

Hans-Joachim Nickenig¹, Ragai-Edward Matta², Constantin Motel², Manfred Wichmann², Bastian Bergauer³

Die dreidimensionale Genauigkeit von Führungsschablonen in Abhängigkeit vom Herstellungsverfahren – eine In-vitro-Studie

The three-dimensional accuracy of surgical guide templates depending on the fabrication method – an in-vitro study

Warum Sie diesen Beitrag lesen sollten? / Why you should read this article?

Die Präzision moderner dreidimensionaler Planung spielt eine wichtige Rolle für den klinischen Erfolg in der Implantologie. CAD/CAM-hergestellte Führungsschablonen unterstützen diese aktuelle Entwicklung. / The precision of three-dimensional planning has become a key factor for clinical outcome in modern implantology. CAD/CAM-fabricated guiding templates support this technology.

Einleitung und Ziel: Der Ersatz fehlender Zähne durch Implantate ist ein wissenschaftlich gut dokumentiertes Versorgungskonzept mit hohen Erfolgsraten. Die Verwendung von Bohrschablonen hat sich klinisch bewährt. Neben der konventionellen Fertigung im Labor gewinnt das CAD/CAM-basierte Drucken von Schablonen mehr und mehr an Bedeutung. Ziel dieser Studie war es, den Einfluss des Herstellungsverfahrens auf die dreidimensionale Genauigkeit zu untersuchen.

Material und Methode: Basierend auf ein und derselben CoDiagnostiX-Planung wurden für jeden der insgesamt 13 Patienten (Einzelzahnimplantate) sowohl eine konventionelle, tiefgezogene Bohrschablone (LS) (GoniX) als auch eine CAD/CAM-gedruckte Bohrschablone (PS) hergestellt. Diese Schablonen wurden mithilfe eines optischen Industriescanners (ATOS 4, GOM) auf dem jeweiligen Gipsmodell digitalisiert. Mithilfe der Modellbasis wurden die virtuellen Modelle der Bohrschablonen mit den Planungsdateien (aus CoDiagnostiX) überlagert und der dreidimensionale Versatz der Implantathülsen wurde berechnet.

Ergebnisse: Beim Vergleich beider Schablonen zeigten die konventionell im Labor hergestellten Bohrschablonen eine höhere Abweichung. Die mittlere Abweichung des Winkels lag für LS bei 2,63° und für PS bei 1,5°. Die mittlere Abweichung in der z-Achse betrug 2,5 mm für LS und 1,3 mm für PS.

Introduction: The replacement of missing teeth with dental implants is a clinically established and scientifically well documented concept in medical care. The use of surgical drilling guides has been clinically proven. These guides can be manufactured in a classical manner (e.g. a deep drawn splint) or by modern techniques. It was the aim of this study to determine the impact of the fabrication method on the three-dimensional accuracy of surgical templates.

Material and Methods: Based on one virtual planning (CoDiagnostiX) both a deep-drawn (LS) and a CAD/CAM printed surgical template (PS) were fabricated for 13 patients for single tooth implants. The templates were placed on the plaster model and optically scanned by an industrial scanner (ATOS 4, GOM). The virtual models were compared to the original CoDiagnostiX planning and the three-dimensional deviation of the sleeves was calculated.

Results: When comparing both methods a higher deviation for the deep-drawn surgical guides was demonstrated. The average deviation of the angle was 2.63° for LS and 1.5° for PS. The mean deviation in the z axis was 2.5 mm (LS) resp. 1.3 mm (PS).

Discussion: Both fabrication methods involve deviations. Overall, the CAD/CAM printed surgical guide template was more accurate than the deep-drawn guide from the dental lab.

¹ Interdisziplinäre Poliklinik für Orale Chirurgie und Implantologie, Universitätsklinikum Köln, Direktor: Prof. Dr. Joachim E. Zöller, Kerpener Str. 62, 50931 Köln, Deutschland

² Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Zahnärztliche Prothetik, Direktor Univ.-Prof. Dr. Manfred Wichmann, Glückstraße 11, 91054 Erlangen, Deutschland

³ Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgische Klinik, Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Dr. h. c. Friedrich W. Neukam, Glückstraße 11, 91054 Erlangen, Deutschland

Schlussfolgerung: Beide Herstellungsmethoden sind mit Abweichung verbunden. Die CAD/CAM-hergestellten Schablonen zeigten insgesamt geringere Abweichungen als die konventionell hergestellten.

