

G. Kalt¹, P. Gehrke²

Transfer Precision of Three-dimensional Implant Planning With CT Assisted Offline Navigation

Übertragungsgenauigkeit dreidimensionaler Implantatplanungen mittels CT-basierter Offline Navigation

1 Dr. med. dent., M.Sc., Privatpraxis Heidelberg

2 Dr. med. dent., Privatpraxis Ludwigshafen

1 Dr. med. dent., M.Sc., private Practice Heidelberg, Germany

2 Dr. med. dent., private Practice Ludwigshafen, Germany

Abstract

Ziel: Computergestützte Techniken (Computer-assisted surgery, CAS) werden im Rahmen der oralen Implantatchirurgie zur präoperativen Planung und intraoperativen Übertragung der korrekten Implantatposition angewendet. Bei statischen Navigationsverfahren erfolgt die Implantatinserterion mittels hülsengeführter Bohrschablonen, unter Berücksichtigung der prothetisch gewünschten Position und des lokal vorhandenen Knochenangebots. Ziel der vorliegenden In-vitro-Untersuchung war es, die Übertragungsgenauigkeit des computergestützten Planungssystems Med3D zu analysieren. Weiterhin war von Interesse, ob eine zweite schablonengeführte Bohrung während der Implantatbettauferbereitung, zu einer Verbesserung der Übertragungsgenauigkeit führt.

Material und Methoden: Insgesamt wurden 48 Implantate in Studienmodelle aus Kalbsrippen inseriert. Präoperative Computer-Tomographie Aufnahmen (CT) wurden mit Hilfe der korrespondierenden Software importiert und zur virtuellen Implantatpositionsplanung am Computer verwendet. Nach der realen Implantatbettauferbereitung

Abstract

Aim: Computer-assisted surgery (CAS) is used in implant dentistry for preoperative planning and intraoperative transfer of the correct implant position. Implant placement is performed via sleeve-guided templates in the case of static navigation procedures by taking into consideration prosthetics and the amount of local bone. The aim of the present in vitro study was to analyze the transfer precision of the computer-aided planning system Med3D as well as the possible improvement of transfer accuracy by using a second, template-guided drilling during osteotomy.

Materials and Methods: A total of 48 implants were placed into 8 study models from calf ribs. Preoperative computed tomography (CT) scans were imported via the respective software and used for virtual planning of the implant position on the computer. CT control images were taken after the actual implant site preparation via sleeve-guided drilling templates and subsequent implant placement. The preoperative CT scans were compared to the post-operative CT images in order to analyze transfer precision. Vertical, radial and axis deviations were calculated for each implant.

APPLICATION

Results: The minimal deviations obtained between the planned and the achieved implant position have shown that a transfer accuracy within the range of 0.1 mm is feasible when utilizing the MED-3D system. However, maximal vertical deviations of up to 2 mm have to be considered. The maximal axis deviation may reach 16 degrees. Deviations from the planned implant position seem to be influenced especially by the local bone quality and quantity. Transfer precision may be significantly improved by adopting a second, sleeve-guided implant site preparation. **Conclusion:** Static procedures allow for a precise transfer of the virtual, computer-assisted implant planning to the surgical site. However, transfer deviations of up to 2 mm in all directions should be considered in order to prevent impairment of anatomical structures. Local bone quality and quantity seem to influence the deviations from the implant position planned. A significant improvement of the transfer precision can be achieved by applying a second sleeve-guided site preparation.

Key words: computer-assisted surgery (CAS), computerized tomography, transfer precision, static navigation.

Introduction

Over the past years, implant dentistry has achieved sustained success in the field of functional and esthetic oral rehabilitations. Today, various diagnostic and treatment procedures are available for optimal restorations.² One of the techniques to improve preoperative implant planning is based on three-dimensional computed tomographies (CT). A thorough analysis of the anatomical situation allows optimal use of bone volume, prediction of augmentations, and preservation of anatomical structures.¹¹ Very often, a wide-flap opening to reflect the core structures is no longer necessary due to a minimally invasive treatment concept.^{1,3,8,10} Various procedures have been established to provide correct transfer of the three-dimensionally oriented pre-implantological plans to the surgical site.^{14,17} Dynamic and static navigation is used in this respect. Dynamic procedures allow for intraoperative navigation. Consequently, the surgeon is able to guide the implant drill freely while its position is displayed on the screen in real time in a spatially correct ratio to the pre-operative images of the patient.⁶ Pre-operative CAS-fabricated (computer-assisted surgery) drilling

mittels hülsengeführter Bohrschablonen und anschließender Insertion der Implantate, erfolgte die Anfertigung von CT-Kontrollaufnahmen. Zur Analyse der Übertragungsgenauigkeit auf den Operations-Situs wurden die präoperativen CT-Aufnahmen mit der virtuellen Implantatplanung in die postoperativen CT-Aufnahmen deckungsgleich eingelesen. Vertikale, radiale und Angulationsabweichungen wurden für jedes Implantat berechnet.

Ergebnisse: Die ermittelten Minimalabweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Implantatposition zeigen, dass mit Hilfe des MED3D Systems Übertragungsgenauigkeiten im Bereich von 1/10 Millimetern realisierbar sind. Zu berücksichtigen sind dabei maximale Abweichungen in der Vertikalen von bis zu 2 mm. Die maximale Winkelabweichung kann bis zu 16 Grad betragen. Insbesondere die lokale Knochenqualität und -quantität scheinen die Abweichung von der geplanten Implantatposition zu beeinflussen. Über eine zweite geführte Implantatbettbohrung kann eine deutliche Verbesserung der Übertragungsgenauigkeit erzielt werden.

Schlussfolgerung: Mit Hilfe statischer Verfahren ist eine präzise Übertragung der virtuellen, computergestützten Implantatplanung auf den OP-Situs möglich. Dennoch sollten, um Gefährdungen anatomischer Strukturen zu vermeiden, Übertragungsabweichungen von bis zu 2 mm in alle Richtungen in Betracht gezogen werden. Insbesondere die lokale Knochenqualität und -quantität scheinen die Abweichung von der geplanten Implantatposition zu beeinflussen. Über eine zweite geführte Implantatbettbohrung kann eine deutliche Verbesserung der Übertragungsgenauigkeit erzielt werden.

Schlüsselwörter: Computergestützte Chirurgie, Computertomographie (CT), Übertragungspräzision, statische Navigationsverfahren.

