; CoDiagnostiX/jetzt Straumann ehemals IVS Solution) ergaben subjektiv unterschiedliche Darstellungsqualitäten.

Systemunterschiedlich werden Lücken in einem unterstellten Prozessmanagement oder Validierungsprozess weiter geschlossen.

‘Calibrated segmentation of CBCT and CT images for digitization of dental prostheses’ (55) untersucht die metrische Genauigkeit der Digitalisierung von dentalen Prothesen für diverse DVT und CT. Der Kalibrierungsprozess ist von einem jeweiligen Anwender nutzbar und soll auch mitunter das Problem der nicht standardisierten Grauwerte bei DVTs lösen.

Genauigkeiten unter der Voxelgröße beteiligter Scanner werden beschrieben.

Andere Systeme (z.B. med3D) vergleichen virtuelle Planungen mit Protokollen zu Hülsenpositionen der Bohrschablonen auf Plausibilität (8, S. 39).

Bohrschablonenhersteller garantieren Genauigkeiten von 0,15 – 0,6 mm und betonen die Kommunikation zu den Behandlern, sofern Plausibilitätsdifferenzen auftreten oder 'Schwierigkeiten'.

Hülsensysteme werden qualitativ und preislich unterschieden mit entsprechend unterschiedlichem Output.

Das angewandte Bildüberlagerungsprogramm von CoDiagnostiX und das Vermessungsprogramm 'Skeleton' haben eine Genauigkeit im Gleitkommabereich abhängig vom Rechner, sind technisch betrachtet also sehr genau. Überlagerungsabweichungen werden ab 0,1 mm erkannt. Der Fehler liegt im Allgemeinen unter 0,1 mm.

Einschränkungen der Gesamtgenauigkeit des Prozesses ist wiederum abhängig von den Einzelschritten wie prä- und postoperativer Scan, Ausrichtung der Aufnahme etc..

(Persönliche Mitteilung von Herrn Schnappauf, Senior Manger Software Research, . Straumann)

Ähnliches gilt zur methodischen Beurteilung der metrischen Genauigkeit des von SICAT angewandten Imagefusion- oder Überlagerungs-Programmes. Hier fehlen mm-Angaben zur Genauigkeit von Seiten des Herstellers oder Anwenders. Beschrieben wird eine Imagefusion über Schädelreferenzstrukturen (präsegmentierter Bereich).

Eine Methode, die in der medizinischen Radiologie zugunsten einer voxelbasierten Bilddaten-Registrierungstechnik über spezifische Algorithmen eher verlassen wird (40). Genauigkeiten von 0,4 mm wurden erreicht, im klinischen Alltag in einer weiten Retrospektive (Durchschnitte unterschiedlicher Methoden) 2 – 3 mm (40, S. 47).

Um involvierte Probleme bei komplexeren Überlagerungen wie CT/MRT/Angiogramm/PET (27, 39, 40) zu mindern, führte dies zur Entwicklung von Hybrid-Scannern (40).

Das von einer Leipziger Arbeitsgruppe entwickelte FAT-Programm steht vor der Markteinführung und ist nach bisherigen Erkenntnissen auch als Kontrollprogramm einsetzbar (telefonische Mitteilung von PD Dr. Dr. Th Hierl), daher auch für diese Studie in Betracht gezogen worden und gibt einen Validitätsbereich an (0,2 mm bei CT-Untersuchungen von einer Schichtdicke von 1mm und im Vergleich zu Präzisionsschieblehren(3, S. 31)).

FAT basiert auf der frei zugänglichen vtk-Software, die verschiedene Bereiche wie Design, Architektur u.ä. erfasst, nur nicht Implantologie.

Das in dieser Arbeit zitierte Kontrollprogramm Rhinoceros wurde als ursprüngliches Design-Programm in ähnlicher Weise offenbar fachentfremdet. Angaben zur Validität fehlen.

FAT o.ä Programme stehen vor dem Problem, dass die unterschiedlichen Implantat-Planungsprogramme diverse Formatierungen und zusätzliche Codes nutzen und daher nicht beliebig eingelesen werden können. Planung und Kontrolle bleiben daher unter einem Dach und sind einer unabhängigen Erforschung nicht zugänglich.

Eine bildfreie Kontrolle (Navigationssystem und speziell konstruierter Messadapter), allerdings zur Genauigkeit navigiert gesetzter Implantate, wird von Stopp und Lüth beschrieben mit mittleren Abweichungen von 0,2mm (+/- 0,1mm) horizontal und 0,4 mm (+/- 0,3 mm) vertikal (45) und ist ein Denkanstoß für eine prinzipiell andere Methodik.

