

## Präzision eines computergestützten operativen Implantationsverfahrens



Michele Cassetta, DDS, PhD<sup>1</sup>  
 Luigi V. Stefanelli, DEng<sup>2</sup>  
 Matteo Giansanti, DDS<sup>3</sup>  
 Alfonso Di Mambro, DDS<sup>3</sup>  
 Sabrina Calasso, DDS<sup>3</sup>

*In der vorliegenden, retrospektiven In-vivo-Studie wurde die Präzision einer computergenerierten stereolithografisch hergestellten Operationsschablone untersucht. Bei 10 Patienten wurden insgesamt 111 Implantate gesetzt. Mit einer speziellen Software wurden die hierfür prä- und postoperativ angefertigten Computertomografien verglichen. Ermittelt wurden der allgemeine Unterschied sowie Winkel-, Tiefen- und laterale Abweichungen der Implantate in vivo gegenüber der ursprünglichen Behandlungsplanung. Die mittlere allgemeine Abweichung zwischen den geplanten und den gesetzten Implantaten betrug koronal 1,52 mm (Bereich: 0,13 bis 3,00 mm) und apikal 1,97 mm (Bereich: 0,34 bis 4,23 mm), während die mittlere Winkelabweichung 4,68 Grad (Bereich: 0,10 bis 15,25 Grad) betrug. Es zeigte sich, dass eine akzeptable mittlere Präzision erreicht wurde, jedoch mit relativ hohen Maximalabweichungen zwischen der postoperativen und der präoperativ vorgesehenen Position. Dies sollte der Arzt mit einbeziehen, wenn er plant, Implantate in der Nähe vitaler Strukturen zu setzen. (Int J Par Rest Zahnheilkd 2013;33:293–301.)*

<sup>1</sup> Wissenschaftler, Department of Oral Sciences, School of Dentistry, „Sapienza“ University of Rome, Rom, Italien.

<sup>2</sup> Doktor der Bauwissenschaften und Stabshauptmann der Pioniere, Italienische Streitkräfte, Rom, Italien.

<sup>3</sup> Facharzt für zahnärztliche Prothetik, Department of Oral Sciences, School of Dentistry, „Sapienza“ University of Rome, Rom, Italien.

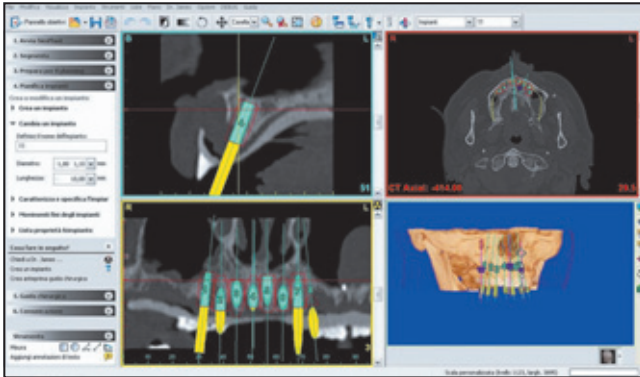
Korespondenz an: Dr. Michele Cassetta, V. le Cesare Pavese, 85, 00144, Rom, Italien. Fax: +39 06 5016612. E-Mail: michele.cassetta@uniroma1.it

Dieser Artikel wurde auf dem 5. Jahrestreffen der Computer Aided Implantology Academy vom 20. bis 21. November 2010 an der New York University Dental School, New York, New York, USA, vorgestellt.

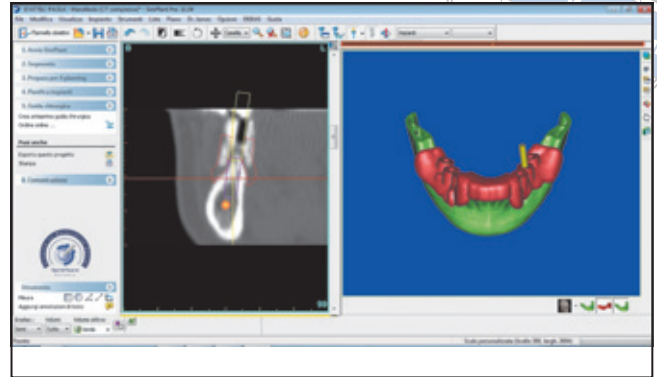
©2013 by Quintessence Publishing Co Inc.