Einleitung

Die Implantologie hat sich in den letzten Jahren immer nachhaltiger bei der funktionellen und ästhetischen oralen Rehabilitation durchgesetzt. Zur optimalen Versorgung stehen unterschiedliche diagnostische und therapeutische Verfahren zur Verfügung.² Eine Technik, die präoperative Planung zu verbessern, stellt die Einbeziehung von dreidimensionalen Computertomographie-Aufnahmen als Implantatplanungsgrundlage dar. Die

genaue Kenntnis der anatomischen Situation erlaubt es, vorhandenes Knochenangebot besser ausnutzen zu können, notwendige Augmentationen vorherzusehen und anatomische Strukturen sicher zu schonen.¹¹ Auf ein großflächiges Aufklappen zur Darstellung aller wichtigen Strukturen kann oftmals im Sinne eines minimalinvasiven Behandlungskonzeptes verzichtet werden.^{1,3,8,10} Zur korrekten Übertragung der dreidimensional orientierten präimplantologischen Planungen haben sich verschiedene Verfahren etabliert.^{14,17}

Zu diesen Verfahren gehören die computerunterstützt hergestellten Bohrschablonen als statisches Verfahren.^{4,7,12,13,15,18} Ein weiteres Verfahren stellt die intraoperative Navigation dar, die als dynamisches Verfahren bezeichnet wird. Die dynamische Navigation ist gekennzeichnet durch die Möglichkeit der freien Führung des Implantatbohrers durch den Behandler.⁶ Hierbei wird die Position des Implantatbohrers auf einem Bildschirm in Echtzeit in räumlich korrekter Relation zu den im Vorfeld der OP angefertigten Bilddaten des Patienten dargestellt. Die bekanntesten Vertreter der dynamischen Navigation sind das RoboDent-System (Robodent, Berlin) und das VectorVision-System (BrainLab, Heimstetten). Die bekanntesten Vertreter für die statische Navigation sind die Systeme Med3D (Med3D GmbH, Heidelberg), coDiagnostiX (IVS Solution GmbH, Chemnitz) und das SimPlant-System (Materialise, Leuven, Belgien).¹² Grundlage der statischen Navigation ist ebenfalls die dreidimensionale Bildgebung in Form einer Computertomographie (CT) oder einer Digitalen Volumentomographie (DVT). Es findet das Prinzip des so genannten Backwardplanings Anwendung. Das heißt, der Prothetiker legt zusammen mit dem Techniker zunächst über ein Wax-up die aus ästhetischer und statischer Sicht optimale spätere prothetische Versorgung fest. Diese Situation wird über eine röntgenopake Schiene festgehalten, die der Patient während der CT-Aufnahmen trägt. Zur räumlichen Registrierung der Bilddaten mit der realen Situation werden die Schablonen bei dem Med3D-System und dem coDiagnostiX/gonyX-System mit einem systemspezifischen Referenzkörper versehen. Beim SimPlant-System werden die Schablonen in Stereolithographie-Technik direkt anhand der Bilddaten hergestellt, so dass bei diesem System Referenzkörper entfallen. Die erhaltenen Bilddaten werden meist in Dicom-Format in die Planungssoftware der entsprechenden Systeme übertragen. Die Software erlaubt es, die Implantate unter Berücksichtigung der prothetisch vorgegebenen

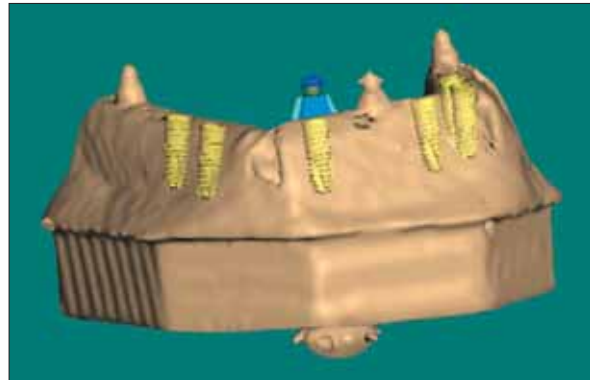


Fig 1 Virtual three-dimensional implant planning, 3D-picture; Med3D.

Abb. 1 Virtuelle dreidimensionale Implantatplanung, 3D-Bild; Med3D.

templates are used for static navigation.^{4,7,13,15,18} The basis of static navigation is three-dimensional imaging in the form of computed tomography (CT) or digital volume tomography (DVT). The surgeon and the lab technician determine the expected optimal prosthetic restoration from an esthetic and static point of view based on the principle of backward planning. The initial situation is registered via a radio-opaque template worn by the patient while the CTs are taken. For spatial registration of the images with the real situation, the templates are provided either with system-specific reference bodies or they are produced directly via stereolithography based on the image data. In general, the pictures obtained are transferred in a Dicom format to the planning software of the respective system. This allows for optimal virtual placement of implants taking into consideration the desired prosthetic reahbilitation and the bone volume available. The images can be viewed in three orthogonal layers: axially, coronally, or sagittally, as well as three-dimensionally. Subsequently, the position of the virtually inserted implant is transferred to the drilling template according to the computer-assisted planning.

The aim of the present study was to determine the precision degree to which three-dimensional, computer-assisted implant planning of the static planning system Med3D (Med3D GmbH, Heidelberg, Germany) could be transferred to the surgical site. Since deviations may result from the sum of different potential failures occurring during the

APPLICATION



Fig 2 Study model with implants.
Abb. 2 Studienmodell mit Implantaten.



Fig 3 CT template transformed into drilling template.
Abb. 3 Zur Bohrschablone umgearbeitete CT-Schiene.

entire implant treatment, the clinical procedures usually adhered to in practice should be simulated. The accuracy of static and dynamic navigation techniques indicated in the literature ranges between 1 to 2 mm. However, these results refer exclusively to in vitro studies with standard acrylic models.^{12,17} Calf bone models were used in the present survey, considering that bone quality and quantity may affect transfer precision. In addition, it had to be determined whether transfer accuracy could be improved by applying a second, template-guided drilling during osteotomy.

Situation und des vorhandenen Knochenangebotes optimal virtuell zu platzieren. Dabei kann in der Regel auf die Ansicht der Bilddaten in den drei orthogonalen Schichten axial, coronal und sagittal sowie in einer dreidimensionalen Darstellung zurückgegriffen werden. Bei den genannten Systemen können die Implantatkörper aus einer im jeweiligen Programm integrierten Datenbank ausgewählt werden, so dass eine realitätsgetreue Simulation möglich ist. Anschließend wird die Position der virtuell inserierten Implantate auf Bohrschablonen übertragen. Bei den Systemen Med3D und coDiagnostix geschieht dies durch die Ausrichtung der vorherigen Röntgenschablone auf einem Koordinaten-Tisch anhand der durch die Software generierten Daten. Daraufhin werden Hülsen aus Titan, anhand derer später eine Führung beziehungsweise Ausrichtung der Implantatbohrer erfolgen soll, entsprechend der dreidimensionalen Planung exakt in die Schablone eingearbeitet. Dieser Schritt wird in einem spezialisierten Dental-Labor vorgenommen. Das SimPlant-System verfolgt hier einen anderen Ansatz, bei dem die Bohrschablone bei der Anbieterfirma anhand der Bilddaten in CAD/CAM-Technik direkt hergestellt wird. Im Folgenden soll stellvertretend für die statische Navigation auf das Med3D-System eingegangen werden.

