

S. Reich¹, O. Botsis¹, P. Deligiannis¹, A. Mehl²

Fit of Surgical Guides – Manufactured by InLab 3D

Die Passung von Bohrschablonen – hergestellt mit InLab 3D

1 Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (Direktor: Professor Dr. Th. Reiber), Universität Leipzig

2 Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie (Direktor: Professor Dr. R. Hickel), Ludwig-Maximilians-Universität, München

1 Department of Prosthodontics and Material Sciences, University of Leipzig, Germany.

2 Department of Operative Dentistry and Periodontology, Ludwig Maximilians University, Munich, Germany

Zusammenfassung

Im Rahmen eines Entwicklungskonzeptes der ausschließlich virtuellen Implantatplanung sollte in einer in-vitro Pilotstudie die Passung von Bohrschablonen ähnlichen Werkstücken, hergestellt mit dem InLab 3D System, untersucht werden.

Bei 8 zufällig aus 85 ausgewählten Oberkiefermodellen wurde der Zahn 11 radiert. Nach virtueller Aufnahme der Oberkieferfront wurde mit der InLab Software, Version 3.0, unter dem Konstruktionsmodus „Brücke“ „Zahn-datenbank“ eine Bohrschablone konstruiert, die auf den Nachbarzähnen auflag. Die schleiftechnische Umsetzung erfolgte dann aus einem Methacrylatblock. Die Schablonen wurden auf schaukelfreien Sitz überprüft. Die Diskrepanzen zwischen den Innenlumina der Auflageflächen der Bohrschablone und den entsprechenden Zähnen wurden mit einem Silikonmaterial dargestellt, welches auch nach Abnahme der Bohrschablonen auf den Modellen verblieb. Mit einem hoch auflösenden Scanner wurde die Differenz zwischen der Stärke der Silikonschicht und der Modelloberfläche gemessen. Für die 8 Bohrschablonen wurden mit dem Messprogramm Match 3D (W. Gloger, LMU) die mittleren Mittelwerte,

Abstract

Based on an exclusively virtual implant planning and positioning concept, the fit of surgical-guide-like workpieces was evaluated in an in-vitro pilot study, manufactured with the InLab 3D system. From 85 maxillary casts, 8 were randomly selected. The first right maxillary incisor was removed. After optical impression of the maxillary anterior teeth, a drilling template was designed by the use of the InLab software, version 3.0. The mode “bridge” “dental database” was applied. The guidance was milled from a methacrylate block and braced on the adjacent teeth. After milling, they were checked for proper seat (without rocking). The discrepancies between the inner surface of the template and the opposing tooth surface was shown with a silicone based material, which rested on the casts after removing the template. The difference between the thickness of the silicone layer and the subjacent tooth surface was measured with a high resolution scanner.

In order to characterize the fit of the 8 workpieces the average mean, average maximum and average minimum values of the fit were calculated in the buccal, incisal and palatal area using the program Match 3D (W. Gloger, LMU):

average mean:

buccal: 65 µm; incisal: 116 µm; palatinal: 94 µm

average maximum:

buccal: 162 µm; incisal: 202 µm; palatinal: 190 µm

average minimum:

buccal: 5 µm; incisal: 14 µm; palatinal: 15 µm

In the present study it was possible to produce drilling templates with the already commercially available InLab system. The results were presented at the Annual Meeting of the German Society of Computerized Dentistry 2007 as a short presentation.

Introduction

Due to the continuing development of computerized dentistry, it seems possible that the planning and the preoperative preparation of dental implants could be done exclusively virtually. There are current approaches to match digital data of different sources, in order to achieve better conditions for planning and diagnosis.¹ Therefore, in terms of implant positioning, 3D intraoral surface scans could be matched with digital volume tomography. In this way, intraoral surfaces could be displayed together with the bone morphology in one single virtual 3D model. In the case of implantation, first the restoration could be ideally designed with regard to shape and function. In a second step, the best possible implant position could be chosen. Then, the adequate surgical guidance is designed virtually and could be produced immediately by the means of CAD/CAM. The virtual design of a drilling template is one part of this production process, which must then be manufactured with sufficient accuracy, in order to achieve a safe rest on the adjacent teeth in the case of implantation to replace single teeth.

Although there are some studies available²⁻⁶ which evaluated the accuracy of implant planning and insertion systems, in most cases the entire system is evaluated and the achieved implant position is compared with the position desired in the planning session.

