

Der MKG-Chirurg

Organ der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

**Elektronischer Sonderdruck für
R. Grimm**

Ein Service von Springer Medizin

MKG-Chirurg 2012 · 5:41–48 · DOI 10.1007/s12285-011-0256-9

© Springer-Verlag 2012

zur nichtkommerziellen Nutzung auf der
privaten Homepage und Institutssite des Autors

R. Grimm · H. Raapke · S. Bonorden · S. Haßfeld

Komplett digitalisierte Erstellung von Schablonen zur geführten Implantation

Neues Herstellungsverfahren zur Ökonomisierung und Erhöhung der Präzision

Redaktion

E. Esser, Osnabrück

R. Grimm¹ · H. Raapke² · S. Bonorden¹ · S. Haßfeld^{3,4}

¹ Gemeinschaftspraxis für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Praxisklinik Dr. Dr. Bonorden & Dr. Dr. Grimm, Bochum

² Dentel Inside, Greven

³ Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, plastische Operationen, Dortmund

⁴ Lehrstuhl für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie an der Universität Witten/Herdecke, Witten

Komplett digitalisierte Erstellung von Schablonen zur geführten Implantation

Neues Herstellungsverfahren zur Ökonomisierung und Erhöhung der Präzision

Dreidimensional navigierte Verfahren der Implantologie ermöglichen die Übertragung der virtuell geplanten Implantatlage in vivo nur näherungsweise. Fehlerquellen liegen in individuellen anatomischen Konstellationen oder technisch erforderlichen Spielpassungen von Bohrern in Bohrschablonen oder Handstücken. Die Präzision bei der Herstellung der Bohrschablone, deren Stabilität und Anwendbarkeit im Molarenbereich sowie ihre Autoklavierbarkeit sind durch digitalisierte Planung und Herstellung über CAM-Fräsung aus Metall einfacher zu verbessern.

Hintergrund und Technik

In komplexen implantologischen Fällen mit reduziertem Knochenangebot, aufwendigen prothetischen Rekonstruktionen bzw. hohen prothetischen Anforderungen ist die optimale Ausnutzung des Restknochens und eine exakte Platzierung der Implantate nach chirurgischen und prothetischen Kriterien unerlässlich. Durch virtuelle Planung der Implantatlage und Umsetzung in dreidimensional navigierter Operationstechnik in vi-

vo wurde die Positionierung gegenüber der Implantation nach rein klinischen Kriterien wesentlich verbessert [1, 10]. Statisch navigierte Verfahren dominieren heute den Markt, sind kostengünstig und einfach zu handhaben [21]. Navigationsschablonen werden zumeist stereolithographisch oder manuell zahntechnisch erstellt und ermöglichen die Präparation des Implantatbetts und die Implantatinsertion in räumlich korrekter Achslage, vorgegebener Tiefe und in minimalinvasiver Operationstechnik. Unter Umständen kann durch optimierte Ausnutzung des Knochenangebots auf Augmentationen verzichtet werden. Ein geringeres Operationstrauma, postoperativ geringere Umbau- und Resorptionsvorgängen des Knochens, ein geringeres Infektionsrisiko und deutlich reduzierte postoperative Beschwerden sind entscheidende Vorteile [2, 5, 6]. Zudem kann durch die an die Prothetik angepasste Implantatlage eine Reduktion der Häufigkeit prothetischer Komplikationen angenommen werden.

Die hohe Präzision der verschiedenen Verfahren wurde vielfach bestätigt [11, 18, 19, 20], jedoch weist die Schablonentechnik

auch wesentliche Kritikpunkte auf. Übliche additiv vernetzende Kunststoffe sind meist thermolabil, nicht autoklavierbar und damit in der Regel nicht steril einsetzbar. Restpolymerisationsreaktionen, Lagerungs- und Trocknungseinflüsse führen u. U. zu unkontrollierten Verziehungen, was zur späteren Ungenauigkeit der Implantatposition beiträgt. Abweichungen von der virtuell geplanten Implantatlage können darüber hinaus durch die nicht vermeidbare Spielpassung des Bohrers in der Bohrhülse oder durch Abweichen des Bohrers an ossären Strukturen, wie tangential anliegender Kortikalis, entstehen. Die anatomische Enge im Molarenbereich kann zu intraoperativen Schablonenverbiegungen oder gar -frakturen führen, welche die Präzision der Implantatinsertion beeinträchtigen [15] oder den Einsatz der Navigation komplett verhindern [5].

Einige Faktoren, wie z. B. das Abweichen eines Bohrers an tangential verlaufender Kortikalis oder die Spielpassung des Bohrers, sind nicht oder nur schwierig zu beeinflussen. Beispielsweise lässt sich die Spielpassung durch Verlängerung der Bohrhülse ändern [18]. Demge-



Abb. 1 ◀ Ronde nach Fräsung der Schablone



Abb. 2 ◀ Implantate fertig inseriert, Einbringpfosten in Schablone

genüber kann die Präzision der Implantatlage durch eine Reduktion der Fehlermöglichkeiten bei der Schablonenerstellung verbessert werden.

Das in der Studie verwendete Verfahren ermöglicht die komplett digitalisierte Planung und Erstellung von Bohrschablonen durch die Kombination der virtuellen Implantatplanung mit variablen Planungsprogrammen und Herstellung der Bohrschablone analog zu Kronen- und Brückengerüsten durch Fräsung aus einem Metallblock.