Fragestellung

Im Rahmen dieser Studie sollte geklärt werden, mit welcher Genauigkeit die dreidimensionale Implantatplanung auf den Operations-Situs übertragen werden kann. Da sich die Abweichung aus der Summe verschiedener potenzieller Fehlerquellen im Rahmen der Implantatbehandlung ergibt, sollte der in der Praxis routinemäßig durchgeführte Behandlungsablauf möglichst simuliert werden. In der Literatur wird die Genauigkeit statischer und dynamischer Navigationsverfahren mit 1–2 mm angegeben, die Ergebnisse beziehen sich aber ausschließlich auf In-vitro-Versuche, in deren Rahmen in standardisierte Modelle implantiert wurde.^{12,17} Neben der Einbeziehung des gesamten Behandlungsablaufes sollte im Rahmen dieser Studie in Modelle aus Knochen implantiert werden, da auch die Knochenqualität und Knochenquantität Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit nehmen kann. Weiterhin sollte im Rahmen der Studie geklärt werden, ob über eine zweite schablonengeführte Bohrung im Rahmen der Implantatbettauflbereitung eine Verbesserung der Übertra-

gungsgenauigkeit erzielt werden kann.

Material und Methodik

Im Rahmen der Studie wurden acht Studienmodelle aus Kalbsrippen hergestellt. Um eine exakte Reposition der CT-Schablonen bzw. im Verlauf der Studie zu Bohrschablonen umgearbeitete Schablonen zu gewährleisten, wurden in jedes Modell drei Hilfsimplantate inseriert (FRP-Screw, Bredent GmbH, Senden). Diese einteiligen Implantate haben einen kugelförmigen Implantatkopf. Passend zu dieser Kugelform wurden gemäß dem Patrizen-/Matrizensystem die Gegenstücke in die Schablone eingearbeitet (Metallmatrizengehäuse vks-oc, Bredent GmbH, Senden). Die Anordnung dieser Hilfsimplantate am Studienmodell fand triangulär statt. Für jedes Modell erfolgte eine komplette dreidimensionale CT-Diagnostik. Als Schichtstärke wurde 1,25 mm gewählt. Anschließend erfolgte eine virtuelle Implantatplanung am Computer mit jeweils sechs Implantaten (Xive, Durchmesser 3,8 mm, Länge 11 mm, Dentsply Friadent, Mannheim) für jedes Studienmodell. Die sechs Implantate für jedes Studienmodell wurden in der Art und Weise verteilt, dass jeweils zwei Implantate in das Frontzahnggebiet geplant wurden sowie jeweils zwei Implantate in das Seitenzahnggebiet rechts und links. Anschließend erfolgte die Einarbeitung der Führungshülsen. Es wurden in jede Schablone für die beiden in der Front geplanten Implantate, sowie jeweils für ein geplantes Implantat im Seitenzahnggebiet rechts und links, eine einfache Führungshülse mit einem Innendurchmesser von 2,0 mm und einer Länge von 6 mm einpolymerisiert (steco-system-technik GmbH, Hamburg). Für das jeweils zweite geplante Implantat im Seitenzahnggebiet rechts und links wurde eine Führungshülse mit einem Innendurchmesser von 3,5 mm und einer Länge von 6 mm einpolymerisiert. In diese Hülse kann die kleinere Hülse mit dem Innendurchmesser von 2,0 mm hineingesteckt werden. Somit kann zunächst eine Pilotbohrung mit einem Implantatbohrer eines Durchmessers von 2,0 mm erfolgen. Nach Entfernung dieser Hülse besteht dann die Möglichkeit einer weiteren hülsengeführten Implantatbettaufrbereitung mit einem Bohrer eines Durchmessers von 3,5 mm. Nach Implantation der Studienmodelle erfolgte die Anfertigung der Kontroll-CT-Aufnahmen. Das Prinzip der Analyse der

Materials and Methods

Eight study models from calf ribs were fabricated for the survey. In order to ensure an exact repositioning of the CT templates and the templates modified to drilling splints during the study, three aid implants were inserted into each study model (FRP-Screw, Bredent GmbH, Senden). These one-stage implants are provided with a ball-shaped implant head. The corresponding socket attachments were polymerized into the templates (metal matrix housing vks-oc, Bredent GmbH, Senden, Germany). The aid implants were aligned triangularly on the study model. A complete three-dimensional CT diagnosis was performed for each model by selecting a 1.25 mm layer thickness. Subsequently, a virtual computer-assisted implant plan was performed with the Med3D system (Med3D GmbH). Six implants of diameter 3.8 mm and 11 mm length (Xive, Dentsply Friadent, Mannheim, Germany) were virtually planned for each study model. The six implants were distributed evenly in the dental arch, so that two implants each could be placed in the anterior region and two implants each in the right and left molar region. For the two planned anterior implants and for one of the implants planned in the right and left lat-

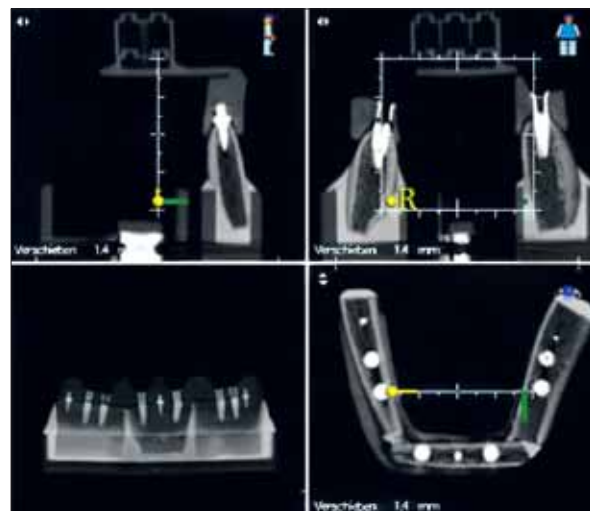


Fig 4 Post-op CT images: horizontal, sagittal, transversal, & virtual OPG; Med3D.

Abb. 4 Postoperative CT-Aufnahme: Horizontal-, Saggital-, > Transversalschnitt & virtuelles OPG; Med3D.

APPLICATION

Table 1 Summary of the statistical evaluation of the deviations calculated for all 48 implants placed.
Tab. 1 Statistische Auswertung aller 48 Implantate zusammengefasst.