Ist das Ziel die provisorische Sofortversorgung oder gar die definitive Sofortversorgung bleiben vorerst grundlegende Probleme:

- Reduktion/ Elimination von Bewegungsartefakten bei 3-D-Aufnahmen (Planungs- oder Kontroll-3-D-Scan)
- Angaben weniger zur Reliabilität, aber zur Validität
 - bei der Datenkonvertierung
 - dem Ansteuern von Referenzpunkten (Planungs- oder Kontroll-3-D-Scan) (54, S. 237)
- Präzision der Scan- und Bohrschablone
 - Präzision der Tiefziehschablone
 - Details zur Erstellung der Bohrschablone
- Positionierung der Bohrschablone intra-operationem

Die Anwendung von temporären Fixturen zur exakteren Positions-Verschlüsselung und Verbesserung der Positions-Präzision von Scan- und Bohrschablonen könnte eine Teillösung der o.g. letzten beiden Probleme sein (50).

Da die üblicherweise geforderte Präzisionsabformung prothetische Arbeiten im µm-Bereich gestattet, dürfte hier bei sachgerechter Anwendung nicht das Problem liegen. Fraglich ist

wiederum die Genauigkeit angewandter Tiefziehschientechiken zur Scanschablonenerstellung.

Ob weitere Verbesserungen durch intraorale Scans mit blue-cams (z.B. Cerec) oder laserbasiert (z.B. iTero) eintreten, bleibt abzuwarten.

Daran sich anschließende Möglichkeiten zur Soll-/Istwert-Kontrollen von Implantatpositionen bieten Fusionen von Kamerascans der Mastermodelle und der Planungs-3-D-Aufnahmen, setzen aber wieder Messungen zu metrischen Genauigkeiten voraus.

Die bisher berichteten Genauigkeiten des Gesamtprozesses der 3-D-Bohrschablonen-Implantation um einen Mittelwerte von 0,3 – 1,6 mm (8, 6, 28) oder auch um 0,42 mm (24) genügen derzeit für eine provisorische Sofortversorgung.

Das praxiseigene, hier vorgestellte Verfahren, leistet dies nicht, da intraoperativ in hohem Prozentsatz für eine andere Position oder Implantatgröße entschieden wurde und werden wird. Somit ist es ein Schritt weiter in Richtung Sicherheit gegenüber 2-D-Planungen.

Ist eine provisorische Sofortversorgung gewünscht oder eine definitive Versorgung auf Implantaten das Ziel, ist oder wird dies nur mit einer 3-D-Bohrschablonentechnik machbar sein.

Die oftmals gesehene und berichtete Freihandeinsetzung von Bohrschablonen im zahnlosen Kiefer auch mit horizontaler Stiftfixation konterkariert allerdings alle Vorteile einer 3-D-Technik.

Letztendlich ist die mit jedem neuen System verbundene Lernkurve absehbar nur in dem Maße effizient, wie Kontrollen entsprechende Daten liefern.

Das Durchtesten vorhandener Systeme überlässt die Details den Herstellern und bleibt in den Aussagen unklar, insbesondere sofern die Testmethode an sich nicht dargestellt wird.

Der Anwender wird angesichts der derzeitigen Datenlage, aber auch prinzipiell, im Rahmen eines prozessualen Qualitätsmanagements nicht umhin kommen, eine praxiseigene Validierung durchzuführen.

Angebote von 'Paketen', z.B. wie von Schlieper (24) beschrieben oder die zum CodiagnostiX-System zugehörige neuartige templiX-Schablone sowie das Calibration-tool

von Nobel-Biocare zur Artefaktbeurteilung sind in dieser Richtung ein Ansatz und eine Unterstützung.

Anhang

Tabelle 1

	Geschlecht	Alter	Indik.-Klasse	Impl.-Zahl	Proth.	Zusätzl. chir. Maßnahmen
Ball, C	w	57	UK Beids Freiend	1	Brücke mit natürlichem Pfeiler	
Dies, H	m	63	OK Eins Freiend	2	Verbl. Kronen	Sinuslift
Dre; R	m	56	UK Eins Freiend	1	Brücke	Alveolen-Preservation; Vestibulum-Plastik
Geis, A	w	58	UK Eins Freiend	2	Brücke	
Heidel, B	w	72	UK Beids Freiend	4	Verblockte Kronen, Brücke	
Jaeg, S	w	21	UK Einzelzahnücke	1	Krone	
Kla, H	m	68	OK zahnlos	6	Steggestützte Prothese, gaumenfreie TO	Sinuslift re/li; Vestibulum-Plastik
Durchschnitt	w: 57,14 % m: 42,84 %	56,43		2,43		42,86 %