Verfahren der Implantatplanung, Schablonenerstellung und Operation

- Voraussetzung ist eine sicher reproduzierbare, zumindest trianguläre Abstützung der Bohrschablone auf einem Restzahnbestand bzw. (Interims-)Implantaten. Das grundsätzliche Problem der stabilen Schablonen-

lagerung als Fehlerursache [11] wurde so gelöst.

- Nach einer Abformung der intraoralen Situation wurde ein Meistermodell erstellt. Je nach Komplexität der Restauration wurde der DVT-Scan mit oder ohne Scanschablone in definitiver Prothesenform und reproduzierbarer Schablonenlage durchgeführt.
- Jedes System zur Implantatlageplanung ist verwendbar, solange es die Ausgabe der Implantatlagendaten als STL-Datensatz (die Oberfläche beschreibender Datensatz) unterstützt. Wir verwendeten das System Impla™_{3D}/Implant3D. Die Planungsdaten wurden als STL-Datensatz von Zähnen, Knochen, Implantatposition sowie der Implantatbohrhülsen ausgegeben.
- Der durch einen 3-D-Scan des Meistermodells erzeugte STL-Datensatz der intraoralen Oberflächen wurde

mit dem Datensatz der virtuellen Implantatplanung über Interimsimplantate bzw. Zähne oder Scanschablone als Oberflächen in Überlagerung gebracht (Matching). Somit wurde ein fester Bezug der virtuellen Implantatlage zur vorhandenen Oberfläche erstellt. Die enthaltenen Informationen zur Bohrhülsenlage und der intraoralen Oberflächen wurden für die virtuelle Konstruktion der Schablone verwendet.

- Anhand des STL-Datensatzes der virtuell geplanten Bohrschablone wurde in einer 5-Achsen-Fräsmaschine die Bohrlehre aus einem Metallblock gefräst (◻ **Abb. 1**). So wurde die Autoklavierbarkeit und verzugfreie Lagerbarkeit bei erhöhter Stabilität erzielt. Seitliche Bohrereinschübe für räumlich enge Molarenpositionen waren problemlos plan- und herstellbar. Bei Herstellung aus medizinischem Aluminium wurden in die Bohrschablone Titanbohrhülsen eingefügt. Bei Titan als Schienenmaterial oder Navigationssteckhülsensystemen (z. B. Firmen Biomet 3i, Straumann, Impla) war dies nicht erforderlich.
- Mittels der erhaltenen Bohrlehre konnten analog zur Operation in vivo die Manipulierimplantate in das Meistermodell inseriert werden, um über das Prüfprotokoll der Implantatplanungssoftware die exakte Lage von Implantaten und Bohrhülsen zu überprüfen und um ggf. präoperativ die prothetische Suprakonstruktion zu erstellen.
- Nach der Überprüfung des Schablonensitzes am Patienten und Sterilisation war die Schablone einsatzbereit für die 3-D-navigierte Operation (◻ **Abb. 2**).

Verfahren der Lageanalyse und Vergleich mit der Planung

- Intraoperativ wurde zur Analyse der definitiven Implantatlagen eine Abformung der Situation (Abformpfosten mit offener Abformung bzw. Abformung der Stegaufbauten mit geschlossener Abformung) erstellt.
- In diese Abformung der definitiven Implantatlage wurden identisch dimensionierte Implantatduplikate und

Aufbauten (unsterile Dummy-Implantate, Abutments und Stegkappen) reponiert. Die Abformung mit Implantaten wurde durch 3-D-Scan in einen STL-Datensatz übernommen. So wurde ein fixer Bezug zwischen der definitiven Implantatposition und der postoperativen intraoralen Oberfläche erstellt.

- Die prä- und postoperativen Oberflächendatensätze mit fixer Relation zur jeweiligen Implantatlage wurden über prä- und postoperativ konstante Oberflächen (Zahn- bzw. Implantatoberflächen) oder beim zahnlosen Patienten mit Implantatinsertion in der Unterkieferfront in der konstanten Oberflächengeometrie der fixierten Gingiva im Molarenbereich (vernachlässigbar geringe Resilienz bei flächiger Abformung) in Überlagerung gebracht. Somit wurde die Abweichung der definitiven Implantatlage von der Planung quantifizierbar gemacht (■ **Abb. 3, 4**).
- Als Parameter wurden der größte Abstand der Implantatzirkumferenz krestal, die Abweichung des Apex von der Planung in x-y-Ebene (■ **Abb. 5**) und in der Insertionstiefe (z-Achse) (■ **Abb. 6**) vermessen. Aus diesen Werten wurde die Winkelabweichung der Implantatachsen rechnerisch ermittelt.

Studie

Im Rahmen der Studie wurden zwischen Dezember 2010 und April 2011 bei 5 Patienten in unterschiedlichen Kieferregionen und bei unterschiedlicher Restbe-zahnung insgesamt 25 Implantate schablonengestützt minimal-invasiv inseriert. In 3 Fällen wurden jeweils 4 interforaminäre Implantate im Unterkiefer mit steggetragenen Totalprothesen sofort belastet. Die präoperativ angefertigten Stege und Prothesen wurden über Klebebasen direkt intraoperativ spannungsfrei inseriert (teilweise nach minimalen Korrekturen der Stegbasis durch Ausschleifen der Stegmatrize vor dem Einkleben der Stegkappchen). Weitere Anpassungen der Prothetik bis auf die Korrektur geringfügiger Prothesendruckstellen waren nicht erforder-

MKG-Chirurg 2012 · 5:41–48 DOI 10.1007/s12285-011-0256-9
© Springer-Verlag 2012

R. Grimm · H. Raapke · S. Bonorden · S. Haßfeld Komplett digitalisierte Erstellung von Schablonen zur geführten Implantation. Neues Herstellungsverfahren zur Ökonomisierung und Erhöhung der Präzision

