



Genauigkeit der navigierten Implantatchirurgie mit dem Robodent®-System auf der Grundlage einer radiologischen Untersuchung mittels digitaler Volumentomographie (DVT)

Richard J. Meissen, Gisbert Krekeler, Tim Lüth

In dieser Arbeit sollte die Gesamtgenauigkeit des Robodent®-Systems bei der Implantatinsertion im Zusammenhang mit einer radiologischen Untersuchung mit dem Newtom DVT 9000 bestimmt werden. Dazu wurde von einem Referenzmodell mit zwölf Bohrlöchern mittels digitaler Volumentomographie ein Dicom-Datensatz erstellt. Nach der Bildschirmplanung mit der Robodent®-Software wurden mit dem Robodent®-System in vier Prüfmodellen jeweils zwölf Bohrungen angelegt. Danach wurden die Abweichungen zum Referenzmodell digital vermessen. Es konnten eine mittlere Abweichung von 0,5 mm und eine Standardabweichung von 0,23 mm ermittelt werden. Der Versuchsaufbau enthielt alle Fehlerquellen der navigierten Chirurgie – von der radiologischen Untersuchung, der digitalen Bildbearbeitung, der Datenübertragung, der Registrierung von Patient und Bohrer bis zu den mechanischen Fehlern durch Bohrerspiel und Sitz der Navigationsschiene. Mit den gewonnenen Daten wird eine Grundlage für den Anwender geschaffen, der die Ergebnisse in den klinischen Ablauf integrieren kann. Aufgrund der Kenntnis der genauen Daten können die Operationsplanung sowie ihre chirurgische und prothetische Ausführung für den einzelnen Patienten individuell und sicher erfolgen.

Indizes Implantatnavigation, Robodent®, Newtom, dreidimensionale Planung, Navigationsschiene, Genauigkeit der Implantatnavigation

Einleitung

In den letzten Jahren ist der Ersatz verloren gegangener Zähne durch Implantate zur Standardtherapie geworden. Deshalb ist der Forschungsansatz nunmehr darauf ausgerichtet, in einer zuvor geplanten Region eine optimale Implantatposition zu erreichen. Dies ist insbesondere in anatomisch schwierigen Situationen eine Herausforderung für den Chirurgen^{1, 2}.

Das Ziel besteht darin, das entsprechende Implantat ohne Schädigung wichtiger anatomischer Strukturen optimal zu positionieren, den vorhandenen Knochen gut zu nutzen und das Operationstrauma für den Patienten so gering wie möglich zu halten. Bei einer unkorrekten Implantat-

insertion können mechanische Belastungen, die durch nichtaxiale Kräfte hervorgerufen werden, in einem periimplantären Knochenabbau resultieren³. Daher kommt einer korrekten, insbesondere auch prothetisch orientierten Implantatposition eine besondere Bedeutung zu.

Eine Möglichkeit der Umsetzung einer vorher geplanten Implantatposition bietet die Anwendung roboterassistierter Navigationssysteme, wie die des Robodent®-Systems⁴⁻⁷.

Für das Robodent®-System ist ein CT- oder DVT-Datensatz erforderlich, der zuvor während des Röntgens des Patienten ermittelt wird. Dazu wird an dem Kiefer, in den implantiert werden soll, ein Übertragungsbügel (eine Navigationsschiene) sicher befestigt und der Kiefer anschließend



Abb. 1 Wax-up mit radiopaken Zähnen.



Abb. 2 Navigationsschiene mit radiopaken Zähnen.

geröntgt. Bei noch vorhandener Restbezahnung kann die Schiene dental befestigt werden. Sind keine Zähne mehr vorhanden, kommt eine Befestigung auf Hilfsimplantaten oder mit Osteosyntheseschrauben infrage. Aufgrund der geringeren Strahlenbelastung ist dabei dem DVT gegenüber dem CT der Vorzug zu geben^{8, 9}. Darüber hinaus ergeben sich mit dem DVT weniger durch Bewegungen des Patienten hervorgerufene Artefakte. Diese führen bei einer konventionellen CT-Aufnahme zur Verzerrung des dreidimensionalen Bildes, da aus einzelnen Schichten ein sekundäres dreidimensionales Bild erstellt wird¹⁰.

Weiterhin ist es vorteilhaft, dass die Röntgenschnitte nach der Aufnahme und nicht schon vorher festgelegt werden können. Dadurch entfällt ein eventuell notwendiges Nachröntgen. Es sollte zur Erzielung eines korrekten Dicom-Datensatzes jedoch beachtet werden, dass die Okklusionsebene mit der Ebene der Übertragungsschiene übereinstimmt und diese bei der DVT-Aufnahme genau vertikal gelagert ist. Die Registrierung der Schiene erfolgt mit Hilfe der Robodent®-Software durch eine automatisierte Markererkennung, ohne dass ein weiteres Agieren des Behandlers notwendig ist¹¹. Der so registrierte Datensatz kann jetzt zur virtuellen Implantatinsertion verwendet werden.

Dabei besteht die Möglichkeit, die Navigationsschiene mit radiopaken Zähnen (Vivotac und Ortovac; Ivoclar Vivadent, Ellwangen) zu bestücken. Diese werden nach einem Wax-up (Abb. 1) der gewünschten prothetischen Zahnstellung in die Navigationsschiene integriert (Abb. 2).

Danach werden die digitale Volumentomographie oder die Computertomographie mit eingesetzter

Schiene durchgeführt¹²⁻¹⁴. Dadurch erhält man einen Datensatz, der die gewünschte Zahnstellung für die zukünftige Prothetik aufweist. Man kann nun mit der Planungssoftware des Navigationsprogramms die Implantate in Position und Achsrichtung so gut wie möglich auf die prothetische Situation einrichten (Abb. 3).

Die am Bildschirm virtuell inserierten Implantate werden dann mit Hilfe des Navigationsroboters an die geplante Stelle gesetzt. Dabei wird durch kabellose optische Lokatoren (Abb. 4) die Position des Winkelstücks ständig mit der Position des Patienten, der mit der ebenfalls mit Lokatoren bestückten Navigationsschiene verbunden ist, abgeglichen, sodass die Sollposition der Implantate auf dem Monitor sowie auf einem kleinen Hilfsmonitor sichtbar ist.