	Center Depth Deviation	Center Radial Deviation	Abutment Depth Deviation	Abutment Radial Deviation	Apex Depth Deviation	Apex Radial Deviation	Angulation 360 degrees
min / min	0.01 / 0,01	0.06 / 0,06	-0.02 / -0,02	0.08 / 0,08	0.05 / 0,05	0.47 / 0,47	1.74 / 1,74
max / max	1.95 / 1,95	1.69 / 1,69	1.96 / 1,96	2.76 / 2,76	1.93 / 1,93	3.79 / 3,79	15.98 / 15,98
max. neg. deviation / max. neg. Abweichung	-0.81 / -0,81		-0.75 / -0,75		-0.90 / -0,90		
Mean value / Mittelwert	0.35 / 0,35	0.83 / 0,83	0.44 / 0,44	0.93 / 0,93	0.20 / 0,20	2.17 / 2,17	8.44 / 8,44
Standard deviation / Standartabweichung	0.49 / 0,49	0.49 / 0,49	0.46 / 0,46	0.55 / 0,55	0.54 / 0,54	1.02 / 1,02	3.98 / 3,98

eral region, simple guiding sleeves of 2.0 mm internal diameter and 6 mm length were polymerized in each template (Steco-system-technik GmbH, Hamburg, Germany). For each of the second implants to be placed in the lateral region, guiding sleeves with an internal diameter of 3.5 mm of 6 mm length were polymerized in the template. Consequently, first, pilot drilling with a 2.0 mm diameter drill was done. After removal of this sleeve, a second sleeve-guided implant site preparation was performed with a diameter 3.5 mm drill. CT controls were taken after placing the implants into the calf rib study models via drilling templates. In order to analyze the transfer precision of the virtual implant planning to the surgical site, the pre-operative CT images of the virtual implant planning were matched to the post-operative CT control images of the implants. The Med3D-system specific plug module was used as a reference device for the congruent overlapping of the pre- and post-op images. This required a perfect fit of the templates prior to taking the control CTs. After the pre-surgical planning, CTs were congruently matched to the post-op control CTs, and the virtually planned implants could be shifted over the actually placed implants. Thus the system software calculated potential deviations according to the following parameters: center depth deviation (vertical deviation at the level of implant shoulder in mm), center radial deviation (radial deviation at the level of implant shoulder in mm), abutment depth deviation (vertical deviation at 7 mm abutment height level in mm), abutment radial deviation (radial deviation at 7 mm abutment

Übertragungsgenauigkeit von der virtuellen Implantatplanung auf den OP-Situs bestand darin, die präoperativen CT-Aufnahmen mit der virtuellen Implantatplanung in die postoperativen CT-Kontrollaufnahmen deckungsgleich einzulesen. Als Referenzkörper für das deckungsgleiche Übereinanderlegen der prä- und postoperativen Aufnahmen diente der für das Med3D-System spezifische Steckbaustein. Aus diesem Grund musste im Vorfeld der Anfertigung der Kontroll-CT-Aufnahmen wiederum der korrekte Sitz der Schablonen gewährleistet sein. Nachdem die präoperativen Planungs-CTs als „matching CTs“ über die postoperativen Kontroll-CTs deckungsgleich gelegt wurden, konnten die virtuell geplanten Implantate auf die realisierten Implantate verschoben werden. Die Software errechnet dann über das Verschieben die Abweichung. Folgende Parameter wurden für die Abweichung bestimmt: Center depth deviation (vertikale Abweichung auf Höhe der Implantatschulter in mm), Center radial deviation (radiale Abweichung auf Höhe der Implantatschulter in mm), Abutment depth deviation (vertikale Abweichung auf Höhe eines 7 mm hohen Abutments in mm), Abutment radial deviation (radiale Abweichung auf Höhe eines 7 mm hohen Abutments in mm), Apex depth deviation (vertikale Abweichung auf Höhe der Implantat Spitze in mm), Apex radial deviation (radiale Abweichung auf Höhe der Implantat Spitze in mm), Angulation 360 degree (Abweichung zur geplanten Implantatachse in Grad).

Ergebnisse

Table 2 Comparison of the minimum and maximum deviations of double-sleeve guided and single-guided implant site preparation / implants.

Tab. 2 Vergleich Doppelhülsegeführte Implantate mit einfach geführte Implantate.

	Statistics / Statistik	Double sleeve-guided Implants / Doppelhülsegeführte Implantate	Single-guided Implants / Einfach geführte Implantate
Center Depth Deviation	Min. / Min.	0.01 / 0,01	0.01 / 0,01
	Max. / Max.	1.41 / 1,41	1.95 / 1,95
	Max. neg. / Max. neg.	-0.54 / -0,54	-0.81 / -0,81
	Mean value / Mittelwert	0.52 / 0,52	0.35 / 0,35
	Standard deviation / Standartabweichung	0.47 / 0,47	0.49 / 0,49
Center Radial Deviation	Min. / Min.	0.22 / 0,22	0.06 / 0,06
	Max. / Max.	1.70 / 1,70	1.69 / 1,69
	Mean value / Mittelwert	0.85 / 0,85	0.83 / 0,83
	Standard deviation / Standartabweichung	0.45 / 0,45	0.49 / 0,49
Abutment Depth Deviation	Min. / Min.	0.04 / 0,04	-0.02 / -0,02
	Max. / Max.	1.41 / 1,41	1.96 / 1,96
	Max. neg. / Max. neg.	-0.54 / -0,54	-0.75 / -0,75
	Mean value / Mittelwert	0.53 / 0,53	0.44 / 0,44
	Standard deviation / Standartabweichung	0.47 / 0,47	0.46 / 0,46
Abutment Radial Deviation	Min. / Min.	0.52 / 0,52	0.08 / 0,08
	Max. / Max.	1.97 / 1,97	2.76 / 2,76
	Mean value / Mittelwert	1.12 / 1,12	0.93 / 0,93
	Standard deviation / Standartabweichung	0.42 / 0,42	0.55 / 0,55
Apex Depth Deviation	Min. / Min.	-0.01 / -0,01	0.05 / 0,05
	Max. / Max.	1.41 / 1,41	1.93 / 1,93
	Max. neg. / Max. neg.	-0.54 / -0,54	-0.90 / -0,90
	Mean value / Mittelwert	0.49 / 0,49	0.20 / 0,20
	Standard deviation / Standartabweichung	0.47 / 0,47	0.54 / 0,54
Apex Radial Deviation	Min. / Min.	0.10 / 0,10	0.47 / 0,47
	Max. / Max.	2.53 / 2,53	3.79 / 3,79
	Mean value / Mittelwert	0.90 / 0,90	2.17 / 2,17
	Standard deviation / Standartabweichung	0.52 / 0,52	1.02 / 1,02
Angulation 360 degrees	Min. / Min.	0.02 / 0,02	1.74 / 1,74
	Max. / Max.	7.57 / 7,57	15.98 / 15,98
	Mean value / Mittelwert	3.37 / 3,37	8.44 / 8,44
	Standard deviation / Standartabweichung	1.96 / 1,96	3.98 / 3,98

Tabelle 1 gibt die statistische Auswertung für alle 48 inserierten Implantate zusammengefasst wieder. Bezüglich der Minimalwerte ist zu erkennen, dass eine Übertragung im Bereich eines 1/10 Millimeters exakt zu realisieren ist. Lediglich der Mittelpunkt der Implantat-

height level in mm), apex depth deviation (vertical deviation at implant apex level in mm), apex radial deviation (radial deviation implant apex level in mm), angulation 360 degree (deviation to planned implant axis in degrees).