Mithilfe der Computertomografie (CT) und von CAD/CAM-erzeugten (Computer-aided design/Computer-assisted manufacture) Operationsschablonen wurden die Möglichkeiten für eine präoperative Behandlungsplanung und präzise Implantation erweitert. Vor Kurzem wurden mehrere Artikel zur Präzision der computerassistierten Implantologie (CAI) veröffentlicht<sup>1-4</sup>. Unter den In-vivo-Studien zur Verwendung stereolithografisch hergestellter Operationsschablonen gibt es jedoch nur wenige, in denen die Präzision dieses Verfahrens wissenschaftlich objektiv geprüft wurde<sup>4</sup>. Alle veröffentlichten Daten belegen eine deutliche Abweichung zwischen den virtuell geplanten und den tatsächlich gesetzten Implantaten. In einem Literatur-Review von D'Haese et al.<sup>4</sup> betrug die mittlere koronale Abweichung 10,04 mm (Bereich: 0,20 bis 1,45 mm), die mittlere apikale Abweichung 1,64 mm (Bereich: 0,95 bis 2,99 mm) und die mittlere Winkelabweichung 3,54 Grad (Bereich: 0,17 bis 7,90 Grad). Mittlerweile wurden neue Systeme in die klinische Praxis eingeführt, die möglicherweise präziser als die früheren Versionen sind, allerdings sind in der zahnmedizinischen Literatur derzeit dazu keine Daten verfügbar.

Im Gegensatz zu den ersten stereolithografischen Operationsschablonen aus Metallröhren mit zunehmen-



**Abb. 1** Virtuelle Operation auf dem Bildschirm. Zu sehen sind die Querschnittrekonstruktionen der Knochenanatomie und der Restauration.



**Abb. 2** CAD-Umgebung. Das Querschnittsbild zeigt das Design der Restauration und die anatomischen Strukturen, das dreidimensionale Bild die geplante Operationsschablone.

dem Durchmesser (z. B. SurgiGuides, Materialise), die nur zur Präparation des Implantatbetts verwendet wurden<sup>5</sup>, steht inzwischen eine Schablone zur Verfügung, die sowohl für die Präparation des Osteotomiebereichs als auch die Implantation eingesetzt wird (z. B. System, Materialise). Der vollständig computergeführte Ansatz kann vermutlich die Abweichungen zwischen virtuell geplanten und tatsächlich gesetzten Implantaten minimieren, da er Positionierungsfehler seitens des Operateurs beim Verwenden von mehr als einer Schablone oder beim manuellen Setzen der Implantate reduziert<sup>6</sup>. In der vorliegenden Studie wurde die Präzision dieser neuen stereolithografisch hergestellten Operationsschablone (External Hex Safe, Materialise) untersucht<sup>7</sup>.

## Material und Methode

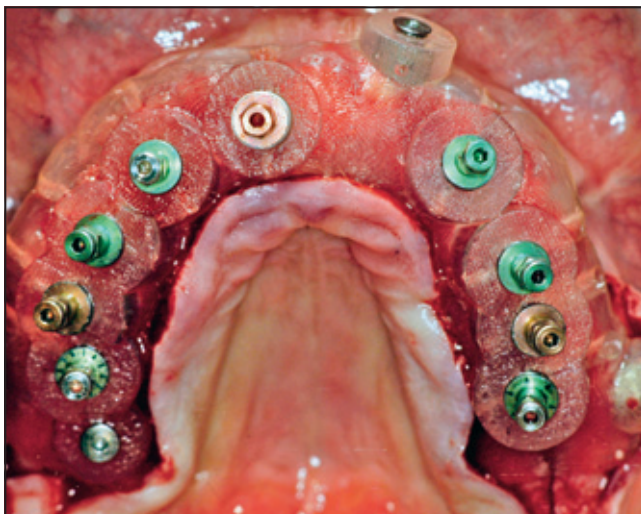
An der Abteilung für orale Wissenschaften an der Sapienza-Universität in Rom, Italien, wurden 10 teilbezahnte (Kennedy-Klasse I) oder unbezahnte Patienten ausgewählt, die eine implantatgetragene Restauration erhalten sollten. Die Patienten (sieben Männer, drei Frauen) waren durchschnittlich 54 Jahre alt. Die Eingriffe wurden alle von demselben