The aim of the current pilot study was to evaluate whether it was possible to manufacture a positioning guide for single-tooth implants in the anterior maxilla using the commercially available InLab 3D software and milling unit. Additionally, we examined which kind of materials are practical as template materials and whether it is possible to produce them with a stable rest on the adjacent teeth.

die mittleren Maximalwerte und die mittleren Minimalwerte der Paßgenauigkeit buccal, inzisal und palatinal ermittelt. Resultate für N=8:

Mittlere Mittelwerte:

buccal: 65 µm; inzisal: 116 µm; palatinal: 94 µm

Mittlere Maximalwerte:

buccal: 162 µm; inzisal: 202 µm; palatinal: 190 µm

Mittlere Minimalwerte:

buccal: 5 µm; inzisal: 14 µm; palatinal: 15 µm

Die vorliegende Pilotstudie lässt erkennen, dass die Fertigung von Bohrschablonen mit dem InLab-System mit der vorhandenen Aufnahmeeinheit, der Software und den Schleifwerkzeugen bereits jetzt prinzipiell möglich ist.

Die Ergebnisse wurden als Kurzvortrag auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computerunterstützte Zahnheilkunde 2007 präsentiert.

Einleitung

Durch die Weiterentwicklung der computerisierten Zahnheilkunde ist es denkbar, daß auch im Bereich der Implantologie die Planung und Vorbereitung der Implantation auf ausschließlich virtuellem Weg geschieht. Es bestehen bereits jetzt Ansätze, unterschiedliche auf Computer unterstütztem Weg gewonnene Bilddaten miteinander zu fusionieren, um bessere Planungs- und Diagnosemöglichkeiten zu gewinnen.¹ So wäre es im Rahmen der Implantatplanung denkbar, dass intraorale Oberflächenaufnahmen und Röntgenaufnahmen der digitalen Volumetomographie zu einem virtuellen 3D Modell gematcht werden, so dass sowohl die Zahnoberflächen mit den angrenzenden Geweben als auch die knöchernen Strukturen gleichzeitig in ihrer Dreidimensionalität erfasst werden. Auf diese Weise könnte nun zuerst der Zahnersatz in Form und Funktion optimiert geplant werden. In einem zweiten Schritt wird die ideale Implantatposition gewählt und an Hand dieser Informationen eine virtuelle Bohrschablone konstruiert, die dann sogleich angefertigt werden könnte.

Ein Teilschritt dieser Herstellungskette ist die virtuelle Planung einer Bohrschablone, die anschließend entsprechend paßgenau gefertigt werden muss, um eine sichere Abstützung zu erfahren. Obwohl es Studien zur Genauigkeit von Implantatplanungs- und Insertionssystemen gibt²⁻⁶, beziehen sich Genauigkeitsstudien meist

auf die Evaluation des gesamten Systems, indem die in der Planungsphase gewünschte Implantatposition mit der tatsächlich erreichten Position verglichen wird.

In der vorliegenden Pilotstudie stellte sich die Frage, ob sich mit den bestehenden Möglichkeiten, die die InLab 3D-Software und die Cerec-Schleifeinheit bieten, Bohrschablonen für die Einzelzahnimplantation in der Oberkieferfront herstellen lassen. Insbesondere sollte getestet werden, welche verfügbaren Materialien sich als mögliche Schablonenmaterialien eignen könnten und ob diese sich eindeutig mit Hilfe der CAD/CAM-Verarbeitung auf den Nachbarzähnen abstützen lassen. Das Einbringen von Bohrhülsen war nicht Gegenstand dieser Untersuchung.

Material und Methode

Aus 85 Oberkiefer Gipsmodellen wurden 8 per Zufallsprinzip ausgesucht, dupliert und in Gips (Cambase, Dentona, Dortmund) ausgegossen. Der mittlere rechte Schneidezahn wurde radiert (Abb. 1). Mit der Cerec-kamera wurde beginnend mit dem unbezahnem Areal regio 11 der Zahnkranz aufgenommen, so dass sowohl mesial als auch distal der Lücke mindestens 2 Nachbarzähne erfasst wurden (Abb. 2). Insbesondere wurden labial Zusatzaufnahmen erstellt, so dass hier auch unter sich gehende Bereiche erfasst wurden, die hilfreich für eine funktionelle und ästhetische Analyse waren. Zur virtuellen Konstruktion der Bohrschablone diente der Restaurationstyp „Brücke“ im Konstruktionsmodus „Zahndatenbank“ (InLab-Software Version 3.00). In der Softwareversion 3.00 ist eine Kombination zwischen intraoraler Aufnahmetechnik und InLab-Brückenkonstruktion möglich. Die virtuelle Konstruktion der Bohrschablonenform wurde durch das Einzeichnen einer „Präparationsgrenze“ des mesialen Pfeilers begonnen, indem ein möglichst großes Areal auf der Palatinalfläche, im Bereich der Inzisalkante und auf Labialfläche des Zahnes 12 in Abstimmung auf die festgelegte Einschubrichtung der gesamten Schablone definiert wurde. Die Basis des „Zwischengliedes“ wurde so definiert, dass sie der gewünschten Lokalisation der Implantatschulter entsprach. Anschließend wurde die distale Auflagefläche an Zahn 21 analog zu Zahn 12 eingezeichnet (Abb. 3). Die anschließend von der Software vorgeschlagene „Brücke“, die die Form der Bohrschablone repräsen-