Zusammenfassung

Statisch 3-D-navigierte Verfahren über Bohrschablonen ermöglichen die Implantatpositionierung nur in Annäherung an die virtuelle Planung. Fehlerquellen liegen in anatomischen Konstellationen oder Ungenauigkeiten der Schablonenerstellung. In einem neuen Verfahren wird nach virtueller Implantatlageplanung auch die Bohrschablone als virtuelles 3-D-Modell geplant und mit CAM-Technik aus Metall gefräst. Gegenüber konventionellen Kunststoffschablonen ist diese Schablone stabiler und autoklavierbar. Schablonengestützt ist die präoperative Anfertigung prothetischer Suprakonstruktionen möglich. Mit diesem Verfahren wurden 25 Implantate 3-D-navigiert minimal-invasiv gesetzt und 12 davon intraoperativ mit steggetragenen sofort belasteten Unterkieferprothesen versorgt.

Die Überprüfung der Navigationspräzision erfolgte über eine intraoperative Abformung, deren Oberfläche durch einen 3-D-Scan digitalisiert und mit der virtuellen Planung überlagert wurde. Die Abweichung der erreichten von der geplanten Implantatlage war geringer als in vergleichbaren Studien. Eine optimierte Ausnutzung des reduzierten Knochenangebots, gute Anwendbarkeit und ein hoher Patientenkomfort zeichnen das Verfahren aus.

Schlüsselwörter

Virtuelle Systeme · „Computer-aided manufacturing“ · Zahnimplantate · Computergestützte Chirurgie · Minimal-invasive Operationsverfahren

Completely digitized construction of templates for guided implantation. New manufacturing process for economization and increased precision

Abstract

Surgical guides in the form of templates currently allow implant placement only as an approximation to the planned site, which may be caused by individual anatomic constellations or imprecise manufacturing of the surgical guide. In a new procedure the surgical guide is completely planned on a virtual basis and manufactured by a CAM technique from a metal block in order to minimize production-related error and implant deviation from the planned location. In contrast to conventional stereolithographic surgical guides made from resin, these new guides provide more stability and in addition can be sterilized by autoclaving. Preoperative manufacturing of the prosthodontic reconstruction is also possible. Using this procedure with three-dimensional navigation 25 implants were placed in minimally invasive sur-

gical procedures including 12 in the mandible which could be immediately loaded with prosthetic restorations. The precision of implant placement was examined by an intraoperative impression which was digitized by 3-dimensional scanning and compared to the preoperative planning. Less deviation of the implants from the planned location was found than in comparable studies. The optimized use of available bone, good applicability and good patient comfort are characteristics of the new technique.

Keywords

Virtual systems · Computer-aided manufacturing · Dental implants · Surgery, computer-assisted · Minimally invasive surgical procedures

lich. Prothetische Komplikationen traten nicht auf.

Insgesamt 13 Implantate (6 im Ober-, 7 im Unterkiefer) heilten gedeckt ein. Bei einem dieser Implantate führte die unpräzise Darstellung der Knochenoberfläche im DVT nach vorangegangener

Extraktion in der Planung zu einer suprakrestalen Schulterlage von ca. 1 mm. Der Planungsfehler wurde konsekutiv in die Schablone und die intraoperative Implantatlage übertragen und durch Sondierung der Implantatschulter bemerkt. Nach intraoperativer Abformung zur