Keywords: implant templates; dental implants; guided surgery; stereolithography; virtual planning

Schlüsselwörter: navigierte Implantation; Implantatschablonen; dreidimensionale Planung; CAD/CAM-gedruckte Bohrschablone

Zitierweise: Nickenig H-J, Matta R-E, Motel C, Wichmann M, Bergauer B: Die dreidimensionale Genauigkeit von Führungsschablonen in Abhängigkeit vom Herstellungsverfahren – eine In-vitro-Studie. *Z Zahnärztl Implantol* 2017; 33: 131–137

DOI 10.3238/ZZI.2017.0131–0137

Einleitung

Der Ersatz fehlender Zähne durch Implantate ist ein wissenschaftlich gut dokumentiertes Versorgungskonzept mit hohen Erfolgsraten [4, 5]. Entscheidend für den Erfolg ist neben der Osseointegration und der angemessenen prothetischen Versorgung vor allem die optimale Positionierung des Implantats im Kieferknochen. Diese kann präoperativ anhand der klinischen Situation, der Modellanalyse und mithilfe von Röntgenaufnahmen ermittelt werden [2, 14]. Anschließend kann das Implantat mittels einer Bohrschablone an der vorher festgelegten Position in den Kiefer eingebracht werden [20]. Dabei erstreckt sich die Bandbreite an Schablonen von reinen Orientierungshilfen für die Pilotbohrung bis hin zu Führungsschablonen, die sämtliche rotierenden Instrumente bis zur Implantatinsertion in allen drei Raumrichtungen führen. Für Erstere genügen oft ein Gipsmodell und eine zweidimensionale Röntgenaufnahme, für Letztere bedarf es zusätzlich einer dreidimensionalen Bildgebung und einer virtuellen Planung mittels einer CAD-Software [8]. Dabei ist das Ziel, die hohe Präzision der Planung auf die Operation zu übertragen [15].

Anhand der dreidimensionalen Bildgebung lässt sich nicht nur die prothetisch optimale Implantatposition finden und planen, sondern auch eine Aussage über die vorhandenen anatomischen Gegebenheiten, z.B. das Knochenangebot und die Lage von gefährdeten Strukturen, treffen [9]. Durch dieses Verfahren werden zudem minimal-invasive Eingriffe in allen Indikations-

bereichen der Implantologie unterstützt [1].

Um die Planung während des Eingriffs auf die Patientensituation zu übertragen, stehen verschiedene Schablonenarten zur Verfügung. Hinsichtlich der Abstützung lassen sich beim Zahnlosen rein gingivagetragenene von knochengetragenen Schablonen unterscheiden. Hinzu kommen bei teilbezahnten Patienten rein dental und dental-gingival getragene Bohrschablonen [4, 19, 16]. Auch in der Übersichtsarbeit von Bornstein et al., die als ITI-Statement veröffentlicht wurde, wird die Verwendung von rein gingival getragenen, kombiniert gingival-dental beziehungsweise rein dental getragenen oder implantatgetragenen Führungsschablonen empfohlen [3]. Darüber hinaus stehen mehrere Möglichkeiten für die Herstellung von Bohrschablonen zur Verfügung. Klassisch werden sie in Kunststoff gestreut oder tiefgezogen [13]. Seit einiger Zeit können sie auch CAD/CAM-designt und gefräst oder mit einem 3D-Drucker erstellt werden [9]. Wichtig ist dabei, dass die vorher sorgfältig geplante Implantatposition möglichst exakt auf die Schablone und somit auch die klinische Situation übertragen wird. Nickenig et al. verglichen in früheren Publikationen freihändig und mithilfe von 3D-Planung und Führungsschablonen gesetzte Implantate. Dabei zeigte sich, dass die tatsächliche Position der navigiert gesetzten Implantate mit hoher klinischer Exaktheit der vorher geplanten virtuellen Situation entsprach und ein deutlicher Vorteil im Vergleich zur freihändigen Insertion vorlag [15].

Bisher lag der wissenschaftliche Fokus auf der Analyse der Abweichung

zwischen geplanter und tatsächlicher Implantatposition [4, 7, 17]. Jedoch nahm in letzter Zeit die Zahl der Herstellungsmethoden und Hersteller von Führungsschablonen zu. Deshalb fehlen Studien, in denen die Genauigkeit der verschiedenen Herstellungsverfahren untersucht wird. Ziel unserer Studie ist der Vergleich zwischen laborhergestellten und CAD/CAM-gefrästen Schablonen. Beide Arten wurden auf der Basis derselben 3D-Planung produziert, weswegen als Null-Hypothese angenommen wurde, dass es keinen Unterschied zwischen beiden Systemen gibt.

Material und Methode

Untersucht wurden 14 Patientenfälle. Jeder dieser Patienten wurde in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Köln mit einem Einzelzahnimplantat versorgt.