Results

Table 1 displays the statistical evaluation of the deviations registered for all 48 implants placed. Concerning the minimal values, it is obvious that transfer within the range of 0.1 mm can be achieved precisely. Compared to the virtual planning, only the center of the implant apex shows a deviation of approx. 0.5 mm compared to the virtual planning. However, the maximal values are of higher relevance from a clinical point of view. These demonstrated deviations of up to 2 mm with respect to the longitudinal axis and axial deviations of up to 16 degrees between the virtually planned implant and the implant position achieved. Maximal deviations of the center of the implant abutments at 7 mm height level and of the center of the implant apex at approx. 2.8 or 3.8 mm were registered in this respect. Furthermore, maximum negative values for deviations related to the longitudinal axes have been evaluated, suggesting too deeply inserted implants. The results of the present study indicate a maximum value of 0.9 mm for too deeply inserted implants.

The analysis of the transfer precision of double sleeve-guided implant site preparation in the molar region, tooth 37 and 47, revealed a significant improvement of transfer precision for all parameters except at the implant shoulder level (center radial deviation). Due to this technique, especially the maximal values of the axial deviation of 15.98 degrees could be reduced to a maximum of 7.57 degrees. A maximum value of 1.5 mm has to be considered in the case of the longitudinal axis. The maximum negative value related to the depth preparation was 0.5 mm. Table 2 summarizes the results of the "double sleeve-guided implants" (n = 16) and of the group "single sleeve-guided implants" (n = 32).

Discussion

From a surgical and prosthodontic point of view, precise pre-operative planning of the implant positioning is of utmost relevance. Static, computer-assisted implant planning allows for integration of the expected prosthetic outcome already in the pre-surgical planning stage. Transfer precision of the virtual treatment plan outlined on the computer to the clinical site is of decisive importance. Deviations from the virtually planned implant positions result from the total of all potential mistakes that may

spitze zeigt eine Abweichung in Bezug zur virtuellen Planung von ca. 0,5 mm. Aus chirurgischer und prothetischer Sicht von Bedeutung sind jedoch die Maximalwerte, mit denen anhand der Studie gerechnet werden muss. Bezogen auf die Längsachse muss mit einer Abweichung von bis zu 2 mm gerechnet werden. Bezüglich der Achsenabweichung in Bezug auf das virtuell geplante Implantat sind Abweichungen von bis zu 16° realisiert worden. In Zusammenhang mit der zum Teil relativ hohen Achsenabweichung stehen die maximalen Abweichungen der Mittelpunkte des Abutment auf Höhe von 7 mm und des Mittelpunktes der Implantat Spitze von ca. 2,8 mm bzw. 3,8 mm. Aus chirurgischer Sicht wurde weiterhin der maximal negative Wert für die Abweichungen in Bezug auf die Längsachse des Implantats eruiert. Er gibt das maximal zu tiefe Inserieren der Implantate an. Anhand dieser Studie ist von einer maximal 0,9 mm zu tiefen Insertion eines Implantates auszugehen.

Weiteres Ziel der Studie war, zu analysieren, ob eine Verbesserung der Übertragung der virtuellen Planung auf den OP-Situs über eine doppelhülsegeführte Implantation zu erreichen ist. Die Implantation der Implantate 37 und 46 erfolgte dementsprechend über eine zweifach geführte Implantation. Tabelle 2 vergleicht die Gruppe der „Doppelhülsegeführten Implantate“ (n = 16) mit der Gruppe der „einfach geführten Implantate“ (n = 32). Bezüglich der Maximalwerte fällt auf, dass mit Ausnahme des Parameters Center Radial Deviation bezüglich aller übrigen Parameter eine deutliche Verbesserung der Übertragungsgenauigkeit erreicht wurde. Insbesondere die Achsenabweichung wurde von maximal 15,98° auf maximal 7,57° verbessert. Bezogen auf die Längsachse ist von einem Maximalwert von 1,5 mm auszugehen. Wiederum aus chirurgischer Sicht von Bedeutung wurde der maximal negative Wert bezüglich der Tiefenaufbereitung bestimmt. Er liegt bei maximal ca.0,5 mm liegt.

Diskussion

In der oralen Implantologie ist heute eine präzise präoperative Planung sowohl der Implantatinserion als auch der prothetischen Versorgung die wichtigste Grundlage einer erfolgreichen Rehabilitation des implantatprothetisch zu versorgenden Patienten. Das Med3D-System ermöglicht die Einbeziehung der prothetisch angestrebten Versorgung schon in der Planungsphase der chirurgischen

Implantation. Von zentraler Bedeutung für die tägliche Praxis ist die Frage, wie genau die Umsetzung der virtuellen Behandlungsplanung am Computer in die klinische Implantatposition ist. Die Abweichungen von der virtuell geplanten Implantatposition ergeben sich aus der Gesamtheit aller potenziellen Fehler, die im Rahmen einer Implantatbehandlung, angefangen mit der Abdrucknahme der Kiefer über die Anfertigung von CT-Schienen, die Anfertigung der CT-Aufnahmen, die Umarbeitung der CT-Schienen zu Bohrschablonen bis hin zur eigentlichen Implantation und die Anfertigung der postoperativen CT-Kontrollaufnahmen, auftreten können. Mit dieser Studie sollte dieser Behandlungsablauf in Form einer In-vitro-Studie simuliert werden. Auch die Beeinflussung der Knochenqualität und -quantität, die zu einer abweichenden Positionierung des Implantates führen kann, wurde berücksichtigt. Generell konnte über die Studie gezeigt werden, dass eine präzise Übertragung der virtuellen Implantatplanung auf den OP-Situs möglich ist. Es sind aber auch Abweichungen erkennbar, die im Folgenden näher analysiert werden sollen. Im Mittelwert liegt die Abweichung für alle 48 Implantate in Bezug auf die Längsachse des Implantates auf Höhe der Implantatschulter, des Abutment in einer Höhe von 7 mm und im Bereich des Apex bei ca. 0,5 mm. Dieser Wert liegt im Bereich der aus der Literatur bekannten Werte für die Übertragungsgenauigkeit statischer und dynamischer Navigationsverfahren im Bereich von 0,5 – 1,0 mm.^{12,14} Die radiale Abweichung der drei Messpunkte ergibt sich aus der Angulationsabweichung zur virtuell geplanten Implantatachse, die im Mittelwert für alle inserierten Implantate bei ca. 8° liegt. Über die Abweichung der Angulation verschiebt sich der Mittelpunkt von Implantatschulter, Abutment und der Apex. Mit zunehmender Länge von Implantat oder Abutment ist daher von einem zunehmenden Wert bezüglich der Verschiebung genannter Messpunkte auszugehen. Klinische Bedeutung hat dies für beispielweise eine paranervale Implantatinserion oder eine Implantation unter maximaler Ausnutzung des Knochenangebotes im Bereich des Sublingualraumes. Im Mittelwert für alle inserierten Implantate liegt die radiale Abweichung auf Höhe der Implantatschulter und des Abutment bei ca. 0,9 mm. Auf Höhe des Apex liegt der Mittelwert jedoch schon bei ca. 2 mm. Das heißt, eine Abweichung von 2 mm in alle Richtungen sollte gerade bezüglich einer möglichen Gefährdung anatomischer Strukturen wie beispielsweise der Nervus alveolaris allein