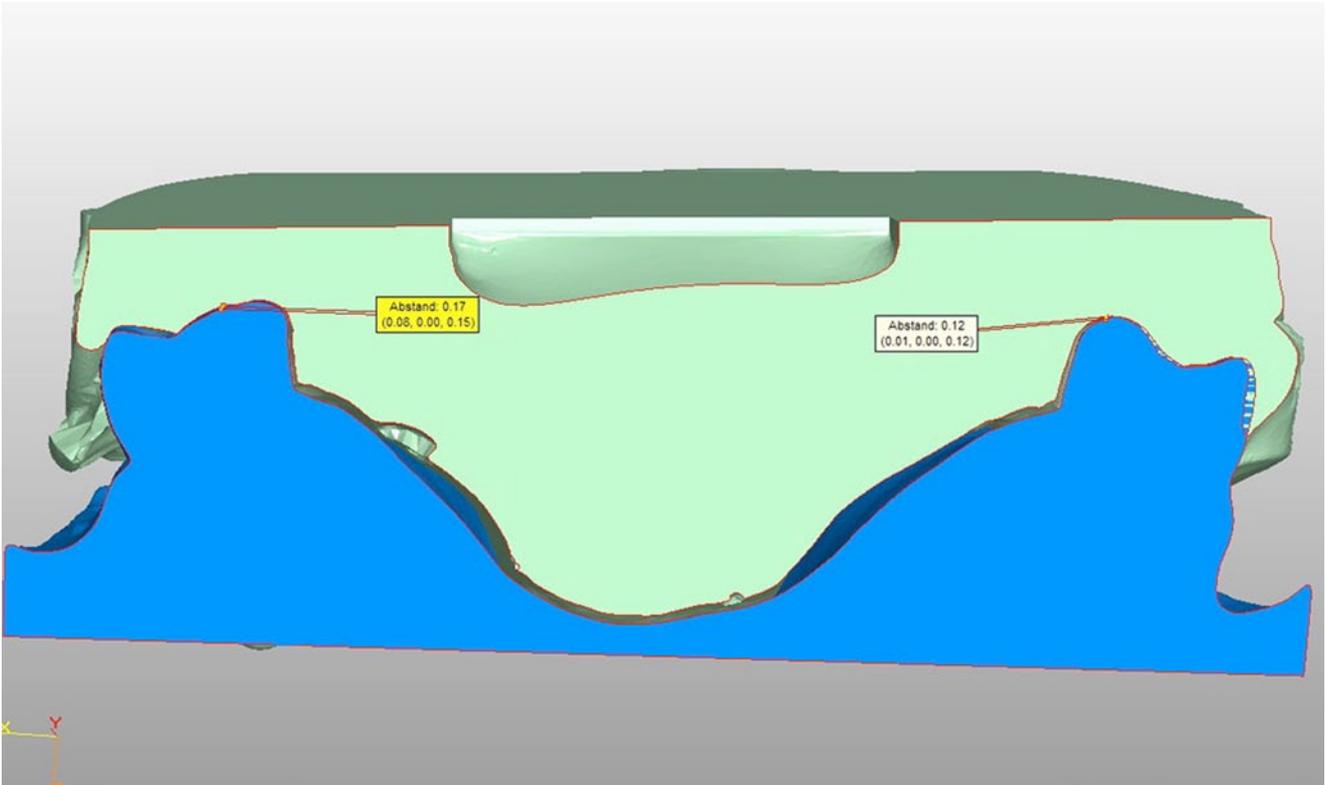


Abb. 3 ▲ Matching postoperative Abformung und präoperative Planung

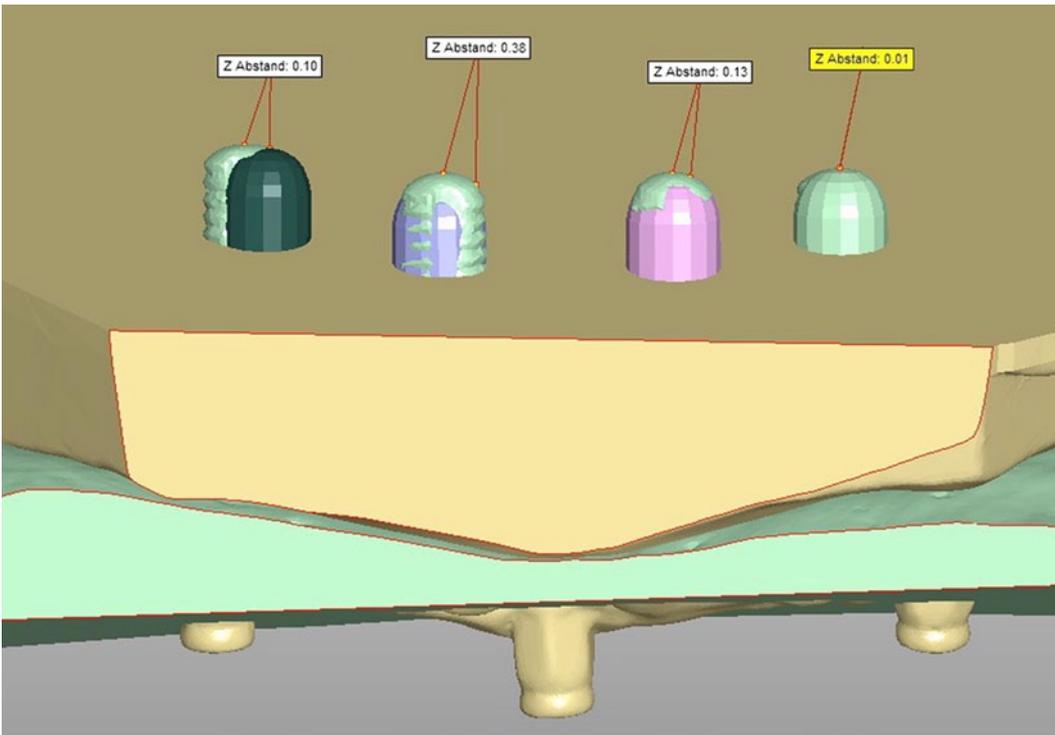


Abb. 4 ◀ Ausschnitt der Überlagerung von präoperativer Planung und postoperativem Ergebnis während der Vermessung