Fragestellung

Der Erfolg einer navigierten Implantatoperation hängt von der Genauigkeit des Verfahrens ab. Durch die Vielzahl der Arbeitsschritte ergibt sich eine Reihe möglicher Fehlerquellen, die die Genauigkeit des Verfahrens beeinflussen. Die erste Fehlerquelle ist die röntgenologische Untersuchung. Als wichtigster Komplex hat sowohl die Hardware als auch die Software des Navigationssystems Einfluss auf den Fehler des Verfahrens. Wie bereits erwähnt, ist auch der Sitz der Navigationsschiene von Bedeutung. Die Ausrichtungsfehler durch den Behandler spielen ebenso wie das Bohrspiel im Winkelstück eine Rolle.

Fragestellung dieser Arbeit war die Bestimmung

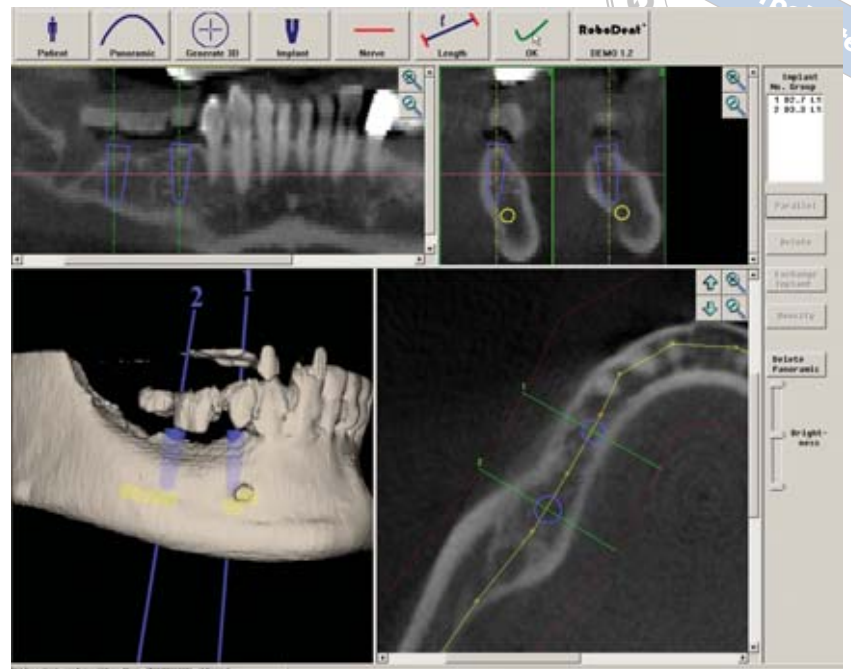


Abb. 3 Implantatplanung mit radiopaken Zähnen.



Abb. 4 Winkelstück mit optischen Lokatoren.



Abb. 5 Referenzkiefer mit Bohrungen.

der Gesamtabweichung einer navigierten Operation unter rekonstruierbaren Bedingungen und unter Verwendung eines DVT 9000 (Fa. Newtom) als bildgebendes Verfahren.

Material und Methoden

Material

Ein modifizierter Phantomkiefer mit zwölf parallelen Bohrungen und einem Block der Größe 20 mm x 20 mm x 50 mm diente als Referenzmodell

(Abb. 5). Die zwölf Bohrungen mit jeweils 2 mm Durchmesser wurden parallel mit einem computer-gesteuerten Bohrer in das Modell aus Biresin-G20 (Fa. Sika, Stuttgart) gebohrt.

Die x- und y-Achse des Modells gaben die horizontale Dimension des Modells wieder, die z-Achse die vertikale Dimension.

Methoden

Das Referenzmodell wurde in einem DVT 9000 radiologisch untersucht. Zur Erzielung eines besseren Kontrasts der radiologischen Darstellung

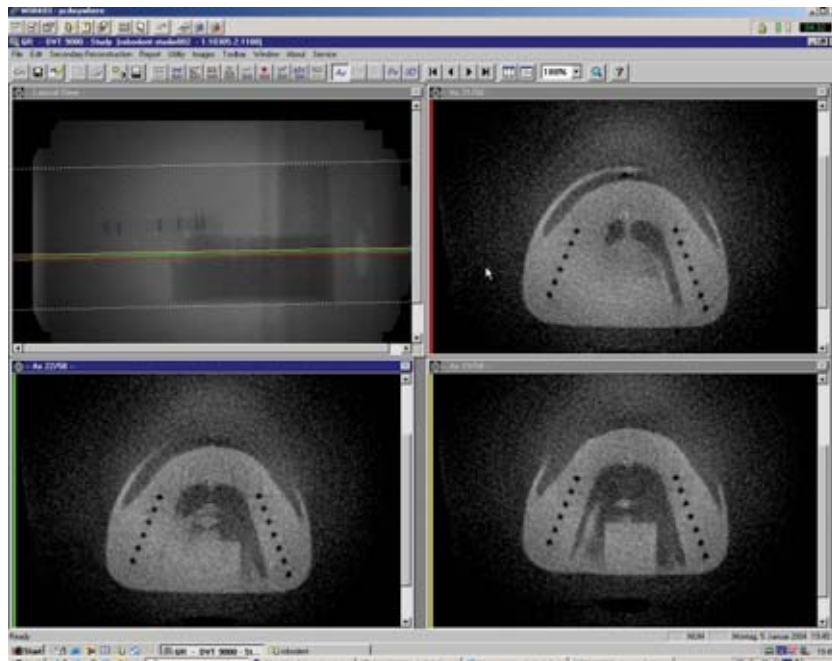


Abb. 6 Primärrekonstruktion von 0,3-mm-Schichten.

Abb. 7 Markerebene des Dicom-Datensatzes.