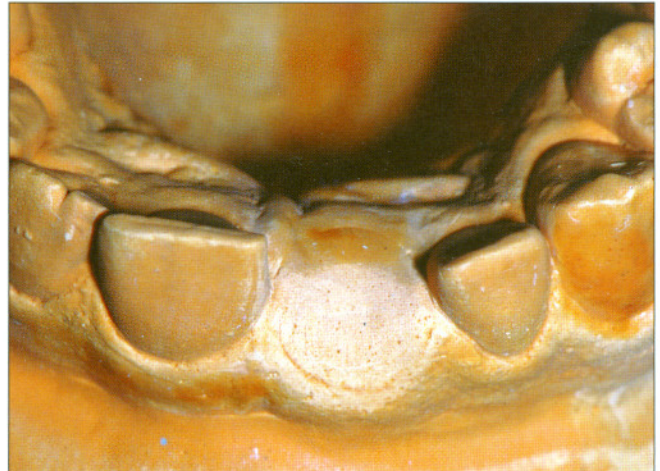


Fig 1 One of 8 maxillary casts where the right central incisor was removed.

Abb. 1 Eines von 8 Oberkiefermodellen mit radiertem Zahn 11.

The placement of guidances for the implant drills was not the aim of this investigation.

Material and Methods

From 85 maxillary casts 8 were chosen randomly, duplicated and poured in gypsum (Cambase, Dentona; Dortmund, Germany). The right maxillary central incisor was removed (Fig 1). First, the edentulous region with its mesial and distal adjacent teeth was photographed with the Cerec camera. At least the 2 adjacent teeth located mesially and distally from the gap were photographed as well (Fig 2). Additional impressions were made from the buccal direction, in order to acquire undercuts, which were important for a functional and esthetic design. As design program "bridge" was chosen and as mode "Dental database" (InLab Software, version 3.00). This version enables intraoral impressions and the virtual design of bridges. First, the preparation margin of the "mesial abutment" was designed by extending the virtual margin as far as possible to the labial and palatal tooth surface in accordance with the insertion axis of the whole template. The pontic was designed so that it covered the desired implant position. Then the distal rest was designed in the same manner as the mesial rest (Fig 3). Before milling, the software proposal of a "bridge" was modified especially with

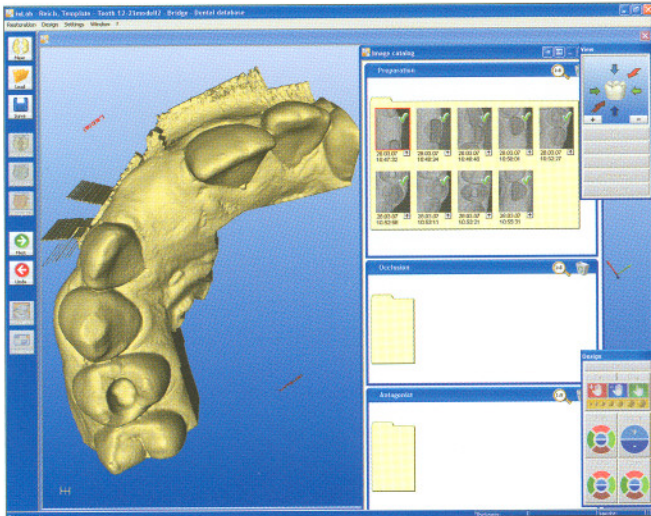


Fig 2 Optical impression, acquired with the Cerec camera.
Abb. 2 Optische Aufnahme, hergestellt mit der Cerec Kamera.