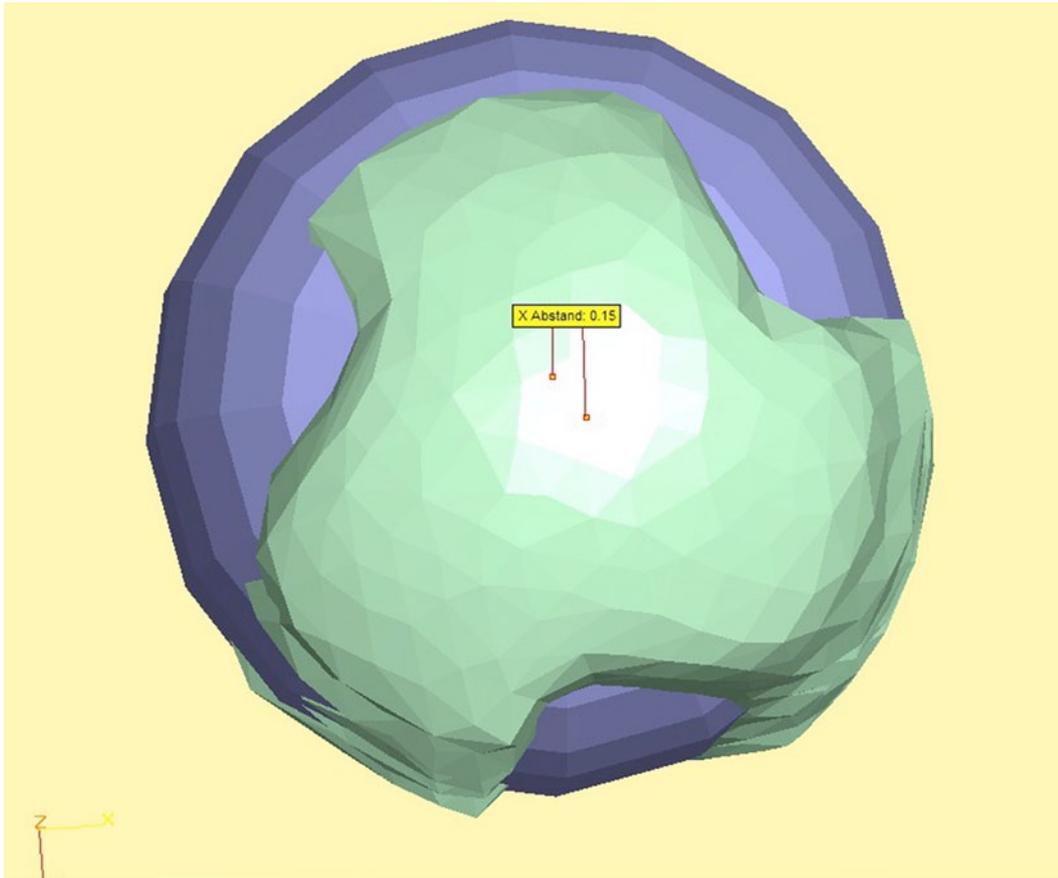


Abb. 5 ◀ Abweichung apikal (Abstand Apexlage aus Implantatplanung und postoperativer Implantat-Apexposition in der virtuellen Aufsicht)

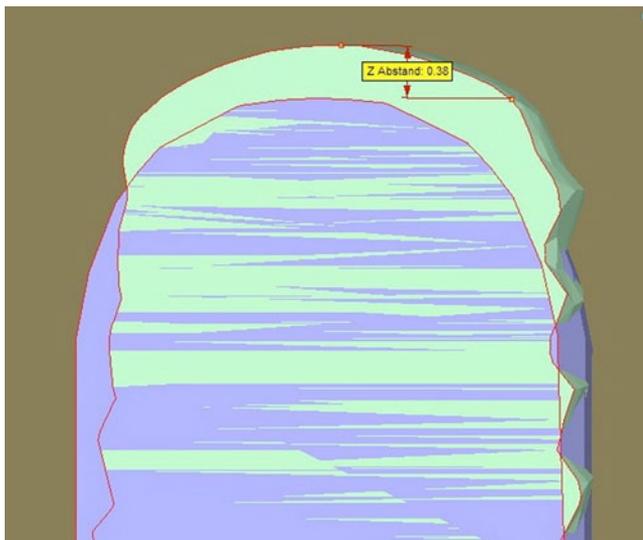


Abb. 6 ◀ Differenz Höhe (Abstand von Apexlage aus Implantatplanung und postoperativer Implantat-Apexposition im virtuellen Längsschnitt)

Überprüfung der Navigationspräzision gemäß Studienschema wurde der Operationsitus hier konventionell eröffnet, ein neues Implantat durch die Schablone achsgerecht mit Schulter auf krestalem Niveau inseriert und eine Augmentation zum Schutz der bukkalen Lamelle vor Resorption vorgenommen. Bei konventioneller Einheilung war die nach-

trägliche Lagekorrektur ohne Relevanz bezüglich der später anzufertigenden Prothetik.

Alle Implantate konnten komplikationslos zur Lageanalyse abgeformt werden, wiesen eine gute Primärstabilität auf und heilten unauffällig ein.

Ergebnisse

Klinisch relevant sind neben der durchschnittlichen Abweichung insbesondere die maximalen Abweichungen der Implantate von der virtuell geplanten Lage (▣ Tab. 1), denn nur mit ihnen lassen sich korrekte Sicherheitsabstände zu anatomisch relevanten Strukturen einplanen und präoperativ Entscheidungen über erforderliche erweiternde Maßnahmen, z. B. Augmentationen, treffen [12, 20, 21]. Zusätzlich wird zwischen Fällen dentaler Abstützung bzw. Implantatabstützung der Bohrschablone unterschieden (▣ Tab. 2).

Diskussion

Sowohl statische als auch dynamische Navigationsverfahren ermöglichen die Umsetzung einer virtuellen Implantatlageplanung am Patienten immer nur näherungsweise. Um die Knochenposition in vivo erfassbar zu machen, sind fixe Oberflächen wie Zähne oder (Interims-)Im-

Tab. 1 Auswertung der Implantatlage

| | Abstand krestal (mm) | Abstand apikal (mm) | Differenz Höhe (mm) | Winkel-/Achsenabweichung |
|------------------------------|----------------------|---------------------|---------------------|--------------------------|
| Maximale Abweichung | 0,65 | 1,26 | 1,54 | 3,87 |
| Minimale Abweichung | 0,11 | 0,09 | 0,0 | 0,1 |
| Durchschnittliche Abweichung | 0,31 | 0,60 | 0,39 | 1,52 |
| Standardabweichung | 0,15 | 0,28 | 0,43 | 1,13 |