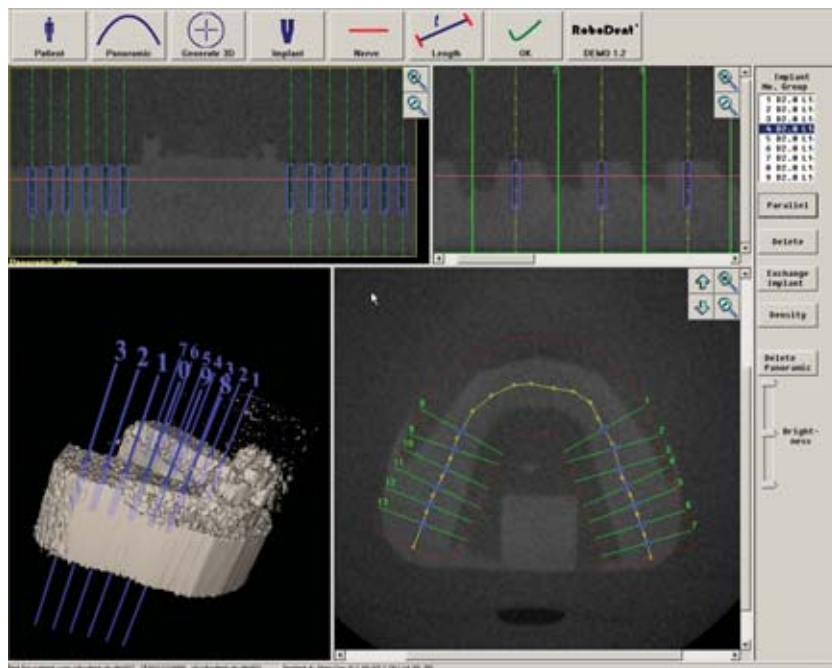
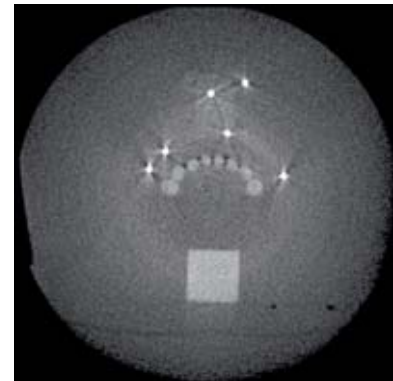


Abb. 8 Planung von Implantaten für vorhandene 2-mm-Bohrungen mit der Robodent®-Software.

wurde das Modell in einem mit Wasser gefüllten Behälter geröntgt. Mit der Newtom-Software wurde eine primäre Schichtrekonstruktion mit einer Schichtstärke von 0,3 mm parallel zur x- und y-Achse des Modells gefertigt (Abb. 6). Die Daten wurden im Dicom-Format gesichert, auf CD gebrannt und auf das Robodent®-System geladen. Die Erkennung des

Datensatzes erfolgte durch eine automatische Markerregistrierung von in der Navigations-schiene integrierten radiopaken Markern¹¹ (Abb. 7). Mittels der Software konnte nun eine räumliche Zuordnung vorgenommen werden. Mit Hilfe der Robodent®-Software wurde für die vorhandenen Bohrungen ein eigens zu diesem Zweck programmiertes Implantat der Länge 20 mm



Abb. 9 An Prüfmodellen werden Bohrungen angebracht.

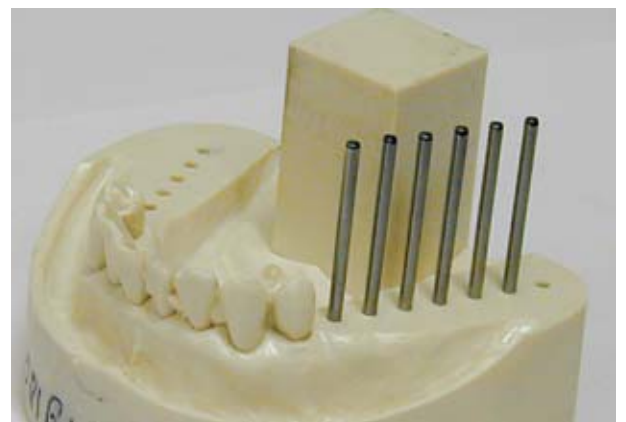
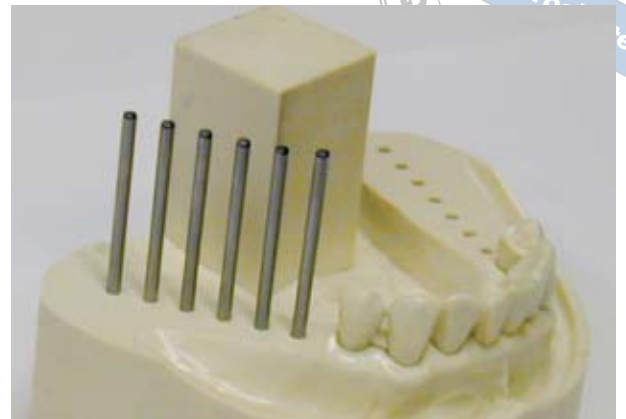


Abb. 10 und 11 Originalmodelle mit Stahlstiften zur Auswertung der Bohrungen.

mit einem Durchmesser von 2 mm geplant (Abb. 8). Dieses Implantat wurde so platziert, dass es die Bohrung optimal ausfüllte.

Vier weitere Modelle des Phantomkiefers, die ebenfalls aus Biresin-G20 hergestellt worden waren, dienten als Prüfmodelle.

Auf den Prüfmodellen wurde mit Hilfe des Navigationssystems Robodent® zuerst eine Vorbohrung mit einem Rosenbohrer und dann eine Bohrung mit einem Implantatvorbohrer mit einem Durchmesser von 2 mm (Nobel Biocare, Göteborg/Schweden) angelegt. Die Bohrposition wurde mit Hilfe der visuellen Hilfseinrichtung des Robodent®-Systems gebohrt (Abb. 9).

Es wurden nur Bohrungen gewertet, die vom System als „grün“ erkannt wurden. Diese Farbmarkierung bezeichnet beim Robodent®-System die Bohrung im vom Navigationssystem als korrekt gekennzeichneten Bereich.