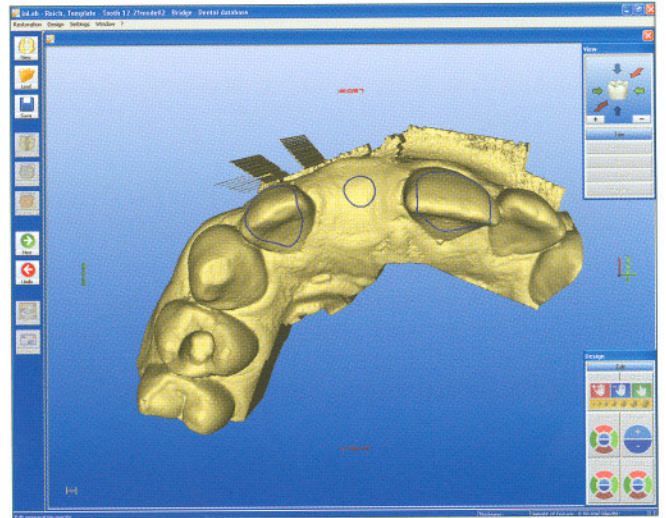


Fig 3 Designed "preparation margins", which represented the extensions of the rests of the surgical guidance on the adjacent teeth and the designed extension of the "pontic".
Abb. 3 Eingezeichnete „Präparationsgrenzen“, die der Ausdehnung der Auflagen der Bohrschablone entsprachen sowie eingezeichnete Basis des „Zwischengliedes“.

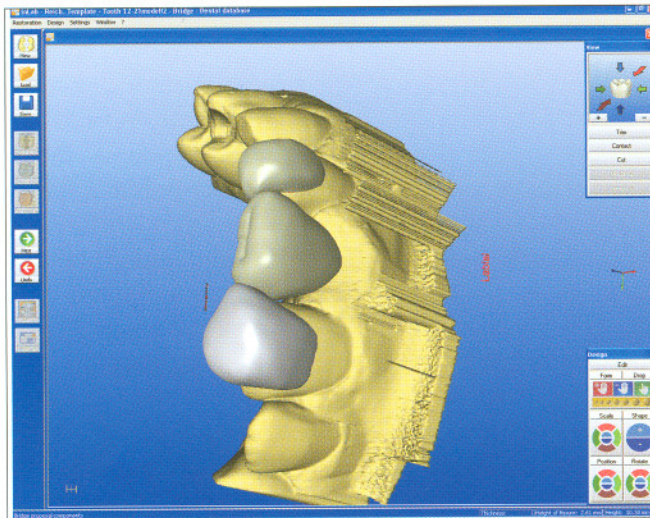


Fig 4 Virtual surgical guidance.
Abb. 4 Virtuelle Bohrschablone.



Fig 5 Milled guidance, made of a CAD WAXX block, after minor corrections.
Abb. 5 Aus CAD WAXX herausgeschliffene Bohrschablone nach dem geringfügigem Aufpassen.

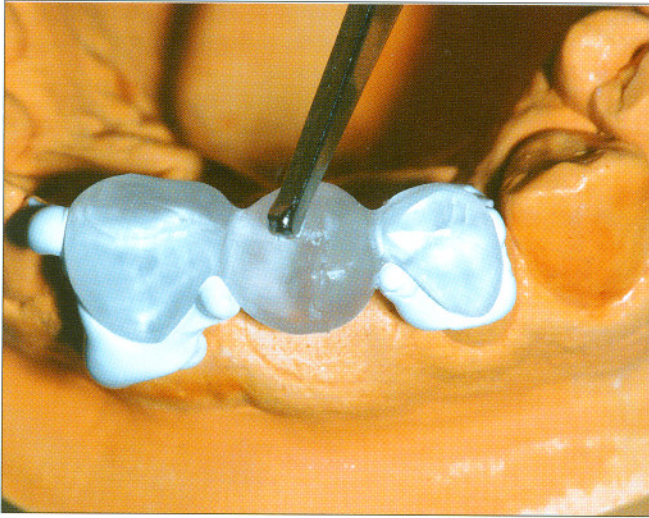


Fig 6 Documenting the fit by the use of the silicone material TempoSil.

Abb. 6 Dokumentation der Passung mit Hilfe des Silikons TempoSil.