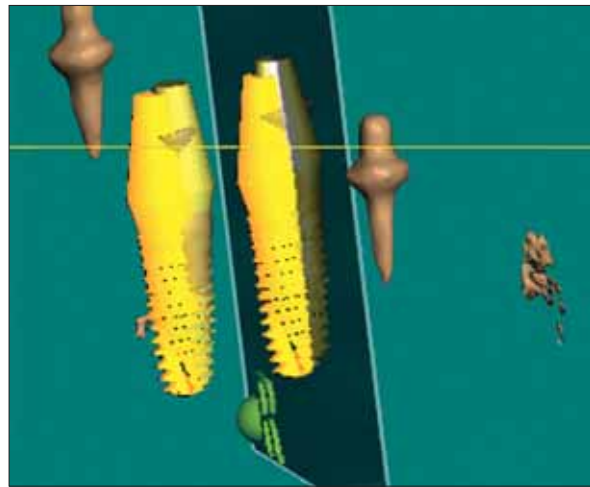


Fig 5 3D deviation of implants placed (brown) from implants planned (yellow); Med3D.

Abb. 5 3D-Abweichung der realisierten Implantation (braun) von der geplanten Implantation (gelb); Med3D.

occur during the treatment process: from impression making via fabrication of the CT generated templates, taking the CT images, adjusting the CT templates or modifying the CT templates, to drilling templates and even to the implant surgery itself and post-op control CTs. An implant treatment sequence was simulated in the present in vitro study. Additionally, the significance of bone quality and quantity that could lead to deviations while positioning the implant was considered.

In general, the results of the present study show that a precise transfer of the virtual implant planning to the surgical site is possible. However, deviations were observed that require detailed analysis. Related to the longitudinal axis of the implant, the mean deviation value for all 48 implants lies at 7 mm height level of the implant-abutment connection and at 0.5 mm at the apex level. This value corresponds to those values reported in the literature on the transfer precision of static and dynamic navigation procedures.^{12,14} The mean radial deviation of the three measuring points was 8 degrees, which results from the angle deviations to the virtually planned implant axis. Due to angle deviations, the center shifts along the implant shoulder, abutment and implant apex. Consequently, with increasing length of implant or abutment,

APPLICATION

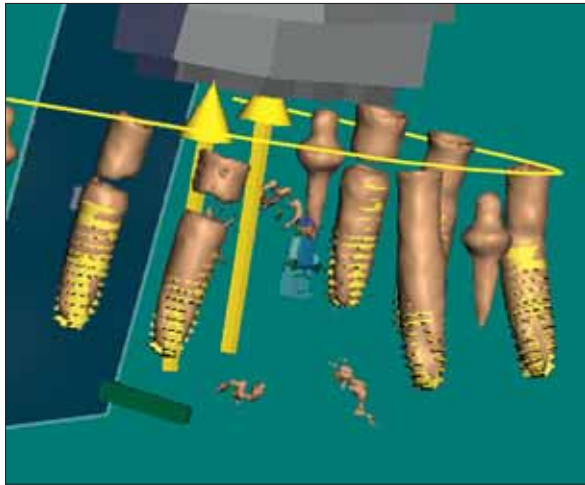


Fig 6 All implants planned were positioned convergently over the real implant position. The software calculates the deviation (= shift); Med3D.

Abb. 6 Alle geplanten Implantate wurden exakt deckungsgleich über die realisierte Implantatposition gelegt. Die Software errechnet die Abweichung (= Verschiebung); Med3D.

an increasing shifting value of the reference points has to be considered. This aspect is clinically relevant in cases of paraneural implant placement or if the maximum amount of local bone has to be used in the sublingual region. While the mean radial deviation for all implants placed lies at 0.9 mm at the level of the implant-abutment connection, at the apex level the mean value lies already at 2 mm. A 2-mm deviation in all directions should be considered to prevent iatrogenic injury of anatomical structures. The maximal deviation related to the longitudinal axis lies at approx. 2 mm at the level of the implant shoulder, of the abutment and of the apex at approx. 2 mm. Clinically, a safety distance of 2 mm to the compromised anatomical structures should not be exceeded for vertical implant planning. Since after guided pilot drilling the subsequent preparation of the implant site and the insertion of the implants were not sleeve-guided, an anatomical reference point had to be selected for the depth preparation. This reference point corresponded in the calf bone model to the highest bone level at the implant shoulder. With respect to the angulation, a maximal deviation for all implants of up to 16 degrees was seen. This significant deviation may be due to the fact that the surgical site

schon aufgrund des Mittelwertes berücksichtigt werden. Aus chirurgischer Sicht wesentlich bedeutungsvoller sind jedoch die Maximalwerte. Gilt es anatomische Strukturen zu schonen sind die Maximalwerte der Abweichung zu analysieren. In Bezug auf die Längsachse liegt die maximale Abweichung auf Höhe der Implantatschulter, des Abutment und des Apex bei ca. 2 mm. Als klinische Konsequenz sollte anhand dieser Zahlen bezüglich der vertikalen Implantatplanung ein Sicherheitsabstand von 2 mm zu gefährdeten Strukturen nicht unterschritten werden. Interessant ist, dass in dieser Studie die Maximalwerte für die Abweichung in Bezug auf die Längsachse alle positive Werte sind. Das heißt, es wurde nicht tief genug implantiert. Aus diesem Grund wurde als zusätzlicher Parameter der maximale negative Wert bestimmt. Er gibt an, mit welchem Wert maximal zu tief implantiert wurde. Dieser Wert liegt bei unter 1,0 mm. Da nach erfolgter geführter Pilotbohrung die weitere Aufbereitung des Implantatbettes sowie das eigentliche Inserieren der Implantate nicht hülsengeführt wurde, musste bezüglich der Tiefenaufbereitung ein anatomischer Bezugspunkt gewählt werden. Im Rahmen der Studie wurde für jedes Implantat der höchste Knochenpunkt an der Implantatschulter gewählt. Dass im Rahmen dieser Studie die maximale Abweichung im positiven Bereich um ca. 1 mm größer ausfiel, möchte der Autor eher als individuelle Operationstechnik interpretieren und die generell maximale Abweichung von bis zu 2 mm hervorheben. Bezüglich der Angulation ist eine maximale Abweichung für alle Implantate von bis zu 16° ersichtlich. Diese nicht unerhebliche maximale Abweichung wird der Tatsache zugeschrieben, dass maximal zwei Bohrungen bezüglich der Implantatbettauflbereitung hülsengeführt wurden. Im Zuge der weiteren Implantatbettauflbereitung spielte aller Wahrscheinlichkeit nach die Knochenqualität, aber auch die Quantität eine entscheidende Rolle. Analysiert man die Implantationen, die in ihrer Angulation von der Planung mehr als 10° abweichen, so fällt auf, dass diese Implantate in einen in der Breite im Bereich der Implantatschulter reduzierten Knochen inseriert wurden. Das heißt, nach erfolgter hülsengeführter Bohrung war bezüglich der weiteren manuellen Aufbereitung auf den ersten Millimetern keine ausreichende Führung vorhanden. Weiterhin ist davon auszugehen, dass gerade in dem in seiner Breite reduzierten Knochen die äußere Cortikalisschicht die weitere manuelle Implantatbettauflbereitung führt und eine Abweichung in der Angulation mit