Die Bohrungen wurden von der Abteilung für

Robotik der Charité unter Leitung von Prof. Tim Lüth ausgewertet. Dazu wurden formschlüssige Stahlstifte in die Bohrungen gesteckt (Abb. 10 und 11). Die Abweichungen wurden digital, wie im Folgenden beschrieben, mit einem Faro-Arm vermessen:

Berechnung der Messwerte für die Bohrungen im Kiefer

Es wurde folgendes Koordinatensystem festgelegt: Der Ursprung des lokalen Koordinatensystems eines jeden Kiefers wurde in die Bohrung Nr. 6 gelegt. Die Verbindung zwischen den Punkten 6 und 12 bildete die y-Achse. In der x-y-Ebene lagen die Punkte 1, 6 und 12. Die x-Achse stand senkrecht auf der y-Achse (Abb. 12). Alle Messwerte des beiliegenden Protokolls wurden in Millimetern angegeben. Die Werte wurden elektromechanisch mit einem Faro-Arm ermittelt.

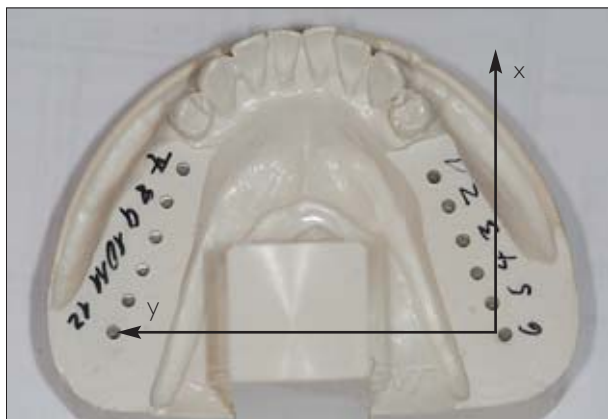


Abb. 12 Festlegung des Koordinatensystems.

Ergebnisse

Von den insgesamt 48 Bohrungen konnte eine Bohrung aufgrund einer nicht korrekt angezogenen Winkelstückmanschette nicht gewertet werden. Die Bohrungen 1, 6 und 12 wurden vernachlässigt, da sie Bestandteil des Koordinatensystems waren. Dies ergab für die Auswertung 35 Bohrungen.

Tabelle 1 zeigt die nach dem Versuchsprotokoll ermittelten Werte. Es wurden in den einzelnen Kiefern die für das jeweilige Bohrloch mit dem Faro-Arm gemessenen Positionen im oben festgelegten Koordinatensystem in Millimetern bestimmt. Vergleicht man die jeweiligen Messpunkte für jede einzelne der auswertbaren Bohrungen mit ihrer zugeordneten Referenzbohrung, so kann man für jede Bohrung einen Abweichungsvektor bestimmen. Dieser Vektor definiert die Abweichung von der Referenzbohrung im Koordinatensystem.

Abbildung 13 beschreibt die Abweichung aller auswertbaren Bohrungen von ihrer Referenzbohrung.

Um herauszufinden, ob ein eventueller systemischer Fehler in den Messungen enthalten war, wurden die Abweichungen auch für jeden Kiefer separat bestimmt. Unterschiede zwischen den Kiefern könnten durch Dimensionsabweichungen in den Modellen oder durch Differenzen bei der Befestigung der Navigationsschienen auf den Modellen entstehen. In diesem Zusammenhang ist die Betrachtung der Abbildungen 14 bis 17 aufschlussreich. Aus ihnen lassen sich die für jeden Kiefer einzeln berechneten Abweichungen vom Referenzmodell entnehmen.

Die mittlere Abweichung (μ) und die Standardabweichung (σ) für die einzelnen Kiefer können der Tabelle 2 entnommen werden.

Die mittlere Abweichung μ ist für alle Kiefer gleich und beträgt 0,5 mm. Die Standardabweichung σ ist ebenfalls für alle Kiefer gleich und beträgt 0,23 mm.

Diskussion

Zur Analyse und Bewertung dieser Studie sollen folgende Aspekte diskutiert werden:

1. Ursachen für die Abweichungen und Bewertung der Untersuchungsdaten,
2. klinische Relevanz der Untersuchungsdaten,
3. Verbesserungsmöglichkeiten.

Ursachen für die Abweichungen und Bewertung der Untersuchungsdaten

Die durchgeführten Messungen geben den Gesamtfehler des Navigationsverfahrens wieder. Der Gesamtfehler des Versuchsaufbaus setzt sich aus folgenden Einzelfehlern zusammen¹⁵:

- Abweichung der Röntgendaten
- Fehler der Instrumentenkalibrierung
- Fehler bei der Patientenregistrierung
- Fehler des Sensors des Navigationssystems
- Ausrichtungsfehler des Benutzers
- Fehler durch Sitz der Navigationsschiene
- mechanischer Fehler durch Spiel des Bohrers.

Der mittlere Fehler für alle Kiefer liegt bei 0,5 mm und die Standardabweichung bei 0,23 mm. Dass der mittlere Fehler größer ist als die Standardabweichung, lässt einen geringen systemischen Fehler vermuten. In Betracht käme ein Kalibrierungs- oder Messfehler seitens des Robodent®-Gerätes oder eine Abweichung im Dicom-Datensatz, also ein Fehler auf radiologischer Seite.

Möglich ist auch eine Differenz des Sitzes der Navigationsschiene beim Röntgenvorgang und beim Bohrvorgang. Die geringen Unterschiede zwischen den einzelnen Kiefern liegen im Bereich einer zu erwartenden statistischen Streuung. Beachtung sollte man vielleicht den Werten des Kiefers 2 schenken, weil hier eine leichte Abweichung zu den anderen drei Kiefern zu erkennen ist. Eine solche Abweichung ist möglicherweise die Folge eines etwas unkorrekten Schienensitzes.