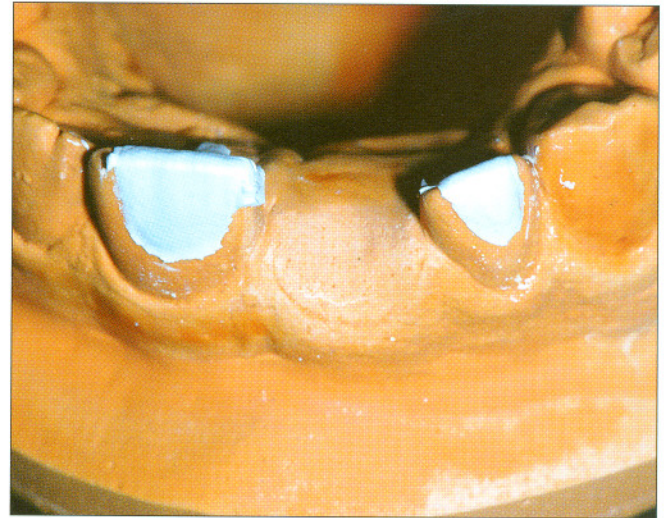


Fig 7 Silicone layer representing the discrepancy between guidance and tooth surface, ready for measurement.

Abb. 7 Auf dem Modell verbliebene Silikonschicht, welche die Diskrepanz zwischen Bohrschablone und Zahnoberfläche wiedergab, die nun vermessen werden konnte.

tierte, wurde vor allem mit dem Form-Werkzeug verstärkt. Besonders der „Zwischengliedbereich“, der später für die Aufnahme der Bohrführung dienen soll, musste verstärkt werden (Abb. 4). Nach Vorversuchen wurde das Material CAD WAXX (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) als transparentes, gut und zügig zu verarbeitendes Material ausgewählt. Dabei handelt es sich um ein füllstofffreies Acrylatpolymer. Als Schleifparameter wurden 0 μm für den Spacer belassen und das virtuelle Werkstück mit einem Langkegelschleifer (12 mm) und einem Torpedo aus einem CAD WAXX Block CW-40 herausgeschliffen. Die Bohrschablone wurde nun auf schaukel-freien Sitz geprüft. Im Bereich der Inzisalkante musste häufig der Grat im Bereich des Übergangs Außen- zu Innenfläche gebrochen werden, damit ein sicherer Sitz gewährleistet war (Abb. 5). Anschließend wurde additionsvernetzendes Silikonmaterial (TempoSil, Coltène/Whaledent, Langenau) auf die Stützzähne aufgebracht und die Bohrschablone unter definiertem Druck von 10 N mit einer Federwaage für jeweils 10 Sekunden im Bereich des Zwischengliedes und der mesialen und distalen Auflage angepresst (Abb. 6). Nach 5 Minuten konnte die Bohrschablone entnommen werden. Die Silikonunterfütterungen blieben auf den Zähnen haften (Abb. 7). Die Modelle wurden mit den Silikonunterfütterungen in

the form tool by adding material (Fig 4). The volume of the pontic was particularly increased where the hole for the guide drill would later be located. After pretests, the methacrylate material CAD WAXX (Vita Zahnfabrik; Bad Säckingen, Germany) was chosen. It is a transparent and easily machinable material. The spacer was set at 0 μm . As milling tools, a cone bur (12 mm) and a cylindrical pointed bur were used. The stable rest of the surgical guide was checked. In the incisal area, it was often necessary to remove ridges at the transition between the inner and outer surface of the guidance in order to avoid rocking (Fig 5). Then the surfaces of the teeth which served as resting areas for the guidance were covered with a silicone material (TempoSil, Coltène/Whaledent; Langenau, Germany). The surgical guidance was subsequently placed on the teeth and loaded with a force of 10 N with a dynamometer in the area of the pontic and the mesial and distal rests (Fig 6). After 5 minutes, the guidance was removed. The silicone layer stayed on the tooth surfaces. It represented the discrepancies between the inner surface of the guidance and the surface of the tooth (Fig 7). The casts, including the silicone layers, were first scanned with a high resolution scanner (Willytec; Gräfelfing, Germany). Then the silicone was removed and the casts were scanned again. The two scans were matched. Now the