Tab. 2 Auswertung der Implantatlage nach Art der Schablonenabstützung

| Durchschnittliche Abweichung | Abstand krestal (mm) | Abstand apikal (mm) | Differenz Höhe (mm) | Winkel-/Achsenabweichung |
|---|----------------------|---------------------|---------------------|--------------------------|
| Dentale Abstützung der Schablone | 0,38 | 0,68 | 0,58 | 1,60 |
| Interimplantat-abstützung der Schablone | 0,24 | 0,50 | 0,17 | 1,42 |

plantate erforderlich, welche die Lagerung der Navigationshilfe und damit die Bohrerführung eindeutig ermöglichen [7, 23]. Insuffizienter Sitz der Navigationshilfe, deren Lockerung oder Verbiegung reduzieren die Präzision unabhängig davon, ob die Navigationshilfe manuell oder durch Schrauben fixiert ist [15]. Zudem ist die Spielpassung vom Bohrer im Handstück (dynamische Navigation) bzw. vom Bohrer in der Bohrschablone (statische Navigation) eine Fehlerquelle. Bei den in unserer Studie verwendeten Implantaten wird beispielsweise der Spalt zwischen Bohrerhülse und Bohrhülse in der Fertigung vom Hersteller mit 0,06 mm (Minustoleranz: 0,00 mm, Plus-toleranz gesamt 0,05 mm) beziffert. Bei einer 4 mm hohen Führungshülse ergäbe sich so bei maximal verkantetem Bohren, bei einer Gingivahöhe von 2 mm und einer Implantatlänge von 11 mm, also einer Gesamthöhe von 17 mm, theoretisch eine maximale apikale Abweichung von 0,255 mm seitlich, jedoch eine Tiefenabweichung von 0,0 mm. Ein Abweichen von der idealen Bohrerlage wird hier jedoch durch nichtplanparalleles Aufliegen des Bohrers bzw. des Implantateinbringpfostens auf der Bohrführungshülse erkannt. Gegebenenfalls sind beim Aufbereiten des Implantatbetts noch Korrekturen möglich. Empfehlenswert zur Fehlerminimierung sind eine zentrische Bohrerposition in der Führungshülse parallel zu deren Achse und mehrfache Auf- und Abbewegungen des Bohrers, um die wi-

derstandsärmste, also am wenigsten verkippte Bohrerposition zu finden [16]. Eine optimale Bohrung ist nicht zwangsläufig gleichzusetzen mit einer optimalen Implantatlage. So fanden Gaggl u. Schultes [7] mehr Sinusbodenperforationen durch die Implantatinsertion selbst als durch die Bohrung in die Nähe des Sinusbodens. In der vorliegenden Studie konnte bei navigierter Bohrung bis 1 mm unter den Sinusboden eine Perforation sicher vermieden werden. Die Kondensation des apikal zum Implantat gelegenen Knochens beim Einbringen kann zu Sinusbodenperforationen bzw. Nervenkanalkompressionen führen. Daher ist auch die navigierte Implantatinsertion zum Erreichen einer optimalen Implantatlage, insbesondere in der Tiefenachse zu fordern. Ein wesentlicher Punkt ist auch hier die Lagerung der Navigationsschablone. Resilienzen des Schablonenlagers oder Verbiegungen der Schablone nehmen Einfluss auf die definitive Implantatlage [17].

Präzision der Implantatinsertion

Zumeist wird in den klinischen Studien die postoperative Implantatlage durch Computertomographien ermittelt, in Studien am Modell wird sie auch beispielsweise durch direkte Vermessung nach Zersägen des Modells ermittelt. Die in der vorliegenden Studie beschriebene Lagerkonstruktion durch Reposition von Implantaten und Aufbauten in eine intraoperativ genommene Abformung und deren

nachfolgende Digitalisierung durch 3-D-Scan erwies sich als eine technisch gut durchzuführende, sichere Analyse-methode, die eine zusätzliche Strahlenexposition des Patienten durch eine CT/DVT vermeidet. Das manuelle Matching von prä- und postoperativem Oberflächenmodell erwies sich als aufwendig. Hier könnten in zukünftigen Studien Hilfsmittel, wie z. B. eine automatische Erkennung von Titanmarkern, möglicherweise Verbesserungen bringen.

Nach einer großen Übersichtsarbeit von Jung [12] wiesen die dynamisch navigierten Systeme eine höhere Präzision auf als statisch navigierte Systeme. Die Abweichung am krestalen Eintrittspunkt lag im Durchschnitt bei 0,74 mm (dynamische Navigation: 0,65 mm; statische Navigation: 1,12 mm; maximale Abweichung: 4,5 mm). Die seitliche Abweichung am Apex betrug durchschnittlich 0,85 mm (dynamische Navigation: 0,68 mm, maximal 3,5 mm; statische Navigation: 1,2 mm, maximal 7,1 mm).

Im Vergleich hierzu ermöglichte die in unserer Studie beschriebene Methodik mit einer Abweichung am Eintrittspunkt von durchschnittlich 0,31 mm und maximal 0,65 mm sowie am Apex von durchschnittlich 0,6 mm und maximal 1,26 mm deutlich präzisere Implantationen sowohl im Vergleich zu statisch als auch zu dynamisch navigierten Methoden (■ **Tab. 1, 2**). Auch in der Literatur seit 2008 fanden sich keine deutlich gebesserten, unsere Präzision übertreffenden Werte [4, 14, 15, 18, 20].