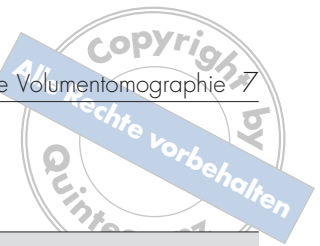


Tabelle 1 Achsabweichungen nach Messprotokoll

	Bohrungen (Abweichung in mm)											
Referenzkiefer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
x-Achse	24,578	19,789	14,810	9,841	4,958	0,000	25,028	20,009	15,010	10,061	5,014	0,000
y-Achse	10,586	8,470	6,303	4,256	2,167	0,000	48,431	50,342	52,343	54,173	56,083	58,098
z-Achse	0,000	0,001	0,015	-0,101	-0,014	0,000	-0,087	-0,131	-0,106	-0,129	-0,030	0,000
Kiefer 1	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
x-Achse	23,890	19,383	14,288	9,335	4,757	0,000	24,920	19,826	14,533	9,561	4,895	0,000
y-Achse	10,406	8,198	6,080	4,076	1,853	0,000	47,864	50,282	51,841	53,718	55,717	57,840
z-Achse	0,000	0,036	0,001	0,110	0,044	0,000	-0,108	-0,099	-0,059	-0,037	-0,074	0,000
Kiefer 2	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
x-Achse	24,744	19,994	14,798	9,729	4,923	0,000	25,074	20,085	14,944	10,381	5,435	0,000
y-Achse	10,368	8,401	6,104	3,400	1,957	0,000	49,595	50,445	52,016	53,199	55,431	57,364
z-Achse	0,000	0,050	0,015	0,085	0,034	0,000	-0,030	-0,015	0,017	0,060	-0,051	0,000
Kiefer 3	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
x-Achse	24,081	19,545	14,166	9,487	5,121	0,000	24,875	19,786	14,671	9,979	5,172	0,000
y-Achse	10,543	8,457	6,120	3,686	1,908	0,000	48,013	50,589	52,064	53,656	55,638	57,674
z-Achse	0,000	-0,083	-0,097	-0,085	0,028	0,000	-0,153	-0,206	-0,172	-0,043	0,004	0,000
Kiefer 4	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
x-Achse	23,888	19,761	14,575	9,693	4,887	0,000	24,493	19,775	14,507	9,832	4,995	0,000
y-Achse	10,049	8,505	6,247	3,723	1,976	0,000	47,812	50,441	52,125	53,676	55,659	57,606
z-Achse	0,000	-0,003	-0,095	-0,107	-0,058	0,000	0,096	0,066	-0,034	-0,023	0,002	0,000

Tabelle 2 Abweichungen und Standardabweichungen für die einzelnen Kiefer

	Mittlerer Fehler μ	Standardabweichung σ
Kiefer 1	0,5	0,2
Kiefer 2	0,6	0,4
Kiefer 3	0,5	0,1
Kiefer 4	0,4	0,2

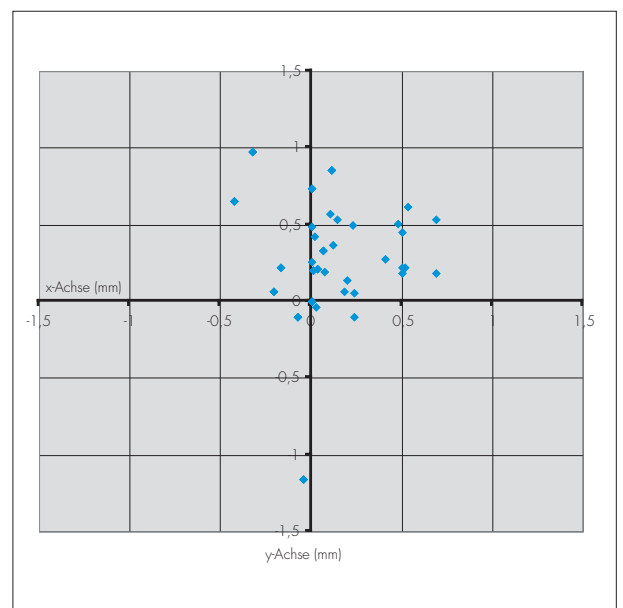


Abb. 13 Abweichung aller auswertbaren Messungen von ihrer Referenzbohrung.

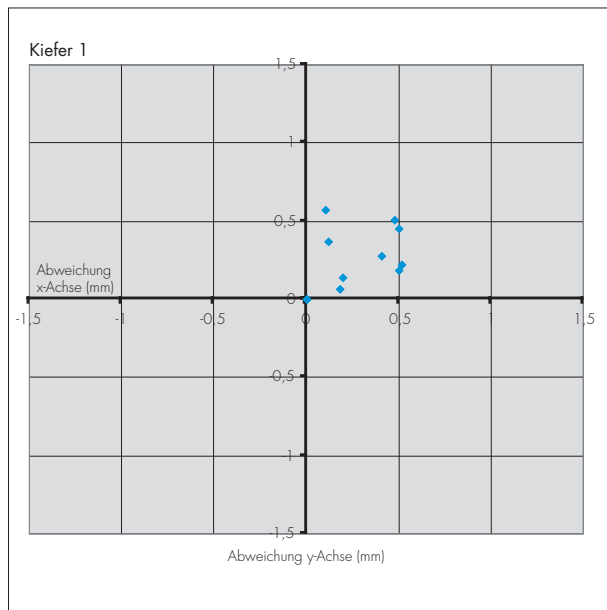
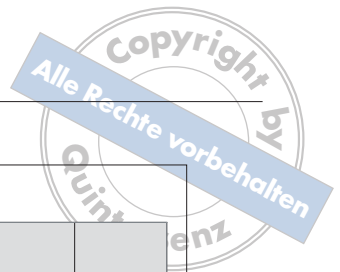


Abb. 14 Für Kiefer 1 berechnete Abweichungen von den Referenzbohrungen.

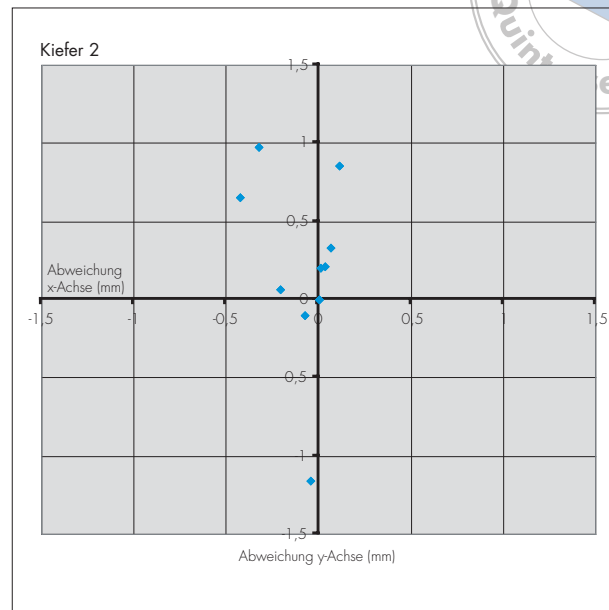


Abb. 15 Für Kiefer 2 berechnete Abweichungen von den Referenzbohrungen.