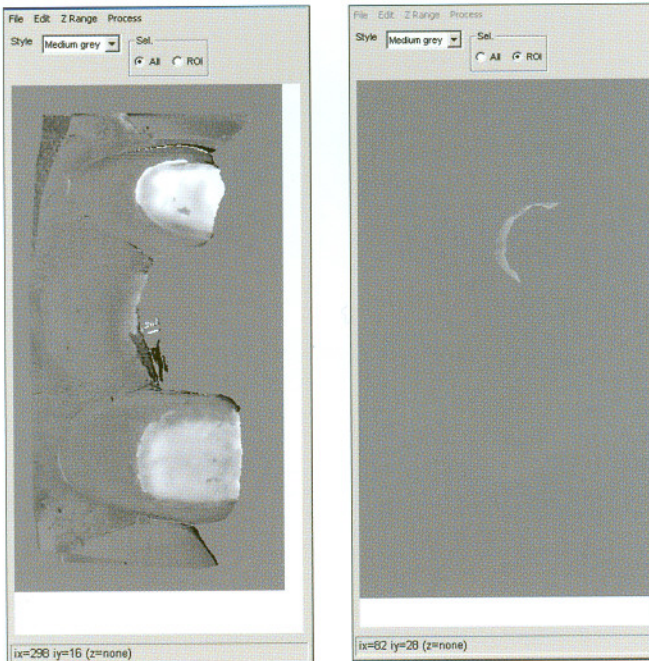


Fig 8a (left) Result of scanning and matching procedure of the casts with and without the silicone layer. The darker the gray scales, the thinner the silicone layer.

Abb. 8a (links) Resultat der gescannten und gematchten Bilder des Modells ohne/mit Silikonschicht. Je dunkler die Grautöne, desto geringer war die Schichtstärke des Silikons.

Fig 8b (right) Example of an area that was relevant for the fit of the guidance and where the thickness of the silicone was calculated.

Abb. 8b (rechts) Beispiel eines als für die Vermessung relevanten Areals, bei dem die Schichtstärken des Silikons berechnet wurden.

thickness of the silicone layer was measured with a 3D program (Match 3D, Wolfram Gloger; LMU München, Germany). Palatinal, buccal and incisal areas were defined where the layers were the thinnest. The minimum, maximum and mean thicknesses of these areas were calculated (Figs 8a and 8b).

Results

Due to the fact that the measurements were done for 8 casts and the buccal, palatinal and incisal areas of the mesial and distal adjacent tooth were evaluated for each area (buccal, incisal, palatinal), the average values for the minima, maxima and means were calculated. The average minimum results were buccal $3 \mu\text{m}$ ($\text{SD} \pm 5.4 \mu\text{m}$), palatinal $6 \mu\text{m}$ ($\text{SD} \pm 13 \mu\text{m}$) and incisal $10 \mu\text{m}$ ($\text{SD} \pm 14 \mu\text{m}$). The average means revealed $65 \mu\text{m}$ ($\text{SD} \pm 23 \mu\text{m}$) buccally, $94 \mu\text{m}$ ($\text{SD} \pm 42 \mu\text{m}$) palatinally, and $116 \mu\text{m}$ ($\text{SD} \pm 64 \mu\text{m}$) incisally. The average maxima were between $62 \mu\text{m}$ ($\text{SD} \pm 37 \mu\text{m}$) and $202 \mu\text{m}$ ($\text{SD} \pm 69 \mu\text{m}$) buccally and incisally, respectively. The values are displayed in Table 1.

einem hochauflösenden Scanner (Willytec, Gräfelfing) digitalisiert. Anschließend wurden die Silikonschichten entfernt und die Modelle nochmals gescannt. Das Modell mit und das Modell ohne die Silikonunterfütterung wurden gematcht. Auf diese Weise konnte mit Hilfe eines 3 D-Messprogramms (Match 3D, Wolfram Gloger; LMU München) die Schichtstärke und damit die Passung der Bohrschablonen vermessen werden. Es konnten die Minima, Maxima und die mittleren Schichtstärken des Silikons von ausgewählten Bereichen berechnet werden und daraus die Passung abgeleitet werden. Ebenso wurde die Fläche der ausgewählten Bereiche erfasst. Da die Schichtstärken des Silikons insbesondere im bukkalen, inzisalen und palatinalen Bereich am geringsten waren, wurden nur diese Bereiche entsprechend vermessen (Abb. 8a und b).

Ergebnisse

Da sich die Werte im folgenden auf 8 Modelle und dort jeweils auf die palatinalen, inzisalen und buccalen Lokalisationen an den Zähnen 12 und 21 beziehen, sind jeweils die mittleren Minimal-, Mittel- und Maximalwerte

Table 1 Thickness values of the silicon layer by location. Average minima, maxima, means and standard deviation (SD) for N = 8

N=8	average minimum (SD) [μm]	average maximum (SD) [μm]	average mean (SD) [μm]
Palatinal	5 (\pm 13) μm	190 (\pm 58) μm	94 (\pm 42) μm
Incisal	10 (\pm 14) μm	203 (\pm 69) μm	116 (\pm 64) μm
Buccal	3 (\pm 5) μm	162 (\pm 37) μm	65 (\pm 23) μm

Tab. 1 Die Ergebnisse der Schichtstärkenmessungen des Silikons für N=8. Es sind die jeweiligen Abweichungen in Abhängigkeit der Messlokalisierung aufgeführt. Die Werte zeigen die entsprechenden Durchschnittswerte für die Minima, Maxima und mittleren Abweichungen sowie die Standardabweichung SD in Mikrometern.