Behandler vorgenommen, der auch die virtuelle Operationsplanung mittels SimPlant Software (Materialise) durchgeführt hatte und ein Experte in dentaler Implantologie und computerassistierter Implantologie war. Das klinische Studienprotokoll umfasste eine Behandlungssequenz aus folgenden Schritten:

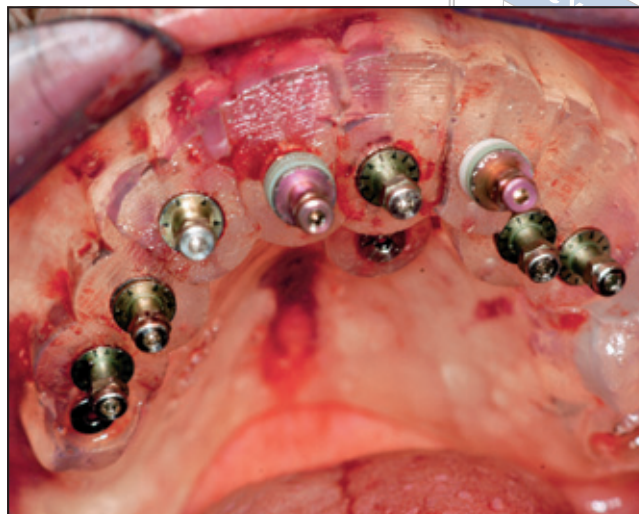
1. Erstellung einer röntgendichten diagnostischen Schablone, der „Scanno-Schablone“, einer exakten Nachbildung der herausnehmbaren provisorischen Voll- oder Teilrestauration. Diese wurde zunächst vom Patienten begutachtet und akzeptiert und unter Berücksichtigung seiner ästhetischen und funktionellen Bedürfnisse geplant<sup>5</sup>.
2. Spiral-CT des Kiefers unter Verwendung der Scanno-Schablone, um die anatomischen mit den funktionellen und ästhetischen Daten in Übereinstimmung zu bringen.
3. Operationsplanung anhand der digitalen dreidimensionalen (3D) CT. Das SimPlant-Computerprogramm verwendet die originalen CT-Daten im DICOM-Format und erzeugt daraus axiale, dreidimensionale, Panorama- und Querschnittsbilder, die jeweils gleichzeitig in vier interaktiven

Fenstern auf dem Monitor angezeigt werden. Mit der Software werden die Implantate virtuell gemäß der Knochenanatomie und dem Restorationsdesign gesetzt (Abb. 1).

4. Entwurf der stereolithografisch hergestellten Operationsschablone. Die Bohrschablone wird vom Operateur in der CAD-Umgebung gemäß der prothetischen und anatomischen Gegebenheiten des Patienten erstellt (Abb. 2).
5. Stereolithografische Herstellung der Operationsschablone (External Hex Safe), die den digitalen Plan auf das Operationsfeld überträgt. Das SAFE-System ist ein vollständig computergeführtes Implantatsystem, das eine Kontrolle der Implantatbettpräparation und der Implantation in drei Ebenen erlaubt. Die Operationsschablonen wurden nach der tragenden anatomischen Struktur (Knochen, Zahnfleisch oder Zähne) eingeteilt. Bei diesem System wird dieselbe Schablone für die Osteotomie des Implantatbetts und die Implantation verwendet. Außerdem werden spezielle Hülsen (innere Röhren) oder ähnliche Komponenten, die eng in die Zylinder greifen, in die



**Abb. 3** Implantation mithilfe einer knochengetragenen SAFE-Schablone, die mit Mikroschrauben fixiert wurde.



**Abb. 4** Implantation mithilfe einer zahnfleischgetragenen SAFE-Schablone ohne Lappenabhebung.

**Abb. 5** Zahngetragene Freund-SAFE-Schablone im Unterkiefer mit speziellen, in den Kunststoff eingebetteten Hülsen für das Mukotom, die Handinstrumente und den Implantathalter.