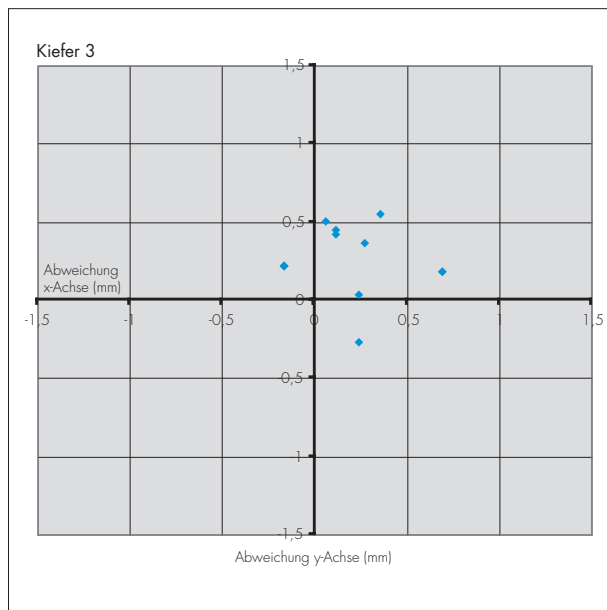


Abb. 16 Für Kiefer 3 berechnete Abweichungen von den Referenzbohrungen.

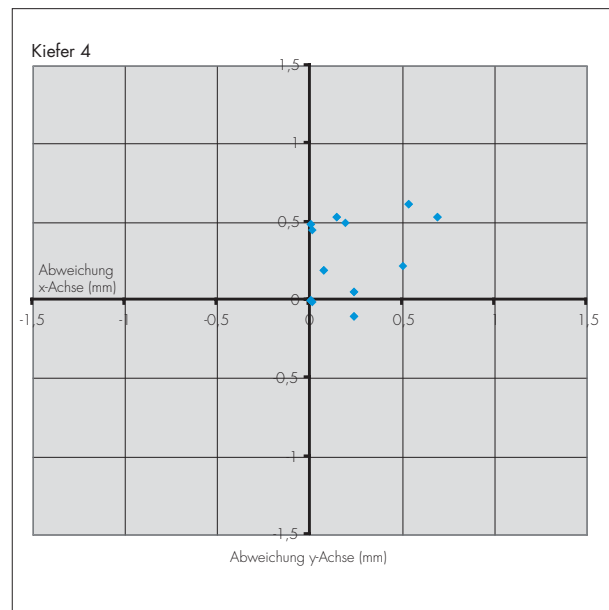


Abb. 17 Für Kiefer 4 berechnete Abweichungen von den Referenzbohrungen.

Dieser kann durch eine sehr stramme Passung bei minimalen Unterschieden der Modelle entstehen¹⁶. Die Betrachtung der z-Achse hat bei diesem Versuchsaufbau eine rein technische Bedeutung und sagt aufgrund der Messung nichts über die Bohrtiefe der Implantatbohrung aus.

Eine wichtige Bedeutung kommt allerdings dem bildgebenden Verfahren zu. Bei der digitalen Volumentomographie sind die Patienten nur zu etwa einem Fünftel der Strahlenbelastung eines konventionellen CT-Scans ausgesetzt¹⁷. Daher sollte zur Vermeidung unnötiger Strahlenbelastung dem DVT der Vorzug gegen-

über dem CT gegeben werden. Darüber hinaus ist die Gefahr einer räumlichen Verzerrung durch eine Bewegung des Patienten im Vergleich zum CT deutlich geringer. Eine Bewegung des Patienten führt im DVT zu einer schlechteren Auflösung, während sie bei einem CT die räumliche Zuordnung der einzelnen Schichten zueinander und damit die geometrische Genauigkeit beeinflusst. Die geometrische Genauigkeit eines DVT ist kleiner als 0,35 mm¹⁸. Mozzo et. al.¹⁹ beziffern die Genauigkeit der digitalen Volumentomographie auf 0,8 bis 1 % in der Horizontalen und auf 2,2 % in der Vertikalen.

Bemerkenswerterweise entsprechen diese 0,35 mm dem Unterschied zwischen der Standardabweichung und dem mittleren Fehler. So könnte auch der röntgenologische Aspekt den Fehler mitbestimmen. Schermeier⁴ hat bei einem ähnlichen Versuchsaufbau eine mittlere Abweichung von 0,1 mm und eine Standardabweichung von 0,4 mm erhalten. Der Dicom-Datensatz wurde dabei mit einem CT erstellt. Die klinische Relevanz einer Genauigkeitsmessung mit CT-Daten ist daher für die praktische Anwendung geringer als bei Messung mit DVT-Daten, weil sich ein Modell während des Röntgenvorgangs nicht bewegt.

Ein ähnliches Ergebnis erzielten Meyer et. al.²⁰. Sie erreichten bei einer Untersuchung an Göttinger Mischweinen eine Genauigkeit von etwa 0,5 mm bei neun gesetzten Implantaten. Sie beurteilten die Implantatposition allerdings anhand eines Kontroll-CT mit eingesetzter Planungsschiene.

Die ermittelten Daten werden bei der Anwendung im Mund des Patienten unter Umständen noch durch die Bewegung des Patienten verändert. Die Bewegung kann in Abhängigkeit von der Trägheit des Systems⁴ einen weiteren Fehler produzieren. Dieser ist allerdings zu überprüfen, indem der Bohrer im Mund des Patienten einige Sekunden im Bohrloch gehalten wird, ohne ihn zu bewegen. Wird die Bohrung weiterhin vom System als korrekt (grüne Farbmarkierung) erkannt, so ist eine weitgehende Kompensation der Bewegung möglich.