sich bringt. Wie bereits beschrieben steht in engem Zusammenhang mit der Abweichung in Bezug auf die Angulation die radiale Abweichung an den Messpunkten Implantatschulter, Abutment auf Höhe von 7 mm und Apex. Liegt die maximale Abweichung auf Höhe der Implantatschulter mit ca. 1,7 mm noch unter 2 mm, so liegt sie auf Höhe des Abutment schon bei ca. 2,8 mm. Die maximale radiale Abweichung auf Höhe des Implantatapex liegt sogar bei 3,8 mm. Anhand dieser Daten ist von einer paranervalen Implantation abzuraten.

Weiteres Ziel der Studie war zu eruieren, in wie weit ein Doppelhülsensystem, die Übertragungsgenauigkeit verbessern kann. Hierzu wurde ein Doppelhülsensystem (steco-system-technik GmbH, Hamburg) verwendet. Das heißt, in die Außenhülle mit dem Innendurchmesser von 3,5 mm, die in die Schiene einpolymerisiert wurde, wurde eine zweite, dünnere Hülle hineinsteckt. Durch diese zweite Hülle mit einem Innendurchmesser von 2,0 mm erfolgte zunächst die Pilotbohrung sowie im Rahmen der weiteren Implantatbettaufrbereitung eine zweite, über die Außenhülle geführte Bohrung. Lediglich die letzte Bohrung mit dem Durchmesser 3,8 mm, das Gewindeschneiden sowie die eigentliche Implantatinsertion erfolgten wieder manuell. Analysiert man wiederum zunächst die Abweichungen in Bezug auf die Längsachse, so fällt auf, dass im Vergleich zur nur über die Pilotbohrung geführten Implantation für die drei Messpunkte Implantatschulter, Abutment und Apex eine Verringerung der maximalen Abweichung von ca. 2,0 mm auf 1,5 mm erreicht werden konnte. In der klinischen Bedeutung würde dies heißen, dass man den Sicherheitsabstand in der vertikalen Implantatbettaufrbereitung eventuell auf 1,5 mm reduzieren kann. Auch hier wurden geringere Werte für die maximale negative Aufbereitung erzielt. Auf Höhe der drei Messpunkte liegt der maximale negative Wert bei ca. 0,5 mm. Das heißt, es wurde mit maximal ca. 0,5 mm zu tief aufbereitet. Wie schon beschrieben ist dies jedoch eher der individuellen Operationstechnik des Autors zuzuschreiben und der maximale Wert von 1,5 mm sollte Beachtung finden. Eine wesentliche Verbesserung wurde über die Führung mit einer zweiten Bohrhülle bezüglich der Abweichung der Angulation erzielt. Liegt der Maximalwert für alle inserierten Implantate bei ca. 16°, so liegt der Maximalwert für die doppelhülsengeführten Implantate bei ca. 8°. Das heißt, der Einfluss der Knochenqualität und Knochenquantität bezüglich der Führung des Implantatbohrers

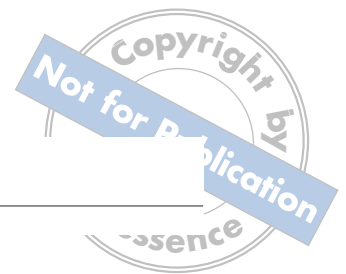
preparation included maximally two sleeve-guided drilling procedures. It can be assumed that bone quality and quantity play a decisive role in the deviation of the implant angulation during the subsequent implant site preparation. The analysis of the implants that deviated more than 10 degrees in their angulation than initially planned revealed that these implants had been placed in narrow bone sections. As a result, after sleeve-guided drilling the guidance for the following manual preparation of the site was insufficient.

A further aim of the study was to determine to what extent the transfer accuracy can be improved by using a double sleeve-guided system during osteotomy. A double sleeve-guided system was used in this respect in which only the final drilling (\varnothing 3.8 mm), thread tapping and the implant placement itself were performed manually. Compared to the single sleeve-guided implant site preparations, a reduction of the maximal deviation of 2.0 mm to 1.5 mm for the three reference points implant shoulder, abutment and apex could be achieved due to the double sleeve-guided preparation technique. The maximal value for the angle deviation of all implants placed was reduced from 16 degrees to 8 degrees due to the double sleeve-guided technique. Consequently, the influence of bone quality and quantity on the guidance of the implant drill during manual preparation of the implant site could be minimized. Further studies will be necessary to determine whether, besides the double sleeve-guided implant site preparation, an additional sleeve-guided implant placement would lead to higher transfer precision.

Conclusion

In general, a precise transfer of the virtual, computer-assisted implant planning to the surgical site is possible. However, maximal vertical deviations of up to 2 mm have to be considered. The maximum axis deviation can reach up to 16 degrees. Local bone quality and quantity seem to influence the deviations from the implant position planned. A significant improvement of the transfer precision can be achieved by applying a second sleeve-guided site preparation.