Kunststoffschablone eingebettet. Sie dienen als Ansatzpunkte für die Handstücke.

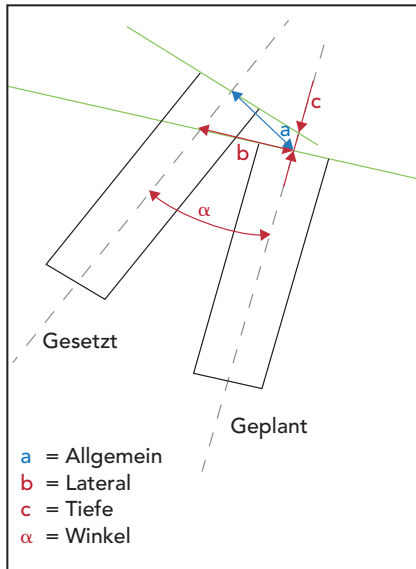
Die verwendeten, zahngetragenen SAFE-SurgiGuides waren Freundschablonen, die mithilfe der natürlichen Zähne positioniert und stabilisiert wurden. Für das Einsetzen der knochengetragenen Schablonen war eine Lappenabhebung erforderlich (Abb. 3), nicht jedoch für zahnfleisch- (Abb. 4) und zahngetragene Schablonen (Abb. 5), mit denen mithilfe eines

speziellen Mukotoms mit einem Außendurchmesser ein transmukosaler Zugang von 4 mm geschaffen wurde.

Insgesamt wurden mithilfe der stereolithografisch hergestellten Schablonen 111 zylindrische Implantate (Plan 1 Health) mit einem Außensechskant (Durchmesser: 3,75 bis 4 mm, Länge: 10 bis 18 mm) gesetzt. Mit dem SAFE-System konnten die Autoren die Mukotomie und Präparation des Implantatbetts kontrollieren. Als erster Bohrer wurde das Mukotom verwendet, um die Gingiva einzustan-

zen und zu entfernen. Die apikokoronale Osteotomie des Implantatbetts wurde mit speziellen Stopp-Bohrern angelegt, die nur in zwei Größen verwendet wurden: Pilotbohrer (Durchmesser: oben 2,8 mm, unten 2 mm) und Schlussbohrer (Durchmesser: oben 3 mm, unten 3,15 mm). Die Bohraufsätze wurden abhängig von den lokalen Gegebenheiten und dem spezifischen CT-Plan gewählt. Dabei kamen unterschiedlich lange Bohrer zum Einsatz (Bereich: 10 bis 25 mm). Eine Einsenkung erfolgte nicht.





**Abb. 6** Ausrichtung der geplanten im Vergleich zu den gesetzten Implantaten und ihre Abweichung.

**Tabelle 1** Tabelle der bei einem Patienten ermittelten Lateralwerte

Allgemein (mm)	Winkelabweichung (Grad)				Tiefe (mm)	Abweichung (mm)
	xy	yz	xz	Allgemein		
1,181535	6,98344	1,741867	2,203358	2,797515	1,180286	0,07926
0,837113	8,404329	4,917503	0,24889	4,849765	0,059973	0,837462
0,922841	18,32596	4,953205	2,512981	5,554505	0,693832	0,612352
1,576598	29,16283	3,645817	3,608359	5,10688	1,356106	0,813856
1,486196	2,987537	0,196305	0,48362	0,519926	1,158148	0,931467
2,117022	11,81709	0,335024	1,516328	1,541375	1,622786	1,360692
1,625013	9,032608	1,154313	1,474524	1,857558	1,390388	0,84252
1,157394	5,532405	2,713544	0,600673	2,779131	0,629115	0,971987
2,89025	9,893764	3,481805	1,364102	3,72302	2,863644	0,433203
0,991174	7,286602	5,262941	0,777471	5,161287	0,962143	0,253408