Ein Vergleich der Tiefenabweichung, in unserer Studie durchschnittlich 0,39 mm und maximal 1,54 mm, mit den Daten der von Jung [12] und Schneider [15] analysierten Veröffentlichungen ist schwierig, da die Tiefenabweichung nicht in allen der dort einbezogenen Studien, zudem nur in Studien am Modell oder an der Leiche, nicht jedoch in vivo, untersucht wurde. Außerdem wurde nur zum Teil die Implantattiefenlage, in einigen Studien auch nur die Tiefe der Bohrlöcher analysiert und beide können deutlich differieren [7, 8]. Die durchschnittliche Z-Achsen-Abweichung lag nach Jung [12] bei 0,23 mm (maximal 1,43 mm), nach Kalt [13] bei 0,8 mm und nach Ruppig [14] bei 0,6 mm. Eine Über-

tragung dieser Ergebnisse von Modelloperationen bzw. Operationen an Leichen auf den Patienten bereitet Probleme. Die Tiefenabweichung ist für die Klinik jedoch ein besonders wichtiger Parameter, da vor allem Abweichungen in der Insertionstiefe anatomische Nachbarstrukturen gefährden können [3, 7, 8, 2]. Zukünftige Studien sollten daher die Tiefenabweichung der Implantatinsertion stets einbeziehen.

In unserer Studie traten tendenziell größere Abweichungen krestal, apikal und in der Tiefenachse in Fällen dentaler Lagerung der Bohrschablone auf (■ **Tab. 2**). Die Ursache kann in einer größeren Resilienz liegen, die das Anpressen der Schablone auf dem Lager durch das Eindrehen der Schraube eher ermöglicht. Zukünftige Studien sollten zwischen den verschiedenen Arten der Schablonenabstützung differenzieren.

Aufgrund der geringen Fallzahl ließen sich keine verwertbaren Unterschiede der Implantationspräzision zwischen Frontzahn-, Prämolaren- oder Molarenregion erkennen; die maximalen Abweichungen wurden jedoch stets bei Oberkieferimplantaten gemessen. Genauere Differenzierungen wären für zukünftige Studien interessant, um die erreichbare Präzision bezogen auf die Indikation und Region genauer angeben und Sicherheitsabstände zu relevanten anatomischen Nachbarstrukturen optimieren zu können.

Die in der vorgestellten Studie erzielte Winkelabweichung von weniger als $4,0^\circ$ lässt sich vom Zahntechniker bei der Anfertigung der Prothetik in der Regel problemlos ausgleichen. Nach unseren Erfahrungen kann die Indikation zur Implantation und Sofortversorgung mit Steg und sofort belasteter Unterkieferprothese zukünftig deutlich großzügiger gestellt werden, zumal durch den Wegfall von Freilegungsoperation und diverser Materialkosten (z. B. Gingivaformer) kein wesentlicher Preisunterschied zwischen konventioneller Einheilung und Sofortprothetik besteht.

Nach den Ergebnissen unserer Studie sollte ein Sicherheitsabstand zu relevanten Nachbarstrukturen in der Tiefenachse von 1,7–2,0 mm nicht unterschritten werden. Hingegen kann ein krestal reduziertes Knochenangebot sowohl bei dentaler

als auch bei implantatgetragener Schablonenlagerung optimal ausgenutzt werden. Am Apex sind zum Schutz von anatomischen Nachbarstrukturen seitliche Sicherheitsabstände von 1,5 mm empfehlenswert.

Klinische Anwendbarkeit

Die Komplikationsrate minimal-invasiver Operationstechniken wird von Jung [12] als deutlich geringer angegeben als bei offener Operationstechnik. Die Vorteile minimal-invasiver Operationstechnik, wie erhöhter Patientenkomfort, reduzierte Therapiezeit, verringerte Resorption durch Vermeidung der Denudation des Knochens und verringerte Narbenbildung mit konsekutiv verbessertem ästhetischen Ergebnis, konnten in unserer Studie nachvollzogen werden. Der Benefit der minimal-invasiven Operation überwiegt bei Weitem die Nachteile einer möglichen Kontamination bzw. Epithelverschleppung in das Implantatlager [6]. Dass durch diese Operationstechnik möglicherweise weniger Komplikationen intraoperativ erkannt werden [12], ist durch die vor Implantatinsertion durchgeführte Lagersondierung und durch die Kontrolle der Lage von Bohrer und Einbringpfosten auf der Schiene bei uns ausgeschlossen worden. Als Nachteil dieser Technik führte Wittwer [22, 23] an, dass der Bohrer an scharfen bzw. schrägen krestalen Knochenoberflächen unkontrolliert abgleiten könnte. Dies bezieht sich jedoch auf dynamische Navigation, wohingegen die bei uns verwendete fixiert gelagerte Bohrschablone ein Abgleiten an schrägen krestalen Flächen besser verhindert. Eine vorgezogene Knochenglättung führt jedoch zu einer Erleichterung der Bohrung und einem besseren krestalen Abschluss der Implantatschulter und ist daher nach unserer Erfahrung zu empfehlen. Ein möglicher Nachteil der Gingivastanze bei minimal-invasiver Operationstechnik ist die fehlende Unterscheidbarkeit zwischen „attached“ und beweglicher Mukosa, die zu Dehiszenzen der keratinisierten Mukosa periimplantär führen und damit die weichgewebige Heilung beeinflussen kann [19]. In unserer Studie traten diesbezüglich keine Probleme auf, eine offene Operationstechnik zum Erhalt eines

Hier steht eine Anzeige.



keratinisierten Gingivasaums periimplantär war nicht erforderlich.

Durch die digitalisierte Planung und automatisierte Erstellung ist die beschriebene Technik der Schablonenerstellung deutlich ökonomischer als konventionelle Techniken mit ausgedehntem manuellen Handlungsbedarf bzw. dynamische Navigation mit kompliziertem intraoperativen Handling. Nochmals sei auf die Sterilisierbarkeit der Schablonen aus Aluminium und Titan verwiesen, die eine Verwendung konform zum Medizinproduktegesetz ermöglichen, wohingegen die Anwendung nichtsterilisierbarer, konventionell erstellter Kunststoffschablonen hygienisch sehr kritisch zu werten ist.