Bohrschablonen

Dafür wurden Alginatabformungen genommen und Gipsmodelle (GC Fujirock; Leuven, Belgien) hergestellt. Darauf wurde eine Tiefziehschiene (1,5 mm; Erkodent, Deutschland) mit radioopaken Ersatzzähnen (Ivoclar, Liechtenstein) angefertigt. Diese wurde am Patienten auf ihren schaukel-freien Sitz hin kontrolliert. Anschließend trug der Patient diese Schiene bei einer DVT-Aufnahme (Galileos, Sirona). Daraufhin wurde das Gipsmodell digitalisiert und mit der 3D-Röntgenaufnahme gematcht. Auf dieser Grundlage wurden Implantatposition und -geometrie virtuell in einer spe-

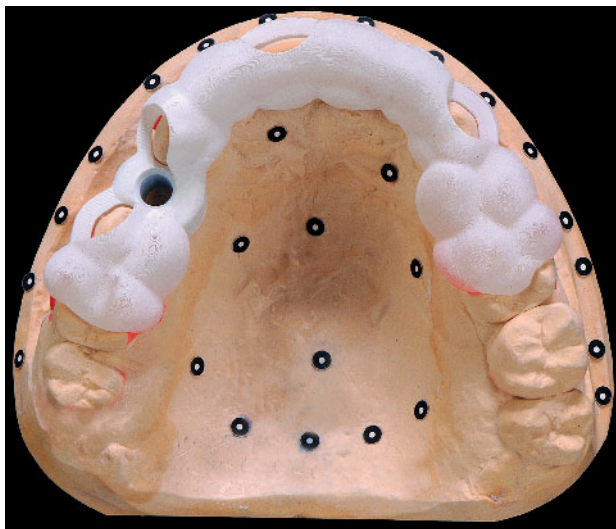


Abbildung 1 CAD/CAM-gedruckte Bohrschablone (PS) auf dem Gipsmodell

Figure 1 CAD/CAM-printed surgical template fixed with resin on plaster model

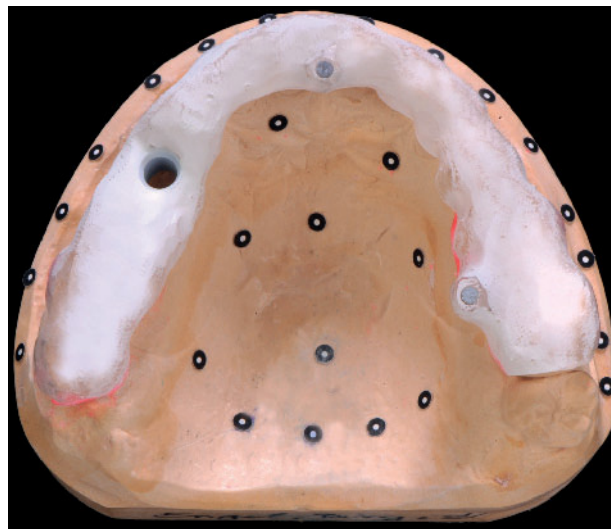


Abbildung 2 Tiefgezogene, im Labor hergestellte Bohrschablone (LS) auf dem Gipsmodell

Figure 2 Thermo-formed laboratory surgical template fixed with resin on plaster model

ziellen Software (CoDiagnostiX; Dentalwings, Chemnitz) geplant. Ein und dieselbe Planung wurde anschließend in 2 Bohrschablonen überführt. Die erste wurde konventionell von einem erfahrenen Zahntechniker hergestellt. Dazu wurden die Koordinaten des Implantats mithilfe eines speziellen Geräts (goniX; Straumann, Basel, Schweiz) auf die Tiefziehschiene übertragen (Rainer Moell GmbH, Moores). Die zweite Bohrschablone wurde mithilfe eines 3D-Druckers generiert. Dazu wurde der dreidimensionale Datensatz an ein Dentallabor gesendet (Innovation Meditech GmbH, Unna). 13 Schablonen konnten in die Studie eingeschlossen werden. Bei einer einzelnen CAD/CAM-Schablone hatte sich die Metallhülse von der Schablone abgelöst. Dieser Fall wurde von der Studie ausgeschlossen.

Optische Messung

Dafür wurden die Bohrschablonen mit TiO₂ dünn besprüht (Rutile Titanium White; GOM mbH, Braunschweig) und jeweils einzeln mit Klebewachs auf dem Gipsmodell fixiert. Außerdem wurden spezielle, selbstklebende Referenzpunkte (GOM mbH, Braunschweig) zur genaueren optischen Erfassung auf das Gipsmodell aufgebracht (Abb. 1, 2). Die Klebewachsreste wurden vor dem Aufsetzen einer neuen Schablone sorgfältig

entfernt. Darauf folgte jeweils die Digitalisierung der Bohrschablonen auf dem Gipsmodell mithilfe eines industriellen Weißlichtscanners (ATOS; GOM mbH, Braunschweig) mit einem Messvolumen von 90 mm × 72 mm × 50 mm. Dabei dienten die aufgeklebten Referenzpunkte zur Orientierung im dreidimensionalen Raum.