Tabelle 2

	Soll-Impl. (mm)	Ist-Impl. (mm)	Tage DVT bis OP	Tage Pilot- BS bis OP	Tage Pilot- BS bis Prothetik
Ball, C					
46	3,5 x 9	3,3 x 8	10	28	167
Dies, H					
16	4,1 x 12	4,0 x 13	20	34	197
17	4,8 x 14	4,5 x 13			
Dre, R					
47	4,1 x 8	4,1 x 8	16	30	285 (Vest.-Plast. 162 post impl)
Geis, A					
44	3,5 x 9	4,0 x 13	21	39	174
46	4,0 x 9	3,5 x 11			
Heidel, B					
35	4,0 x 11	4,0 x 13	13	26	161
47	3,5 x 11	3,5 x 9			
Jaeg, S					
46	4,1 x 12	4,0 x 13	61	104	224
Kla, H					
25	3,5 x 11	4,0 x 13	2	42	241 (Vest.-Plast. 126 post impl.)
26	4,1 x 12	3,5 x 13			

Tabelle 3: Implantatpositionsänderungen intra- und prä-op

			intra-OP Änd		prä-OP Änd	
ball ch 46			0	0	0	0
dies h 16			1 distal	1	1 mesial	1
dies h 17			4 distal	4	0	0
dre r 47			0	0	0	0
geis a 44			1 mesial	1	0,5 distal	0,5
geis a 46			3 distal	3	0	0
heidel b 35			0	0	0	0
heidel b 37			3 distal	3	0	0
heidel b 46			2 distal	2	0	0
heidel b 47			2 distal	2	0	0
jaeg s 46			1 distal	1	0	
kla h 12			2 distal	2	2 mesial	2
kla h 15			2 distal	2	2 mesial	2
kla h 17			2 mesial	2	10 distal	10
kla h 21			0	0	5 mesial	5
kla h 25			6 distal	6	0	0
kla h 26			2 distal	2	0	0
	Mittelwert			1,82352941		1,28125
	Mittelwertabweichung			1,14878893		1,734375

Tabelle 4: Bewegungsartefakte im prä-op DVT

	Bewegungsartefakt Planungsbereich	Bewegungsartefakt DVT außerhalb Planungsbereich
Ball, Ch		
46		
Dies, H		j
16		
17		
Dre, R		j
47		
Geis, A		j
44		
46		
Heidel, B		
35		
37		
46		
47		
Jaeg, S		
46		
Kla, H		j
17		
15		
12		
21	j	
25		
26		

Tabelle 5 Implantat-Basis Gesamtwerte

			Base x	Base y	Base z	Base 3 d
ball ch 46			0,6 mes	0,8 vest	0,5 sup	1,1
dies h 16			1,5 distal	1,3 oral	0,1 sup	1,9
dies h 17			5,5 distal	0,2 oral	0,8 inf	5,5
dre r 47			0,6 distal	0,2 vest	0,3 inf	0,7
geis a 44			2 mesial	0,8 vest	0,3 sup	2,2
geis a 46			3,1 distal	2,6 vest	0,3 sup	4,1
heidel b 35			1,6 mesial	0,2 vest	2,2, sup	2,7
heidel b 37			2,5 distal	1,1 vest	0,4 inf	2,8
heidel b 46			1,7 distal	0,2 vest	0 inf	1,7
heidel b 47			1,9 distal	1,4 vest	1,6 sup	2,8
jaeg s 46			0,1 distal	0,7 vest	1,6 sup	1,8
kla h 12				0,1 oral	1,4 inf	1,4
kla h 15			3,9 distal	0,4 oral	0,6 inf	4
kla h 17			2 mesial	2,3 oral	0,7 inf	3,2
kla h 21			1,4 rechts	0,9 ant	0,1 inf	1,7
kla h 25			2,4 distal	1,9 vest	1,9 sup	3,6
kla h 26			3,3 distal	2 vest	0,4 sup	3,9

Tabelle 6: Implantat Basisauswertung x-Achse (mesio-distal)

		Base x	intra-OP Änd	Ist/Soll Base
ball ch 46		0,6 mes	0	0,6
dies h 16		1,5 distal	1 distal	0,5
dies h 17		5,5 distal	4 distal	1,5
dre r 47		0,6 distal	0	0,6
geis a 44		2 mesial	1 mesial	1
geis a 46		3,1 distal	3 distal	0,1
heidel b 35		1,6 mesial	0	1,6
heidel b 37		2,5 distal	3 distal	0,5
heidel b 46		1,7 distal	2 distal	0,3
heidel b 47		1,9 distal	2 distal	0,1
jaeg s 46		0,1 distal	1 distal	0,9
kla h 12			0 2 distal	2
kla h 15		3,9 distal	2 distal	1,9
kla h 17		2 mesial	2 mesial	0
kla h 21		1,4 rechts	0	1,4
kla h 25		2,4 distal	6 distal	3,6
kla h 26		3,3 distal	2 distal	1,3
	Mittelwert			1,05294118
	Mittelwertabweichung			0,69757785