IJCD



References

1. Auty C, Siddiqui A. Punch technique for preservation of interdental papillae at non submerged implant placement. *Implant Dent* 1999;8:160-166.
2. Bier J, Lüth T. Navigation in der Implantologie. *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie* 2005;4:232-237.
3. Campello LD, Camara JR. Flapless implant surgery: a 10-year clinical retrospective analysis. *Int J Maxillofac Implants* 2002;17:271-276.
4. Di Giacomo GA, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol* 2005;76:503-507.
5. Ewers R, Schicho K, Truppe M, Seemann R, Reichwein A, Figl M, Wagner A. Computer aided navigation in dental implantology: 7 years of clinical experience. *J Oral Maxillofac Surg* 2004;62:329-334.
6. Hassfeld S. Navigationsverfahren in der Implantologie – Stand der Technik und Perspektiven. *Quintessenz, Implantologie* 2000;8:373-390.
7. Heurich T, Brief J, Wörtche R, Marmula R, Hassfeld S. Computerunterstützte Implantologie – Anwenderbericht über das System implant3D. *Quintessenz* 2002;53:867-873.
8. Kan JY, Rungcharassaeng K, Ojano M, Goodacre CJ. Flapless anterior implant surgery: a surgery and prosthodontic rationale. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 2000;12:467-474; quiz 476.
9. Kniha H, Gahlert M, Bier J. CT unterstützte Navigation bei der Implantatinsertion unter besonderer Berücksichtigung der Sofortbelastung. *Quintessenz* 2003;54:1267-1279.
10. Kraemer FJ, Baethge C, Swennen G, Rosahl S. Navigated vs. conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement. *Clin Oral Implants Res* 2005 16:60-68.
11. Luckey R, Kniha H, Benner K. Die Effizienzsteigerung der Implantatpositinierung mit dem Navigationssystem Robo-Dent in der Oberkieferprämolarenregion im Vergleich zur bohrschablonengeführten Implantation. *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie* 2006;2:154-163.
12. Marquardt P, Witkowski S, Strub J. 3D-Navigation in der oralen Implantologie. *Eur J Dent* 2007;2:82-100.
13. Mischkowski RA, Zinser MJ, Neugebauer J, Kübler AC, Zöller JE. Comparison and Dynamic Computer-assisted Guidance Methods in Implantology. *Int J Comp Dent* 2006;9:23-35.
14. Ruppig J, Popovic A, Strauss M, Spüntrup E, Steiner A, Stoll C. Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:709-116.

bei der manuellen Aufbereitung des Implantatbettes konnte über das Hinzuziehen einer zweiten geführten Bohrung reduziert werden. Im Zusammenhang mit der Abweichung der Angulation sind wieder die radialen Abweichungen zu analysieren. Während die maximale radiale Abweichung auf Höhe der Implantatschulter nahezu der maximalen Abweichung für alle Implantate entspricht, ist auf Höhe des Apex eine Reduktion von ca. 3,8 mm auf ca. 2,5 mm erzielt worden. Dennoch sollten diese 2,5 mm mögliche Abweichungen in der klinischen Implantatplanung Beachtung finden. Bei einer möglichen Abweichung des Implantatapex von bis zu 2,5 mm ist von einer paranervalen Implantation eher abzuraten. Die maximale radiale Abweichung auf Höhe des Abutments liegt mit ca. 2 mm in einem Bereich, der bezüglich der prothetischen Versorgung vom Techniker ausgeglichen werden kann. Eine Ausnahme stellt die Sofortversorgung mit einer im Vorfeld der Operation angefertigten provisorischen oder definitiven Versorgung dar. In diesem Fall ist eine mögliche Abweichung der Angulation von bis zu 8° und eine radiale Abweichung auf Höhe des Abutment von bis zu 2 mm eher nicht vertretbar. Durch das Hinzuziehen einer weiteren hülsengeführten Bohrung wurde im Hinblick auf eine mögliche Abweichung von der virtuellen Implantatplanung eine Verbesserung erzielt. Eine weitere Verbesserung ist dementsprechend zu erwarten, wenn die gesamte Implantatbetaufbereitung bis hin zum Inserieren der Implantate hülsengeführt werden können. Hier sind die Implantatfirmen gefordert, entsprechende Hülsensysteme zu den Implantatsystemen zu entwickeln. Die Übertragungsgenauigkeit muss dann anhand weiterer Studien überprüft werden.

Zusammenfassung

Eine präzise Übertragung der virtuellen Implantatplanung auf den OP-Situs ist mit dem Med3D-System generell möglich. Dennoch sind maximale Abweichungen in der Vertikalen von bis zu 2 mm möglich. Die maximale Winkelabweichung kann sogar bis zu 16° betragen. Diese Tatsache wird im Wesentlichen der nach erfolgter hülsengeführten Pilotbohrung weiteren manuellen Implantatbetaufbereitung zugeschrieben. Gerade die Knochenqualität und -quantität scheinen das Abweichen von der geplanten Implantatposition zu beeinflussen. Über eine zweite geführte Implantatbettbohrung kann-

te eine deutliche Verbesserung der Übertragungsgenauigkeit erzielt werden. Die maximale vertikale Abweichung kann bei bis zu 1,5 mm liegen. Die Winkelabweichung kann bis zu 8° betragen. Eine weitere Verbesserung ist dementsprechend zu erwarten, wenn die gesamte Implantatbettauflbereitung bis hin zum Inserieren der Implantate hülsengeführt werden können. Hier sind die Implantatfirmen gefordert, entsprechende Hülsensysteme zu den Implantatsystemen zu entwickeln. Die Übertragungsgenauigkeit muss dann anhand weiterer Studien überprüft werden. *IJCD*

Dieser Artikel enthält Ergebnisse und Auszüge aus der Master-These von Gernot Kalt, Master of Science in Oral Implantology (M.Sc.), Steinbeis-Hochschule, Berlin

15. Sarment DP, Al Shammari K, Kazor CE. Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003;23:287-295.
16. Schermeier OL, Bier J, Hein A, Lüth T, Szymanski D. Accuracy of the Image Guided System for Oral Implantology. *Computer Assisted Radiology and Surgery*, Berlin, Germany, June 2001;
17. Schermeier OL, Lüth T. Methoden und Verfahren zur Navigation in der dentalen Implantologie. *Automatisierungstechnik* 2002;6:253-261.
18. Van Steenberghe D, Malevez C, Van Cleynenbreugel J, Bou Serhal C, Dhoore E, Schutyser F, Suetens P, Jacobs R. Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT based planning to placement of zygoma implants in human cadavers. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:131-136.

This manuscript contains results and excerpts from the Master Thesis of Gernot Kalt, Master of Science in Oral Implantology (M.Sc.), Steinbeis-Hochschule, Berlin, Germany.



Address/Adresse: Dr. Gernot Kalt, Praxis für Implantologie und ästhetische Zahnheilkunde, In der Au 20, 69257 Wiesenbach, Germany
Tel: +49-6223-488381, E-mail: praxis@dr-kalt.de

Dr Gernot Kalt, M.Sc.
1992-1998 Study of dentistry in Heidelberg, Germany
1998 PhD degree, Dr. med. dent.
2002 Dentist in private practice, Wiesenbach, Germany
2005-2007 Master of Science in Oral Implantology, DGI/Steinbeis University, Berlin, Germany

Dr. Gernot Kalt
1992-1998 Studium der Zahnheilkunde in Heidelberg
1998 Promotion zum Dr. med. dent.
2002 Niederlassung in eigener Praxis in Wiesenbach bei Heidelberg
2005-2007 Studium Master of Science in Oral Implantology DGI/Steinbeis Universität Berlin