Datenanalyse

Die originären Planungsdaten wurden unserer Arbeitsgruppe von CoDiagnostiX zur Verwendung in dieser Studie freundlicherweise als STL-Files zur Verfügung gestellt. Dabei handelte es sich um die Datensätze der geplanten Schablonen und der entsprechenden Gipsmodelle, die jeweils in einem Koordinatensystem ausgerichtet waren. Diese Datensätze wurden als Referenz (Soll-Modell) verwendet. Die virtuellen Modelle der laborgefertigten und der gedruckten Schablonen dienten als Ist-Modelle. Ein Koordinatensystem wurde an der Hülse des Referenzmodells so ausgerichtet, dass die x-Achse in vestibulo-oraler Richtung, die y-Achse in mesio-distaler und die z-Achse in cranio-kaudaler Richtung verläuft. Anschließend wurden beide Scans über die Basis der Gipsmodelle gemacht. Mithilfe der Software konnte die Innengeometrie der Implantathülsen als virtueller Zylinder selektiert werden, dessen Höhe auf die Dimensionen

der Hülse begrenzt war. Als Nächstes wurde eine Ebene in Höhe des Tiefenstopps auf den Zylinder projiziert und damit ein Kreis erzeugt. Die Auswertungsgeometrien wurden auf beiden Modellen erstellt. Abschließend erfolgte mittels Software die Berechnung der Abweichungen der Kreismittelpunkte zwischen Soll-Modell (coDiagnostiX-Planung) und zugehörigem Ist-Modell (laborgefertigte oder gedruckte Schablonen) in x-, y- und z-Achse sowie über die Euklidische Distanz dXYZ. Das Vorgehen zur Datenanalyse ist in Abbildung 3 graphisch aufgearbeitet.

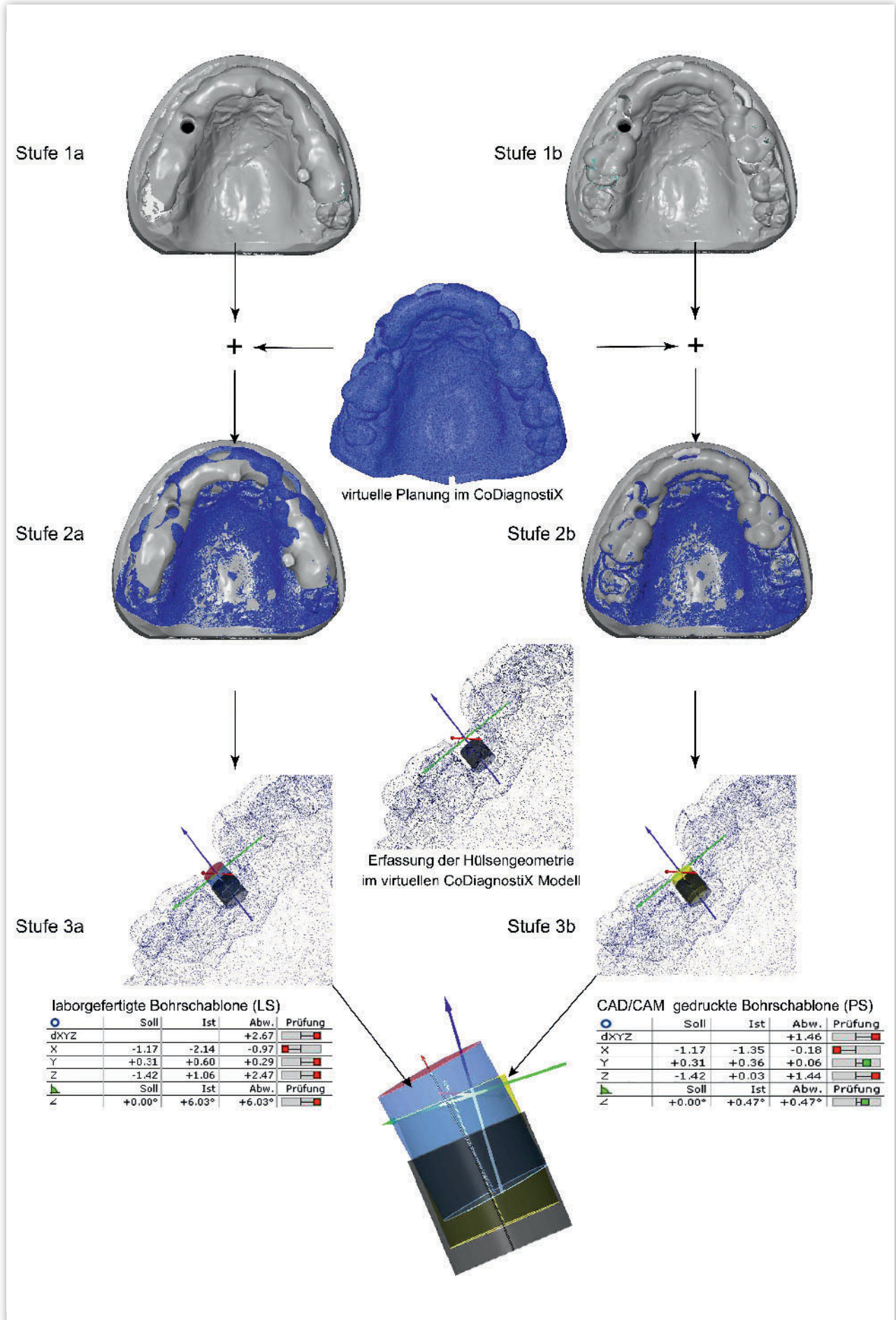
Formel zur Berechnung von dXYZ:

$$d_{xyz} = \sqrt{(x_{ref} - x_{ist})^2 + (y_{ref} - y_{ist})^2 + (z_{ref} - z_{ist})^2}$$

Zusätzlich wurde der Winkel zwischen den beiden Kreisen bestimmt (Abb. 3).

Statistik

Für den Vergleich beider Herstellungsverfahren diente die Software package R V2.13.1 [6]. Dabei wurden die Abweichungen der einzelnen Schablonen von der coDiagnostiX-Planung in den verschiedenen Achsen gemittelt. Ein Mann-Whitney-U-Test wurde jeweils für die x-, y-, z- und dXYZ-Achse und den Winkel der beiden Gruppen durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde unter Verwendung der Benjamini-



Hochberg-Korrektur mit $p = 0,02$ festgelegt.

Ergebnisse

Die Auswertung zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Schablonen in der x- und y-Achse. Die mittlere Abweichung der x-Achse lag bei $-0,16$ mm (LS) und $-0,08$ mm (PS). In der y-Achse ergaben sich Werte von $0,01$ mm für LS und $-0,05$ mm für PS. Die höchste gemessene Abweichung lag mit $5,78$ mm in der z-Achse einer laborgefertigten Schablone (LS). In der z- und dXYZ-Achse zeigt die gedruckte Schablone (PS) tendenziell eine geringere Abweichung als die laborhergestellte Schablone (LS) (vgl. Abb. 4 und Tab. 1). Keine signifikanten Unterschiede wurden für den Divergenzwinkel zwischen den Hülsengeometrien der beiden Schablonen und der Originalplanung festgestellt.

Diskussion

Der Einsatz computergestützter Verfahren ist in der Chirurgie nicht mehr wegzudenken. In der Implantologie ist mithilfe der virtuellen Planung heute der Weg bis zur Sofortversorgung von Implantaten beschrieben. Diese Planung

basiert zum einen auf dreidimensionaler Bildgebung der knöchernen Gegebenheiten und zum anderen auf der oralen Situation, erfasst mithilfe einer Abformung (konventionell oder digital). Für das Überführen der am Computer geplanten Implantatposition in die klinische Situation spielt die Führungsschablone die zentrale Rolle [10]. Die klinische Exaktheit dieses Verfahrens wurde bereits durch mehrere Studien evaluiert und belegt. Dafür wurde die Abweichung zwischen vorher festgelegter und tatsächlicher Implantatposition vermessen, die sich aus der Summe aller möglichen Fehler ergibt [7]. Valente et al. zeigen diese Fehler im Einzelnen auf: Fehler bei der Bildgebung, Fehler bei der Herstellung der Schablone, Fehler bei der Positionierung und Bewegungen der Schablone, Fehler durch unterschiedliche Durchmesser von Hülse und Bohrer, patientenbedingte Limitationen (z.B. Mundöffnung und Länge der Bohrer) sowie menschliche Fehler [18]. Die mögliche Fehlerquelle, die allein durch die Herstellungsmethode der Führungsschablone zustande kommt, wurde unserer Kenntnis nach bisher noch in keiner Studie betrachtet. Die vorliegende Arbeit vergleicht anhand von 13 Patientenfällen 2 Herstellungsmethoden für zahngetragene Führungsschablonen, die sich in mehreren Studien als die

Schablonenart mit der größten Stabilität und den geringsten Abweichungen erwiesen hat [11, 16].