Tabelle 7: Implantatbasisauswertung Y-Achse (oro-vestibulär)

			Base y	Basis y
ball ch 46			0,8 vest	0,8
dies h 16			1,3 oral	1,3
dies h 17			0,2 oral	0,2
dre r 47			0,2 vest	0,2
geis a 44			0,8 vest	0,8
geis a 46			2,6 vest	2,6
heidel b 35			0,2 vest	0,2
heidel b 37			1,1 vest	1,1
heidel b 46			0,2 vest	0,2
heidel b 47			1,4 vest	1,4
jaeg s 46			0,7 vest	0,7
kla h 12			0,1 oral	0,1
kla h 15			0,4 oral	0,4
kla h 17			2,3 oral	2,3
kla h 21			0,9 ant	0,9
kla h 25			1,9 vest	1,9
kla h 26			2 vest	2
	Mittelwert			1,00588235
	Mittelwertabweichung			0,65397924

Tabelle 8: Implantatbasisauswertung z-Achse (cerviko-apikal)

		Base z	
ball ch 46		0,5 sup	0,5
dies h 16		0,1 sup	0,1
dies h 17		0,8 inf	0,8
dre r 47		0,3 inf	0,3
geis a 44		0,3 sup	0,3
geis a 46		0,3 sup	0,3
heidel b 35		2,2 sup	2,2
heidel b 37		0,4 inf	0,4
heidel b 46		0 inf	0
heidel b 47		1,6 sup	1,6
jaeg s 46		1,6 sup	1,6
kla h 12		1,4 inf	1,4
kla h 15		0,6 inf	0,6
kla h 17		0,7 inf	0,7
kla h 21		0,1 inf	0,1
kla h 25		1,9 sup	1,9
kla h 26		0,4 sup	0,4
	Mittelwert		0,77647059
	Mittelwertabweichung		0,56955017

Tabelle 9: Implantat-Tip-Gesamtwerte

	Tip- X	Tip y	Tip z	Tip 3 D x
ball ch 46	0,6 distal	0,8 vest	0,6 sup	1,2
dies h 16	3,3 distal	1,5 oral	0,2 sup	3,6
dies h 17	7,8 distal	0,7 vest	0,7 inf	7,9
dre r 47	0,4 distal	0,4 oral	0,4 inf	0,7
geis a 44	2,8 mesial	1,2 vest	0,2 sup	3
geis a 46	2,7 distal	1,5 vest	0,2 sup	3,1
heidel b 35	2,6 mesial	1,1 oral	2,1 sup	3,5
heidel b 37	2,8 distal	0,3 oral	0,5 inf	2,9
heidel b 46	1,5 distal	1,4 vest	0,1 inf	2,1
heidel b 47	3,7 distal	1,8 vest	1,4 sup	4,3
jaeg s 46	0,7 distal	0,7 vest	1,6 sup	1,9
kla h 12	0,3 distal	2,2 oral	1,6 inf	2,8
kla h 15	1,7 distal	1,5 oral	1 inf	2,5
kla h 17	0,2 mesial	1,3 oral	0,9 inf	1,6
kla h 21	0,1 mesial	2,5 oral	0,3 inf	2,5
kla h 25	2,7 distal	0,5 vest	1,7 sup	3,2
kla h 26	2,4 distal	2 vest	0,4 sup	3,1

Tabelle 10: Implantat-Tip-Auswertung x-Achse (mesio-distal)

		Tip- X	Tip x	intra-OP Änd	Ist/Soll Tip x
ball ch 46		0,6 distal	0,6	0	0,6
dies h 16		3,3 distal	3,3	1 distal	2,3
dies h 17		7,8 distal	7,8	4 distal	3,8
dre r 47		0,4 distal	0,4	0	0,4
geis a 44		2,8 mesial	2,8	1 mesial	1,8
geis a 46		2,7 distal	2,7	3 distal	0,3
heidel b 35		2,6 mesial	2,6	0	2,6
heidel b 37		2,8 distal	2,8	3 distal	0,2
heidel b 46		1,5 distal	1,5	2 distal	0,5
heidel b 47		3,7 distal	3,7	2 distal	1,7
jaeg s 46		0,7 distal	0,7	1 distal	0,3
kla h 12		0,3 distal	0,3	2 distal	1,7
kla h 15		1,7 distal	1,7	2 distal	0,3
kla h 17		0,2 mesial	0,2	2 mesial	1,8
kla h 21		0,1 mesial	0,1	0	0,1
kla h 25		2,7 distal	2,7	6 distal	3,3
kla h 26		2,4 distal	2,4	2 distal	0,4
	Mittelwert				1,3
	Mittelwertabweichung				1,01176471