Schlussfolgerung

Das in der Studie vorgestellte Verfahren zur vollständig digitalen Planung sowohl der Implantatlage als auch der Bohrschablone sowie die direkte frästechnische Fertigung aus einem Materialblock bietet weitere Verbesserungen der Präzision der Implantatinsertion im Vergleich zu konventionellen Methoden der statischen Navigation oder mit Verfahren der dynamischen Navigation. Geringe Restabweichungen der erreichten von der geplanten Implantatlage lassen sich durch anatomische Gegebenheiten und technische Erfordernisse nie ganz vermeiden, können jedoch auf ein Minimum reduziert werden. Die verbliebenen Ungenauigkeiten sollten ohne Nachteil für Implantat und Suprakonstruktion durch prothetische Komponenten, wie z. B. Klebebasis für Stege, kompensiert werden können. Die zunehmende Verbreitung solcher hochpräziser 3-D-navigierter Techniken lässt eine weitere Verbesserung der Patientenversorgung bezüglich Sicherheit der Operationsverfahren sowie Komfort und Schnelligkeit der Therapie erwarten.

Fazit für die Praxis

Durch virtuelle 3-D-Planung der Bohrschablone und CAM-Fräsung aus einem Metallblock konnte eine Verbesserung der Präzision der Implantatlage im Vergleich zu konventionellen oder stereolithographischen Navigationschablonen erzielt werden. Einfache Anwendbarkeit

bei minimal-invasiver Operationstechnik, Unabhängigkeit vom Implantatsystem, erhöhte Stabilität und Autoklavierbarkeit zeichnen die Schablone aus und bedeuten für den Patienten optimierte Implantatpositionierung und erhöhten Behandlungskomfort. Die präoperative Anfertigung prothetischer Suprakonstruktionen ist möglich, diese lässt sich durch die genauer übertragene Implantatlage präziser eingliedern.

Korrespondenzadresse



Dr. Dr. R. Grimm
Gemeinschaftspraxis für
Mund-, Kiefer- und
Gesichtschirurgie,
Praxisklinik Dr. Dr. Bonorden
& Dr. Dr. Grimm
Huestr. 18, 44787 Bochum
dr.grimm@praxis-bonorden.de

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

1. Brief J, Edinger D, Hassfeld S et al (2005) Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Implants Res* 16:495–501
2. Brodala N (2009) Flapless surgery and its effect on dental Implant outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24 (Suppl):118–125
3. Chiu W, Luk W, Cheung L (2006) Three-dimensional accuracy of implant placement in a computer-assisted navigation system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21:465–470
4. Elian N, Jalbout Z, Classi A et al (2008) Precision of flapless placement using real-time surgical navigation: a case series. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23:1123–1127
5. Fortin T, Bosson J, Coudert J et al (2003) Reliability of preventive planning of an image-guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:886–893
6. Fortin T, Bosson J, Isidori M et al (2006) Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21:298–304
7. Gaggl A, Schultes G (2002) Assessment of accuracy of navigated implant placement in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17:263–270
8. Gaggl A, Schultes G, Kärcher H (2001) Navigational precision of drilling tools preventing damage to the mandibular canal. *J Craniomaxillofac Surg* 29:271–275
9. Hämmerle C, Stone P, Jung R et al (2009) Consensus statements and recommended clinical procedures regarding computer-assisted implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24 (Suppl):126–129
10. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G et al (2005) Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a systematic edentulous lower jaw model. *Clin Oral Implants Res* 16:609–614
11. Horwitz J, Zuabi O, Machtei E (2009) Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 20:1156–1162
12. Jung R, Schneider D, Ganales J et al (2009) Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24 (Suppl):92–109
13. Kalt G, Gehrke P (2008) Transfer precision of three-dimensional implant planning with ct assisted offline navigation. *Int J Comput Dent* 11:213–225
14. Rupp J, Popovic A, Strauss M et al (2008) Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. Stereolithographic split systems. *Clin Oral Implants Res* 19:709–716
15. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M et al (2009) A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res* 20 (Suppl 4):73–86
16. Van Assche N, Quirynen N (2010) Tolerance within a surgical guide. *Clin Oral Implants Res* 21:455–458
17. Van Assche N, Steenberghe D van, Guerrero M et al (2007) Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. *J Clin Periodontol* 34:816–821
18. Van Assche N, Steenberghe D van, Quirynen M et al (2010) Accuracy assessment of computer-assisted flapless implant placement in partial edentulism. *J Clin Periodontol* 37:398–403
19. Van de Velde T, Senneryby L, De Bruyn H (2010) The clinical and radiographic outcome of implants placed in the posterior maxilla with a guided flapless approach and immediately restored with a provisional rehabilitation: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 21:1233–1233
20. Vercruyssen M, Jacobs R, Van Assche N (2008) The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: a critical review on accuracy. *J Oral Rehabil* 35:454–474
21. Widmann G, Bale R (2006) Accuracy in computer-aided implant surgery – a review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21:305–313
22. Wittwer G, Adeyemo W, Schicho K (2007) Prospective randomized clinical comparison of 2 dental implant navigation systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22:785–790
23. Wittwer G, Adeyemo W, Schicho K (2007) Navigated flapless transmucosal implant placement in the mandible: a pilot study in 20 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22:801–807