Es wurden beide Führungsschablonen nacheinander auf demselben Gipsmodell, das auch Grundlage der Planung war, optisch erfasst und digitalisiert. Anschließend konnte jede virtuelle Schablone anhand der identischen Gipsbasen eindeutig mit der virtuellen coDiagnostiX-Planung überlagert werden. Die Reproduzierbarkeit dieser Untersuchungsmethode wurde bereits in früheren Studien übergeprüft und ist somit als etabliert zu bezeichnen [12].

Aus den Boxplots (Abb. 4) ist insbesondere in z- und dXYZ-Achse, sowie für den Winkel zwischen den Hülsengeometrien eine geringere Abweichung bei den CAD/CAM-gedruckten Schablonen im Vergleich zu den konventionell hergestellten ersichtlich. Keine dieser Abweichungen war jedoch signifikant ($p > 0,02$), was auf die geringe Fallzahl zurückzuführen sein könnte. Eine größere Folgestudie zur Validierung der Testergebnisse ist in diesem Zusammenhang notwendig. Die größte Abweichung konnte in der z-Achse (Vertikale) beobachtet werden. Hier erzeugen beide Methoden größere Diskrepanzen in der positiven Richtung (im Oberkiefer kaudal, im Unterkiefer kranial). Dies könnte durch das manuelle Positionieren und Verkleben der Hülsen bedingt sein. Bei

Abbildung 3 Stufen der Evaluation der dreidimensionalen Diskrepanz zwischen laborgefertigter bzw. CAD/CAM-gedruckter Führungsschablone und der originären coDiagnostiX-Planung.

Stufe 1 Digitalisierung beider Schablonen auf dem Gipsmodell

- a. Virtuelles Modell der digitalisierten laborgefertigten Schablone
- b. Virtuelles Modell der digitalisierten CAD/CAM-gedruckten Schablone

Stufe 2 Überlagerung beider Schablonen (Ist-Modell) mit der CoDiagnostiX-Planung (Soll-Modell)

- a. Überlagerung von laborgefertigter Schablone mit der CoDiagnostiX-Planung
- b. Überlagerung von CAD/CAM-gedruckter Schablone und CoDiagnostiX-Planung

Stufe 3 Berechnung der Abweichung zwischen der in CoDiagnostiX geplanten Hülsengeometrie im Vergleich zur jeweiligen Schablone

- a. Abweichung der Hülsen der im Labor gefertigten Schablone (rot-blau) im Vergleich zur CoDiagnostiX-Planung (schwarz)
- b. Abweichung der Hülsen der CAD/CAM-gedruckten Schablone (gelb) im Vergleich zur CoDiagnostiX-Planung

Figure 3 Stages of virtual three dimensional evaluation discrepancy of laboratory or CAD/CAM-printed surgical guide templates from CoDiagnostiX Planning

Stage 1 Virtual model of digitized templates on gypsum model

- a. Laboratory surgical guide template
- b. CAD/CAM Printed surgical guide template

Stage 2 Superimposition of virtual CoDiagnostiX planning (nominal model) on

- a. Digital model laboratory surgical guide template (actual model).
- b. Digital model CAD/CAM-printed surgical guide template (actual model).

Stage 3 Evaluation of discrepancy between geometry of virtual CoDiagnostiX planning sleeve and geometry of each surgical template sleeve in (x, y, z, xyz) and angle.

- a. Discrepancy of virtual CoDiagnostiX planning sleeve (black) from laboratory surgical guide template sleeve (blue)
- b. Discrepancy of virtual CoDiagnostiX planning sleeve (black) from CAD/CAM-printed surgical guide template sleeve (yellow)