Tabelle 11: Implantat-Tip-Auswertung y-Achse (oro-vestibulär)

		Tip y	Tip y
ball ch 46		0,8 vest	0,8
dies h 16		1,5 oral	1,5
dies h 17		0,7 vest	0,7
dre r 47		0,4 oral	0,4
geis a 44		1,2 vest	1,2
geis a 46		1,5 vest	1,5
heidel b 35		1,1 oral	1,1
heidel b 37		0,3 oral	0,3
heidel b 46		1,4 vest	1,4
heidel b 47		1,8 vest	1,8
jaeg s 46		0,7 vest	0,7
kla h 12		2,2 oral	2
kla h 15		1,5 oral	1,5
kla h 17		1,3 oral	1,3
kla h 21		2,5 oral	2,5
kla h 25		0,5 vest	0,5
kla h 26		2 vest	2
	Mittelwert		1,24705882
	Mittelwertabweichung		0,50311419

Tabelle 12: Implantat-Tip-Auswertung z-Achse (cerviko-apikal)

		Tip z	
ball ch 46		0,6 sup	0,6
dies h 16		0,2 sup	0,2
dies h 17		0,7 inf	0,7
dre r 47		0,4 inf	0,4
geis a 44		0,2 sup	0,2
geis a 46		0,2 sup	0,2
heidel b 35		2,1 sup	2,1
heidel b 37		0,5 inf	0,5
heidel b 46		0,1 inf	0,1
heidel b 47		1,4 sup	1,4
jaeg s 46		1,6 sup	1,6
kla h 12		1,6 inf	1,6
kla h 15		1 inf	1
kla h 17		0,9 inf	0,9
kla h 21		0,3 inf	0,3
kla h 25		1,7 sup	1,7
kla h 26		0,4 sup	0,4
	Mittelwert		0,81764706
	Mittelwertabweichung		0,5384083

Tabelle 13: Implantat-Vektor-Winkel-Auswertung

		Vektorwinkel
ball ch 46		10,3
dies h 16		8,9
dies h 17		10,4
dre r 47		8,4
geis a 44		5,7
geis a 46		8,2
heidel b 35		9
heidel b 37		9,8
heidel b 46		6,7
heidel b 47		12,5
jaeg s 46		3,7
kla h 12		10,4
kla h 15		16,1
kla h 17		10,2
kla h 21		10,5
kla h 25		11,2
kla h 26		4,4
	Mittelwert	8,99
	Mittelwertabweichung	1,41

Tabelle 14: Implantatbasis- Handauswertung (Ist/Soll)

	Hand-AW Ist	intra-OP Änd	prä-OP Änd	Soll/Ist Hand-
ball ch 46	1,5 distal	0	0	1,5
dies h 16	1,5 mesial	1 distal	1 mesial	1,5
dies h 17	4 distal	4 distal	0	0
dre r 47	0	0	0	0
geis a 44	0	1mesial	0,5 distal	0,5
geis a 46	3,5 distal	3 distal	0	0,5
heidel b 35	1,5 distal	0	0	1,5
heidel b 37	3 mesial	3 distal	0	6
heidel b 46	2 mesial	2 distal	0	4
heidel b 47	2,5 mesial	2 distal	0	4,5
jaeg s 46	0	1 distal		1
kla h 12	0	2 distal	2 mesial	0
kla h 15	2 mesial	2 distal	2 mesial	2
kla h 17	10 distal	2 mesial	10 distal	2
kla h 21	3 mesial		0 5 mesial	2
kla h 25	8 distal	6 distal	0	2
kla h 26	3 distal	2 distal	0	1
	Mittelwert			1,76470588
	Mittelwertabweichung			1,19377163

Tabelle 15: Korrelation Implantatbasisauswertung x-Achse / Handauswertung

		Ist/Soll Base x	Soll/Ist Hand-
ball ch 46		0,6	1,5
dies h 16		0,5	1,5
dies h 17		1,5	0
dre r 47		0,6	0
geis a 44		1	0,5
geis a 46		0,1	0,5
heidel b 35		1,6	1,5
heidel b 37		0,5	6
heidel b 46		0,3	4
heidel b 47		0,1	4,5
jaeg s 46		0,9	1
kla h 12		2	0
kla h 15		1,9	2
kla h 17		0	2
kla h 21		1,4	2
kla h 25		3,6	2
kla h 26		1,3	1
	Mittelwert	1,05294118	1,76470588
	Mittelwertabweichung	0,69757785	1,19377163
	Korrelation L/Q		-0,26014233