N=8	minimale Abweichungen Mittelwerte (SD) [μm]	maximale Abweichungen Mittelwerte (SD) [μm]	mittlere Abweichungen Mittelwerte (SD) [μm]
Palatinaler Bereich	5 (\pm 13) μm	190 (\pm 58) μm	94 (\pm 42) μm
Inzisaler Bereich	10 (\pm 14) μm	203 (\pm 69) μm	116 (\pm 64) μm
Bukkaler Bereich	3 (\pm 5) μm	162 (\pm 37) μm	65 (\pm 23) μm

angeben. Die mittleren Minimalwerte beliefen sich bukkal auf 3 μm (SD \pm 5,4 μm), palatinal auf 6 μm (SD \pm 13 μm) und inzisal auf 10 μm (SD \pm 14 μm). Als mittlere Mittelwerte wurden bukkal 65 μm (SD \pm 23 μm), palatinal 94 μm (SD \pm 42 μm) und inzisal 116 μm (SD \pm 64 μm) gemessen. Die mittleren Maxima bewegten sich zwischen 162 μm (SD \pm 37 μm) und 202 μm (SD \pm 69 μm) bukkal beziehungsweise inzisal. Die Werte sind übersichtsweise in Tabelle 1 dargestellt.

Diskussion

Gerade im ästhetisch sensiblen Frontzahnbereich ist es wünschenswert, eine Implantation möglichst detailliert im Voraus zu planen. Eine Bohrschablone ist dabei Voraussetzung. Ziel der vorliegenden Untersuchung war es herauszufinden, ob es mit derzeitigen kommerziell verfügbaren Mitteln möglich ist, mit der Cerec-Methode ein Bohrschablonen ähnliches Produkt für die Anwendung bei der Einzelzahnimplantation in der Front herzustellen. Dies betraf in erster Linie die Möglichkeiten der Konstruktion und den sicheren Sitz auf den Nachbarzähnen. Es konnte bei den ausgewählten Fällen bewiesen wer-

Discussion

Especially in the esthetically complex anterior area, it is desirable to plan the implant positioning in a most detailed way. A surgical guide is a prerequisite. The aim of this study was to evaluate whether it was possible to manufacture a drilling template for single tooth implants with currently commercially available tools of the Cerec method. The focus was on the facilities of the software and whether a safe rest on the adjacent teeth was possible. In the selected patients' situations, it was possible to capture an area that was large enough for the planning. The software for bridges was used for virtual design. The best results were gained when the resting areas of the guidance were extended as far as possible in the buccal and palatinal direction. By measuring the accuracy, it was possible to obtain initial information on the machinability of surgical guidances. This was important because the geometry of tooth surfaces which served as rests is completely different from the geometry of prepared tooth surfaces. Normally, the implant position after insertion is compared to the planned position. The current study concentrated on only one facet: the fit of the guidance. This was important in order to test the limits of the currently

available milling tools. The study only evaluated the accuracy of the surgical guidance, and not the deviations in comparison to the planned situation. With respect to the accuracy, it was possible to achieve a good rest after minor adjustment in the area of the incisal region. The measurements obtained showed that it was possible to create a good congruency between the machined inner surfaces of the surgical guidances and certain areas of the tooth surfaces where the rests were located. This was possible in spite of the complex geometry of the unprepared tooth surfaces. The average mean values indicated a good fit in the buccal and palatal areas. By increasing the spacer, the discrepancies in the incisal area could be enlarged, so that additional adjustments would be unnecessary and the rest would be exclusively located in the buccal and palatal area.

After having tested the current prerequisites for the designing and machining of surgical guidances, a software tool for this special task would be desirable. It is possible to imagine a software feature that enables the user to just place a complete virtual composite block on the adjacent teeth, that already contains the appropriate drilling hole for guiding the burs for the respective implant system. This would be an interesting enhancement for the Cerec system. Additionally, the development of the combination of the Cerec data with other 3D data should be intensified.