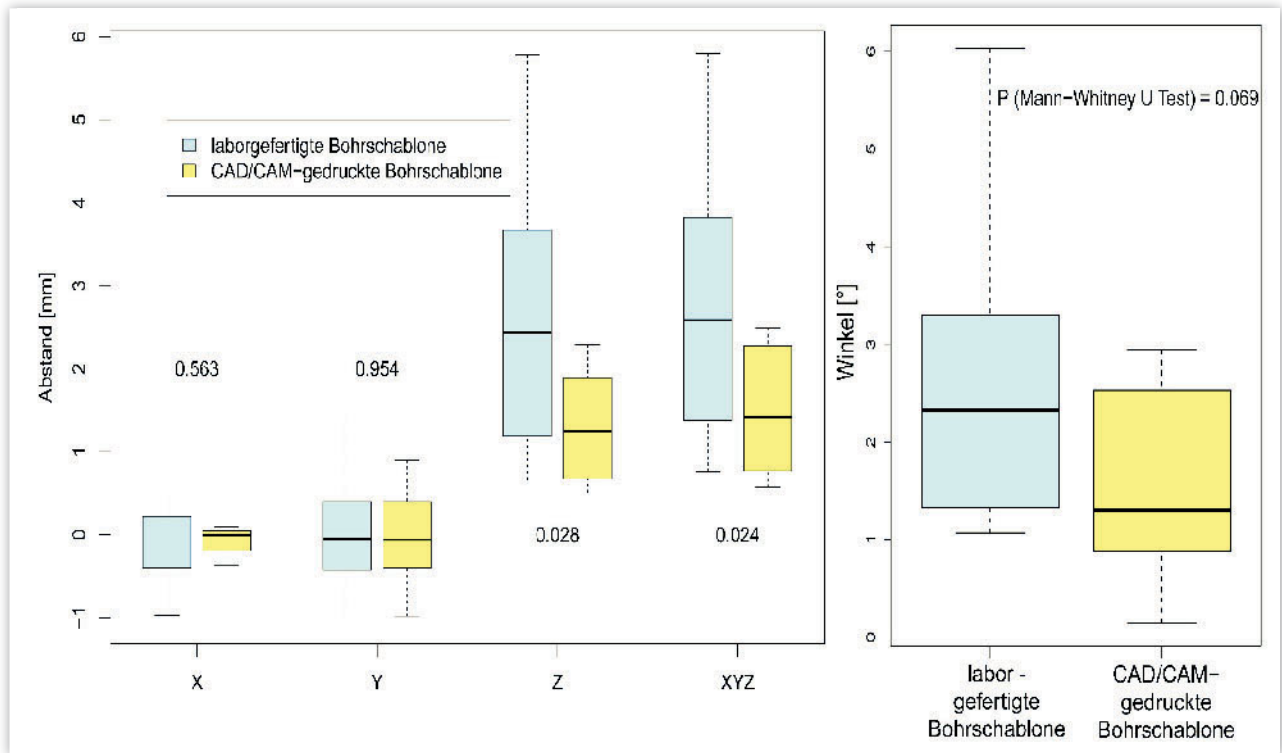


Abbildung 4 Boxplots mit Darstellung der Diskrepanz zwischen laborgefertigten bzw. CAD/CAM-gedruckten Bohrschablonen und der CoDiagnostiX-Planung in den Achsen x, y, z und dXYZ in mm und der Winkel zwischen den Hülsengeometrien in Grad

Figure 4 Boxplots of deviations in X, Y, and Z axes, dXYZ, and angle between virtual CoDiagnostiX planning and laboratory or CAD/CAM-printed templates in 13 patient cases

beiden Herstellungsverfahren können weitere Fehler auftreten. Zum einen handelt es sich dabei um menschliche Fehler beim Übertragen der Koordinaten mit der Transferhilfe auf die Schablonen. Zum anderen könnten materialbedingte Fehler, z.B. Dimensionsänderungen des Kunststoffes beim Fertigungsprozess der CAD/CAM-Schablone, diese

Abweichungen hervorrufen. Dazu besteht weiterer Forschungsbedarf. Weiterhin wurden in den Achsen x und y geringere mittlere Abweichungen beobachtet, was dem Vorkommen positiver und negativer Abweichungen geschuldet war, die sich teilweise aufhoben. Trotzdem waren die absoluten Abweichungen in beiden Achsen geringer als

in der z-Achse. Bezüglich der Winkelabweichungen konnten keine signifikanten Unterschiede beobachtet werden. Die Ergebnisse beider Herstellungsverfahren für Führungsschablonen sind mit den Ergebnissen anderer Studien vergleichbar. Einzig die Vermessungen der vertikalen Positionierung der Führungshülsen geben den Hinweis, dass bei beiden Schablonenarten und insbesondere bei laborgefertigten Schablonen wegen der zusätzlichen Verklebung der Hülsen vermehrt positive Distanzen zustande kommen, die klinisch einen höheren Tiefenanschlag verursachen würden.