Tabelle 15: Freiliegende cervikale Implantatwindungen nach virtueller Rückübertragung von Abweichungswerten in das Planungs-DVT

	Base y	Tip y	
ball ch 46	0,8 vest	0,8 vest	
dies h 16	1,3 oral	1,5 oral	
dies h 17	0,2 oral	0,7 vest	
dre r 47	0,2 vest	0,4 oral	
geis a 44	0,8 vest	1,2 vest	
geis a 46	2,6 vest	1,5 vest	
heidel b 35	0,2 vest	1,1 oral	
heidel b 37	1,1 vest	0,3 oral	
heidel b 46	0,2 vest	1,4 vest	
heidel b 47	1,4 vest	1,8 vest	
jaeg s 46	0,7 vest	0,7 vest	
kla h 12	0,1 oral	2,2, oral	j
kla h 15	0,4 oral	1,5 oral	
kla h 17	2,3 oral	1,3 oral	
kla h 21	0,9 ant	2,5 oral	j
kla h 25	1,9 vest	0,5 vest	
kla h 26	2 vest	2 vest	

Literaturverzeichnis

- 1 Nickening H J
Führungsschablonen mit CoDiagnostiX
MKG-Chirurg , 2008, Springer Verlag, Bd 1, Heft 1, 2008, 43 – 48

- 2 Spiekermann, H
Spezielle implantologische Diagnostik; in
Spiekermann H (Hersg):
Implantologie, Farbatlanten der Zahnmedizin, Thieme, Stuttgart, 1994, 116-118

- 3 Hierl Th, Kruber D, Hümpfner-Hierl H
Die dreidimensionale Bildgebung
Teamwork J Cont Dent Educ, 13 Jg, 28 – 32

- 4 Stopp S, Maier T, Lüth T C
Neue Verfahren in der computergestützten dentalen Implantologie
MKG-Chirurg 2008, Springer Verlag, Bd, 1 Heft 1, 2008, 10 – 12

- 5 Fürstenau W, Muschinsky N
3-D-Planungssysteme im Überblick
DZW Orale Implantologie, 3/08, 2008, 6-26

- 6 Darwirs K, Buchwald B
SimPlant-System
MKG-Chirurg, Springer Verlag, Bd 1, Heft 1, 2008, 30 – 36

- 7 Hümmeke S, Gärtner C, Esser E
Sofortversorgung im zahnlosen Kiefer. Stereolithographische Operationsschablonen:
Klinische Erfahrungen mit dem NobelGuide-System
MKG-Chirurg 2008, Springer Verlag, Bd 1, Heft 1, 2008, 22-29

- 8 Lange R T
Computergestützte Implantologie mit dem med3D-Verfahren

MKG-Chirurg 2008, Springer Verlag, Db 1, Heft 1, 2008, 37-42

- 9 Nickening H J , Spiekermann H
CT/DVT-basierte implantatprothetische Führungsschablonen vs. Traditionelle
Orientierungsschablonen
Zahnärztliche Implantologie 22, 2006, 272-280

- 10 Orange Dental
Pax Primo
<http://www.orangedental.de/index.php/best-in-3D/pax-primo>
Website-Aufruf am 26. 6. 2011

- 11 Ashok S, Kaus Th
Praktische Implantologie
Quintessenz-Verlag, Berlin, 2006, 23 f

- 12 Khoury F
Augmentative Verfahren in der Implantologie
Quintessenz-Verlag, Berlin, 2009, 318

- 13 Hassfeld S
Bildgebung und 3-D-Planung, in
Götz, K. A, Schmidt-Westhausen
Handbuch MKG 2010
Springer Medizin Verlag, Heidelberg, 2010

- 14 Dürrholt V, Dürrholt M
Einstieg in die Implantologie
pip Praktische Implantologie und Implantatprothetik
pip Verlag, Miesbach, 2010, 56

- 15 Naitoh M, Anji E, Okumura S et al
Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated
dental implants?
Clin oral implants Res 11, 2000, 409 - 414