Klinische Relevanz der Untersuchungsdaten

Für die klinische Anwendung der Implantatnavigation bedeutet dies, dass der Implantologe mit Hilfe dieser Daten in der Lage ist, sein Vorgehen bei der Implantation genau zu planen. In der



Abb. 18 Navigierte Implantatinsertion unter Sichtkontrolle.

Regel ist dabei die mesiodistale Dimension weniger von Bedeutung als die orovestibuläre. Im Frontzahnbereich ist natürlich aufgrund der ästhetischen Relevanz auch die mesiodistale Position von großer Bedeutung. Eine wichtige Rolle für das ästhetische Ergebnis spielt hier auch die Implantatachse.

Da mit einer Abweichung von maximal 0,9 bis 1 mm gerechnet werden muss, sollte ein Alveolarfortsatz eine minimale Breite von mehr als 6 mm aufweisen, um eine navigierte Implantation ohne Schnittführung (transgingival), also nach Stanzung, durchführen zu können, wenn ein Implantat mit einem Durchmesser von 4 mm inseriert werden soll. Der Abstand zum Nachbarzahn oder Implantat muss ebenfalls mehr als einen Millimeter betragen, um eine Beschädigung der Zahnwurzel zu vermeiden. In diesem Zusammenhang ist natürlich auch die Implantatachse von Bedeutung. Es muss in der gesamten Bohrtiefe ein Abstand von mindestens 1 mm zur Nachbarwurzel eingehalten werden. Dies ist in der Regel gut möglich, da sich der Verlauf der Wurzel auf dem Bildschirm des Systems gut darstellen lässt. Wenn weniger als 1 mm Knochen vestibulär und oralwärts des zu inserierenden Implantats vorgefunden wird, muss die Bohrung auf jeden Fall unter Aufklappung der Schleimhaut erfolgen. Dabei kann festgestellt werden, ob der Knochen bei der Implantatbohrung perforiert werden würde. In die-



sem Fall wäre eine augmentative Maßnahme notwendig²¹. Die Abbildung 18 zeigt navigierte Implantatbohrungen im rechten Oberkieferbereich bei einem etwa 6 mm breiten Alveolarfortsatz.

Wird unter Sichtkontrolle navigiert, kann man die Vorteile der Navigation hinsichtlich der Implantatposition und der Richtung auch in prothetisch und anatomisch schwierigen Fällen nutzen. Vorteilhaft ist, dass lediglich eine minimale Aufklappung des Operationsgebiets notwendig ist.

Ein wichtiger und in dieser Arbeit nicht betrachteter Aspekt ist die Insertionstiefe des Implantats. Hierzu muss man wissen, dass die Bohrer der meisten Implantatsysteme das Bohrloch tiefer aufbereiten, als es der Länge des zu inserierenden Implantats entspricht. Deshalb sollte man über die genaue Länge der Bohrer für das verwendete Implantatsystem Bescheid wissen.

Um ein Implantat in der vorgesehenen Tiefe inserieren zu können, muss dies mit dem navigierten Winkelstück des Systems erfolgen. Allerdings ist das nicht bei allen Implantatsystemen möglich, da nicht alle über einen entsprechenden Ansatz zum Eindrehen des Implantats mit dem Winkelstück verfügen. Das Eindrehen muss dann mit manueller Kraft erfolgen, oder sie werden als zylindrische Implantate eingeschlagen (Push-in-Verfahren). Untersuchungen über die vertikale Genauigkeit des SMN-Navigationssystems führten Gaggli et al.²² im Rahmen einer In-vitro-Studie durch, indem sie in Akrylkiefer bohrten. Sie erhielten eine Abweichung von 0,2 mm.

Das Robodent®-Verfahren stellt somit eine sichere Hilfe bei der Implantatinsertion dar. Es ermöglicht die vorhersehbare Umsetzung einer prothetisch orientierten Implantatplanung. Es sollte jedoch weitere Forschungsarbeit investiert werden, um den Gesamtfehler noch weiter zu reduzieren.

Verbesserungsmöglichkeiten

Ein Ansatz zur weiteren Verbesserung könnte das „Roboassist“ sein²³. Es wird mit einer speziellen Tischbohrvorrichtung in das Modell gebohrt. Dann werden mit Übertragungsstiften Bohrhülsen in die Navigationsschiene eingebracht. Diese Bohrhülsen verringern bei der anschließenden navigierten Operation die durch das Bohrerspiel und die Bewegung des Patienten verursachten Fehler. Darüber hinaus wird der operative Eingriff beschleunigt. Damit müsste auch intraoperativ eine

noch größere Genauigkeit erreicht werden können.

Weitere Verbesserungen sollten sich auf das Robodent®-System selbst beziehen.

Beispielsweise ist hier der negative Effekt einer starken OP-Beleuchtung auf das optische System zu nennen, wodurch die Erkennung der optischen Lokatoren erschwert wird. Deshalb ist manchmal ein Dimmen der Beleuchtung erforderlich, was intraoperativ natürlich nicht wünschenswert ist.

Darüber hinaus ist die Implantatinsertion im Oberkiefer, insbesondere im zweiten Quadranten, durch die natürliche Palatinalneigung der Zahnachse und damit auch der Implantatachse operationstechnisch eine Herausforderung. Dadurch befinden sich die Lokatoren des Winkelstücks in einer Stellung, die nur sehr schwer und manchmal unvollständig von der Kamera erfasst wird. Aus diesem Grund wurde bereits beim ersten Anwendertreffen im September 2003 in Berlin eine zweite Position der Lokatoren für den Oberkiefer gefordert. Sie sollte nicht 180° gegenüber der Unterkieferposition gelegen sein, um eine bessere Kameraerfassung zu ermöglichen. Ideal wären vielleicht sogar zwei oder drei Positionen der Lokatoren für den Eingriff im Oberkiefer. Dabei müsste die Rastenposition der Lokatoren am Winkelstück etwa 155°, 180° und 205° zur Unterkieferposition betragen.