Schlussfolgerungen

Die Implantatbetaufbereitung und Implantatinsertion mithilfe einer Führungsschablone ist trotz nachweisbarer Abweichungen von der Originalplanung eine verlässliche Methode. Dabei muss auf einzelne Herstellungsschritte geachtet werden (insbesondere auf die Verklebung von Führungshülsen). Im Rahmen der Limitation dieser Studie

	Min		Max		Mean		SD	
	LS	PS	LS	PS	LS	PS	LS	PS
x-Achse (mm)	-0,97	-0,77	0,55	0,43	-0,16	-0,08	0,49	0,29
y-Achse (mm)	-1,04	0,98	1,46	0,90	0,01	-0,05	0,70	0,61
z-Achse (mm)	0,66	0,51	5,78	2,29	2,59	1,30	1,61	0,66
xyz (mm)	0,76	0,57	5,80	2,49	2,76	1,48	1,58	0,73
Winkel (°)	1,07	0,15	6,03	2,49	2,62	1,58	1,53	0,97

Tabelle 1 Mittelwerte, minimale und maximale Abweichungen und Standardabweichung in den verschiedenen Achsen sowie der Winkel zwischen laborgefertigten (LS) und CAD/CAM-gedruckten (PS) Führungsschablonen von der CoDiagnostiX-Planung

Table 1 Min, max and mean discrepancy of virtual CoDiagnostiX planning from laboratory or CAD/CAM-printed surgical templates in various axes and angle

können folgende Aussagen getroffen werden:

1. Beide Herstellungsmethoden sind mit Abweichungen verbunden.
2. CAD/CAM-gedruckte Schablonen zeigen tendenziell geringere Abweichungen als laborgefertigte.

3. Die größte Abweichung lag bei beiden Schablonenarten in vertikal-positiver Richtung, möglicherweise bedingt durch das nachträgliche Verkleben der Führungshülsen.

Interessenkonflikte: keine angegeben

Korrespondenzadresse

Dr. Ragai Edward Matta
Universitätsklinikum Erlangen
Zahnärztliche Prothetik
Glückstraße 11
91054 Erlangen, Germany
Tel: +49 9131 85 35806
ragai.matta@uk-erlangen.de

Literatur

1. Bashutski JD, Wang H-L, Rudek I, Moreno I, Koticha T, Oh T-J: Effect of flapless surgery on single-tooth implants in the esthetic zone: a randomized clinical trial. *J Periodontol* 2013; 84: 1747–1754
2. Basten CH: The use of radiopaque templates for predictable implant placement. *Quintessence Int* 1995; 26: 609–612
3. Bornstein MM, Al-Nawas B, Kuchler U, Tahmaseb A: Consensus statements and recommended clinical procedures regarding contemporary surgical and radiographic techniques in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29 Suppl: 78–82
4. Cassetta M, Stefanelli LV, Giansanti M, Calasso S: Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical template. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 655–663
5. Cornelini R, Cangini F, Covani U, Wilson TG: Immediate restoration of implants placed into fresh extraction sockets for single-tooth replacement: a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; 25: 439–447
6. Development Core Team R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL <http://www.r-project.org/>. 2013, R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria
7. D'Haese J, van de Velde T, Komiyama A, de Bruyn H: Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14: 321–335
8. Di Giacomo GAP, Cury PR, Soares de Araujo N, Sendyk WR, Sendyk CL: Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol* 2005; 76: 503–507
9. Dreiseidler T, Neugebauer J, Ritter L et al.: Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 1191–1199
10. Dreiseidler T, Tandon D, Ritter L et al.: Accuracy of a newly developed open-source system for dental implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 128–137
11. Eggers G, Patellis E, Muhling J: Accuracy of template-based dental implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 447–454
12. Matta RE et al.: The impact of the fabrication method on the three-dimensional accuracy of an implant surgery template. *J Craniomaxillofac Surg* 2017
13. Nickenig HJ, Eitner S: An alternative method to match planned and achieved positions of implants, after virtual planning using cone-beam CT data and surgical guide templates – a method reducing patient radiation exposure (part I). *J Craniomaxillofac Surg* 2010; 38: 436–440
14. Nickenig HJ, Eitner S: Reliability of implant placement after virtual planning of implant positions using cone beam CT data and surgical (guide) templates. *J Craniomaxillofac Surg* 2007; 35: 207–211
15. Nickenig HJ, Wichmann M, Hamel J, Schlegel KA, Eitner S: Evaluation of the difference in accuracy between implant placement by virtual planning data and surgical guide templates versus the conventional free-hand method – a combined in vivo – in vitro technique using cone-beam CT (Part II). *J Craniomaxillofac Surg* 2010; 38: 488–493
16. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF: Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67: 394–401
17. Pettersson A, Kero T, Gillot L et al: Accuracy of CAD/CAM-guided surgical template implant surgery on human cadavers: Part I. *J Prosthet Dent* 2010; 103: 334–342
18. Valente F, Schirolli G, Sbrenna A: Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 234–242
19. Voulgarakis A, Strub JR, Att W: Outcomes of implants placed with three different flapless surgical procedures: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2014; 43: 476–486
20. Weinberg LA, Kruger B: Three-dimensional guidance system for implant insertion: Part I. *Implant Dent* 1998; 7: 81–93