- 16 Loeffelbein D J, Hölzle F, Kesting M R, Stiner T, Deppe H
DVT-basierte virtuelle Planung und schablonengeführte Zygomaimplantation nach Hemimaxillektomie
MKG-Chirurg 2011,1, 4,42-46
- 17 Nickening H-J, Eitner St
An alternative method to match planned and achieved positions of implants, after virtual planning using cone-beam CT data and surgical guide templates – A method reducing patient radiation exposure (part I)
Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 2010, 38, 436 – 440
- 18 Nickening H-J, Wichmann M, Hamel J, Schlegel K A, Eitner St
Evaluation of the difference in accuracy between implant placement by virtual planning data and surgical guide templates versus the conventional free-hand method – a combined in vivo – in vitro technique using cone-beam CT (Part II)
Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 2010, 38, 488 – 493
- 19 Nickening H-J, Eitner St
Reliability of implant placement after virtual planning of implant positions using cone beam CT data and surgical (guide) templates
Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 2007, 35, 207 - 211
- 20 Ersoy A E, Turkyilmaz I, Ozan O, McGlumphy E A
Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from computed tomography clinical data from 94 implants
J Periodontol, August 2008, 1339 – 1345
- 21 Choi M, Romberg E, Driscoll C F
Effects of varied dimensions of surgical guides on implant angulations
Journal of Prosthet Dent 2004, 92, 463 – 469
- 22 Besimo C E, Lambrecht J T, Guindy J S
Accuracy of implant treatment planning utilizing template-guided reformatted computer Tomography

- Dentomaxillofacial Radiology, 2000, 29, 46 – 51
- 23 Brodala N,
Flapless Surgery and its Effect on dental implant outcomes
The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2009, 24, 118 -125
- 24 Schlieper J
Genauigkeit schablonengestützter Implantatinsertionen
Digital Dental News, 4. Jahrgang, April 2010, 6-17
- 25 Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung R E
A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based dentistry
Clinical Oral Implants Research, 20 (Suppl 4), 2009, 73-86
- 26 Jung R E, Schneider D, Ganeles J, Zembic A, Zwahlen M, Lang N P
Computer technology applications in surgical implant dentistry – a systematic review
International Journal of Oral and Maxillofacial Implants (in press)
- 27 William W, Paul V, Hideki A, Shin N, Ron K
Multi-Modal Volume Registration by Maximization of Mutual Information
Med. Image Anal 1, 1996, 35 – 51
- 28 Valente F, Schirotti G, Sbrana A
Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study
Int J Oral Maxillofacial Implants, 2009 Apr, 24(2), 234-242
- 29 Heiland M
Eine Alternative bei CAD/CAM- basierten Implantatschablonen
Teamwork J Cont Dent Educ, 12. Jahrgang, 5/2009, 536 – 539
- 30 Gockel F
Eine Untersuchung zur Genauigkeit von dreidimensional, durch CT/DVT geplanten Bohrschablonen für die Insertion von Implantaten in den Kieferknochen. In vitro Studie an Humankiefern.

Med. Diss. Philipps-Universität, Marburg, 2009

31 Ehrl P A

3-Diagnostik in der Zahnmedizin – aktuell

ZWP,2009,4, S. 48 – 5334

32 Westphal M

Marketing und Implantologie unter dem Blickwinkel der spezifischen Entwicklung in den neuen Bundesländern

Masterthese von 2004

Universitätslehrgang ´Master of Science Implantologie´

Donau Krems Universität, Abteilung für Umwelt- und Medizinische Wissenschaften, Zentrum für interdisziplinäre Zahnmedizin

33 Jung J

Einfluss von Änderungen der Selbstbeteiligung und des demographischen Wandels auf die zahnmedizinische Versorgung mit Implantaten

Dissertation, Zentrum für Sozialpolitik

Universität Bremen, 2010

34 Haßfeld S, Streib S, Sahl H, Stratmann U, Fehrentz D, Zöller J

Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik

Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, 2, 1998, 188

35 Morita MfG, Corporation

3D Accuitomo Höchste Auflösung

http://www.jmorita-fg.com/de/de_products_diagnostics_ent_3d_accuitomo_highresol.htm

(Website-Aufruf am 7.6.2011)

36 Die Produkte der Sim-Plant-Familie

DVT-Vergleich: Marktvergleich DVT Geräte

<http://www.p-s-t.net/media/user/document/ct/DVT200911.pdf>

(Website-Aufruf am 8.6.2011)