Literatur

1. Taylor TD: Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 74-78.
2. Stanfort CM: Biomechanical and functional behaviour of implants. *Adv Dent Res* 1999; 13: 88-92.
3. Hobkirk JA, Havthoulas TK: The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 169-174.
4. Schermeier O: Ein Navigationssystem für die dentale Implantologie. Diss., Technische Universität Berlin 2001.
5. Hein A, Klein M, Lüth TC, Queck J, Stien M, Schermeier O, Bier J: Integration and clinical evaluation of an interactive controllable Robotic system for anaplastologie. MICCAI 2001, Utrecht, The Netherlands Oct., 14-17, 2001.
6. Birkenfellner W, Solar P, Gahlleitner A, Huber K, Kainberger F, Kettenbach J, Hanolka P, Dianlink M, Watzek G, Bergmann H: Computer-aided implant dentistry – an early report. MICCA 1999, Cambridge 1999, pp. 883-891.

7. Brief J, Hassfeld S, Sonfeld U, Persky N, Krempien R, Treiber M, Mühling J: Navigated insertion of dental implants. ISRACAS. Fourth Israeli Symposium on Computer-Aided Surgery, Medical Robotics and Medical Imaging; Tel-Aviv, Israel, May, 17, 2001.
8. Möbes O, Becker J, Schnelle C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M: Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000; 55: 334-336.
9. Hirsch E, Gosch D, Graf HL, Heinrich A, Klöppel R, Visser H: Untersuchung zur Dosisbelastung bei verschiedenen Röntgentechniken zur präimplantären Diagnostik. Poster 12, 2000.
10. Graf HL, Hirsch E: Präimplantäre Diagnostik. Weißbuch Implantologie. Jahrbuch Verlag, Bonn 2000.
11. Schermeier O, Lüth T, Glagau J, Szymanski D, Tita R, Hildebrand D, Klein M, Nelson K, Bier J: Automatic patient registration in computer-assisted maxillofacial surgery. *Medicine Meets Virtual Reality (MMVR)*, Newport Beach, USA, Jan., 23-26, 2002 (im Druck).
12. Hildebrand D, Kunz A, Mehrhoff J, Nelson K: Computer-gestützte Navigationsverfahren – ein Beitrag für die interdisziplinäre Zusammenarbeit in der oralen Implantologie. *Teamwork* 2002; 2: 110-123.
13. Schmitz HJ, Tolxdorf T, Jovanovic S, Honsbrock J: Einsatzmöglichkeiten der 3-D-Rekonstruktion von CT-Daten. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* 1990; 14/4 Juli bis August: 281-286.
14. Heurich Th, Steveling H, Gallardo-Lopez L, Rütt A, Hassfeld S: Präimplantologische Planung mittels radioopaker Prothesenzähne. *ZMK* 2002; 18: 888-895.
15. Schermeier O, Lueth T, Cho C, Hildebrand D, Klein M, Nelson K, Bier J: The precision of the Robodent system. *Computer-Assisted Radiology and Surgery (CARS)* Paris, June 2002.
16. Kniha H, Gahlert M, Lassen T, Bier J: Die Konzeption der CT-unterstützten Navigation bei der dentalen Implantatinsertion. *Quintessenz Zahntech* 2003; 29/7: 842-863.
17. Hirsch E, Visser H, Graf HL: Präimplantäre Röntgen-diagnostik – Informationsbedarf versus Strahlenbelastung. *Implantologie* 2002; 10/3: 291-302.
18. Hümmeke St, Esser E, Vosschans J: Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie (DVT). *Quintessenz* 2003; 54/10: 1105-1112.
19. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinnazzi P, Martine LA, Bergamo A: A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998; 8: 1558-1564.
20. Meyer U, Wiesmann HP, Runte C, Fillies T, Meier N, Lueth T, Joos U: Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2003; 41: 1002-1008.
21. Watzek G (Hrsg.): *Enossale Implantate in der oralen Chirurgie*. Quintessenz, Berlin 1993.
22. Gaggli A, Schultes G, Karcher H: Navigational precision for drilling tools preventing damage to the mandibular canal. *Craniomaxillofac Surg* 2001; 29/5: 271-275.
23. von Straelen F: *Roboassist – Ein navigiertes Assistenzsystem für den Implantologen und das spezialisierte Dental-labor mit Robodent*. Masterthese, Donau-Universität Krems 2004.

Dr. Richard J. Meissen, MSc.
Mülheimer Straße 60a
47057 Duisburg

Prof. Dr. Gisbert Krekeler
Universitätsklinik für Zahn-,
Mund- und Kieferheilkunde
Sektion Parodontologie
Hugstetter Straße 55
79106 Freiburg i. Br.

Prof. Dr. Tim Lüth
Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Klinische Navigation und Robotik
Augustenburger Platz 1
13353 Berlin

Bitte richten Sie Ihre Korrespondenz an
Herrn Dr. Richard J. Meissen.

E-Mail: Info@drmeissen.de



Accuracy of Navigated Implant Surgery with the use of the Robodent System on the Basis of a Radiographic Evaluation with the Digital Volume Tomography (DVT)

Richard J. Meissen, Gisbert Krekeler, Tim Lüth

The purpose of this study was to evaluate the accuracy of the Robodent system using Newtom 9000 DVT data. The authors created the dicom data of a resin reference model of a lower jaw with 12 drilling holes. After implant planning with the Robodent software, 12 drillings were made in each of the 4 test models, which were equal to the reference model. The deviation from the reference model was evaluated digitally using a Faro device. The middle deviation was 0.5 mm, and the standard deviation found was 0.23 m. The experiment contained all the aberrations of the navigated surgery, beginning with the radiography, the aberration of the digital data, the patient and the model registration, and the mechanical aberration caused by the surgeon, the bur and the drilling handpiece. It is shown that that DVT data and the Robodent system work together properly. This result is the basis for the surgeon and dentist to integrate the knowledge of the accuracy of the system into their treatment planning. Using these data, the surgical and prosthetic planning is more reliable and can be used to treat the patient with a high predictability.

Key words Implant navigation, 3-D implant planning, Newtom 9000, accuracy of implant navigation