IJCD

References

1. Nkenke E, Vairaktaris E, Neukam FW, Schlegel A, Stamminger M. State of the art of fusion of computed tomography data and optical 3D images. *Int J Comput Dent* 2007;10:11-24.
2. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:571-577.
3. Di Giacomo GA, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol* 2005;76:503-507.
4. Widmann G, Widmann R, Widmann E, Jaschke W, Bale R. Use of a surgical navigation system for CT-guided template production. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:72-78.

den, dass mit Hilfe der Cerec-Kamera ein für die Planung entsprechend großes Areal eines Zahnbogens erfasst werden kann. Durch die Anwendung der Brückensoftware war es möglich, jeweils den Korpus einer Bohrschablone zu konstruieren. Für eine sichere Abstützung war es am günstigsten, die Auflageflächen jeweils möglichst weit nach palatinal und nach bukkal auszudehnen. Durch die Vermessung der Passgenauigkeiten im Auflagebereich konnten erste Anhaltspunkte hinsichtlich der Möglichkeiten der schleiftechnischen Umsetzung gewonnen werden. Dies war von besonderer Bedeutung, da die Geometrie der unpräparierten Zahnoberflächen eine völlig andere ist als vom Zahnarzt präparierte Flächen. Während in der Regel bei der Untersuchung der Präzision von Implantatinsertionssystemen das Ergebnis mit dem Planungswunsch verglichen wurde, also die Herstellungskette als gesamtes untersucht wurde, wurde hier nur der Teilaspekt „Passung der Schablone“ betrachtet. Dies war wichtig, um die Grenzen der zur Verfügung stehenden Schleifgeometrie zu evaluieren. Allerdings konnte mit der Untersuchung ausschließlich die Passung, nicht die Abweichungen des Sitzes der Schablone im Vergleich zur Planungssituation vermessen werden. Hinsichtlich der Passung konnte nach geringen Korrekturmaßnahmen, die ausschließlich im Bereich der Inzisalkanten notwendig waren, ein schaukelfreier Sitz ermöglicht werden. Die gemessenen Werte der Silikonschichtstärken belegen, dass es trotz komplexer Geometrien möglich war, Bereiche zu schaffen, in denen die Bohrschablone eine gute Passung aufwies. Die mittleren Minimalwerte beweisen, dass Auflageflächen sowohl oral als auch palatinal zu erreichen sind. Durch eine Vergrößerung des Spacers könnte eine stärkere Hohllegung im Bereich der Inzisalkante erreicht werden, so dass die oben beschriebenen Korrekturmaßnahmen entfallen könnten und die Abstützung der Schablone ausschließlich oral und bukkal erfolgt.

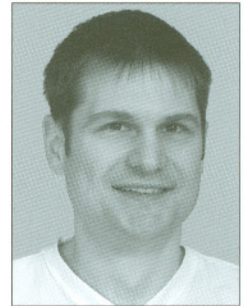
Nachdem diese Grundlagen eruiert wurden und es prinzipiell möglich erscheint, eine Bohrschablone zu erstellen, wäre es wünschenswert, ein Software-Werkzeug an die Hand zu bekommen, bei welchem virtuelle Kunststoffblöcke mit entsprechend angelegter Bohrführung auf den Auflageflächen ausgerichtet werden können, so dass eine eigentliche Konstruktion entfällt. Anschließend könnte die Schablone aus einem Block herausgeschliffen werden, der bereits eine dem jeweiligen

Implantatsystem entsprechende integrierte Bohrführung enthält. Damit wäre eine interessante Indikationserweiterung für das Cerec-System gegeben. Zudem sollte die Kombinierbarkeit mit anderen 3D Daten weiter verfolgt werden.

IJCD

5. Kramer 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.
6. Meyer U, Wiesmann HP, Runte C, et al. Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2003;41:102-108.

Adresse/Address: PD Dr. Sven Reich, Zentrum für ZMK, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, Klinische Prothetik, Nürnberger Str. 57, 04103 Leipzig, Germany
Phone: + 49 341 9721310, Fax: +49 341 9721329, E-mail: sven.reich@medizin.uni-leipzig.de



PD Dr. Sven Reich

Staatsexamen Zahnmedizin 1994
Promotion 1997, Habilitation 2005
1994 bis 30.11.2005 Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität Erlangen-Nürnberg.
Seit 01.12.2005 Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Universität Leipzig (Direktor: Prof. Dr. Th. Reiber), Oberarzt, Leiter Klinische Prothetik

PD Dr. Sven Reich

1994: license to practice dentistry
1997: doctorate degree
2005: postdoctoral teaching qualification (Habilitation)
1994 – 30.11.2005: Department of Prosthodontics and Material Sciences, University of Erlangen-Nuremberg.
Since 01.12.2005 Department of Prosthodontics and Material Sciences, University of Leipzig, senior physician.