- 37 Sießegger M, Bernd T, Schneider B, Robert A, Mischkowskia , Lazara F, Krugb B, Klesper B, Zöller J E
Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites
Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery
Vol. 29, Issue 5, 2001, 276 –.281
- 38 Widmann G, Bale R J
Accuracy in computer-aided implant surgery--a review
Int J Oral Maxillo Facial Implants, 21, 2006, 305 – 313
- 39 Haßfeld S, Brief J, Krempien R, Raczkowsky J, Münchenberg J, Giess H, Meinzer HP, Mende U, Wörn H, Mühling J
Computer-assisted oral, maxillary and facial surgery
Radiologie, 40, 2000, 218 - 226
- 40 Slomka P J, Baum R P
Multimodality image registration with software: state –of-sthe-art
Eur J Nucl Med Mol Imaging. Suppl. 11, 2009, 44 – 55
- 41 Ritter R L, Neugebauer J, Zöller E
Digitale Volumentomographie (DVT)
Indikation und Anwendung
BDIZ EDI konkret, Jahrgang 13, 02.2009, 76 – 80
- 42 Widmann G, Stoffner R
Errors and error mangement in image-guided craniomaxillofacial surgery
Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology, Vol. 107, Issue 5, May 2005, 701- 715
- 43 SICAT Surgical Guides
<http://www.sicat.com/en/products/sicat-surgical-guides.html>
(Website-Aufruf am 30.6.2011)
- 44 Schulz D

Die Osteodensitometrie im Kieferbereich mit Hilfe der digitalen Volumentomographie
Zahnmedizinische Dissertation, Poliklinik für Röntgendiagnostik des Zentrums für Zahn-,
Mund- und Kieferheilkunde, Medizinische Fakultät, Universität Hamburg –Eppendorf,
2009

45 Stopp S, Lüth T

Ein neues Verfahren zur bildfreien Kontrolle der postoperativen Genauigkeit navigiert
gesetzter Implantate

Biomedizinische Technik, Band 2, Heft 3, Juni 2007, 234 – 242

46 Pulsfort R

Geometrische Genauigkeit eines neu entwickelten digitalen Volumentomografie-Gerätes
für die maxillofaziale Bildgebung

Medizinische Dissertation

Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie und interdisziplinäre Poliklinik für orale
Chirurgie und Implantologie, Medizinische Fakultät, Universität Köln, 2009

47 Kyriakou Y, Kolditz D, Langner O, Krause J, Kalender W

Digitale Volumentomografie (DVT) und Mehrschicht –Spiral -CT (MSCT): eine
objektive Untersuchung von Dosis und Bildqualität

Fortschr Röntgenstr , 183, 2, 2011, 144 – 153

48 Brief J, Edinger D, Haßfeld St, Eggers G

Accuracy of image-guided implantology

Clinical Oral Implants Research, Vol. 16, Issue 4, Aug 2005, 495 – 501

49 Zangerl A, Widmann G, Stoffner R, Pichler A R, Keller M, Bale R, Puelacher W

Genauigkeit von computergestützter transgingivaler Implantatchirurgie im Zahnlosen
basierend auf temporären Implantaten

Stomatologie, Vol. 107, Nr. 2, 2010, 31 - 34

50 Neugebauer J, Kistler F, Ritter L, Möller F, Bayer G, Dreiseidler T, Mischkowski A,
Zöller E

Welche Parameter sind bei der 3-D-Implantatplanung für eine erfolgreiche Therapie
relevant?

ZWR, 119, 5, 2010, 234 – 242

51 Hierl Th, Kruber D, Borasch H, Hümpfner-Hierl H

Neu entwickelte 3 D-Analysesoftware für die Zahnheilkunde und MKG-Chirurgie

Digital Dental News, 5. Jg, Juni 2011, 6 – 10

52 Rasch M-T

Definition der Regionen von Interesse für die kieferorthopädische / kieferchirurgische,
oralchirurgische und implantologische/dentale Zwecke bei der digitalen

Volumentomographie

Med. Dissertation Ludwig-Maximilians-Universität München, 2009

53 Frank E

3D-Bildgebung in der zahnärztlichen Praxis – Teil 2

Dentale Implantologie & Parodontologie 14, 3, 2010, 182 – 191

54 Abboud M

Indikation und Nutzung der DVT-Technologie

Implantologie, 19, 3, Sept. 2011, 231 - 240

55 Wouters W, Mollemans W, Schutyser F

Calibrated segmentation of CBCT and CT images for digitization of dental protheses

Int J comput Assist Radiol Surg., 6, 5, Sept. 2011, 609 - 616

56 Kühl S, Lambrecht Th J

Image guided surgery, Das Co-DiagnostiX-System

Dental Tribune, 5, 2010, 17 - 19

Eidesstattliche Erklärung:

Hiermit erkläre ich, dass

- ich die Arbeit selbstständig verfasst habe,
- ich diese Arbeit noch nicht anderweitig für Prüfungszwecke vorgelegt habe,
- keine anderen als die angegebenen Quellen oder Hilfsmittel benutzt wurden,
- wörtliche und sinngemäße Zitate als solche gekennzeichnet wurden.

26.12.2011