Die Implantation wurde mit speziellen Implantathaltern (Durchmesser: 4 mm. Länge: 4 bis 15 mm) durchgeführt, um den bukkolingualen und mesiodistalen Winkel und die apiko-koronale Tiefe einzuhalten, die vom computergenerierten 3D-Plan festgelegt worden war (Abb. 3 und 4). Derselbe Implantathalter wurde auch für die beiden Implantatplattformen verwendet. Durch den Kontakt mit der Oberfläche der inneren Hülse führte der Implantathalter die Implantation. Bei einigen Patienten wurden zur Stabilisierung der Schablone Schrauben verwendet (Abb. 3).

Bei allen Patienten wurden unmittelbar postoperativ CT-Aufnahmen angefertigt, die mit den präoperativen Bildern verglichen wurden. Die Abweichungen zwischen den geplanten (virtuellen) und gesetzten (aktuellen) Implantaten wurden ermittelt, indem mit einer objektiven Registrierung die entsprechenden prä- und postoperativen dreidimensionalen Bilder der Kiefer paarwei-

se aufgereiht wurden. Dabei wurde ein ICP-Algorithmus (iterative closest point) verwendet. Anschließend wurden die Koordinaten mit etablierten Verfahren auf die dreidimensionalen Nachbildungen der geplanten Implantate übertragen, sodass ein relativer Vergleich mit den postoperativen Implantatpositionen möglich war (Mimics Software, Materialise). An den geplanten und den gesetzten Implantaten wurden vier Parameter (allgemeine, Winkel-, Tiefen- und laterale Abweichung) gemessen und die Werte unter Zuhilfenahme der apikalen und koronalen Punkte berechnet (Abb. 6 und Tabelle 1).

### Statistische Auswertung

Die Daten wurden mit SPSS-15-Software (IBM) ausgewertet. Die quantitativen Daten wurden mit Häufigkeitsverteilung, Mittelwerten, Standardabweichungen und Medianen

beschrieben und die Präzisionsdaten in Box-plot-Diagrammen dargestellt. Die Korrelation der Abweichungsparameter wurde mit dem Pearson-Korrelationskoeffizient getestet und mit dem t-Test der Einfluss operativer Variablen überprüft. Folgende Einflussvariablen wurden als nominale Faktoren eingestuft: Abstützung der Operationsschablone (Zähne, Zahnfleisch, Knochen), Kiefer (Oberkiefer, Unterkiefer), Art der Zahnlosigkeit (vollständig, partiell), Operationsverfahren (mit/ohne Lappen, mit/ohne Stabilisierungsschrauben) und Knochendichte gemäß der Mischklassifikation<sup>8</sup>. Als signifikant galt ein  $P \leq 0,05$ .

Die intraindividuellen Abweichungen und die Lernkurve des Operateurs wurden mit Streudiagrammen ermittelt. Für die Abweichungswerte erfolgte eine Regression gegen die Zeit (Anzahl der durchgeführten computerassistierten Operationen). Auch hier galt ein  $P \leq 0,05$  als signifikant.

## Ergebnisse

An der Studie nahmen 10 erwachsene Patienten teil. Da bei sechs von ihnen beide Kiefer behandelt werden mussten, wurden insgesamt 16 Eingriffe mit der computergestützten Implantation durchgeführt. Dabei wurden insgesamt 111 Implantate geplant und gesetzt. Eine Übersicht über die Eingriffe liefert Tabelle 2.

Insgesamt konnten mittels Bildregistrierung 111 Implantate verglichen werden. In dieser Studie wurden zwar die allgemeinen Abweichungen sowie die Abweichung von Winkel, Tiefe und lateraler Ausrichtung ermittelt, von denen aber nur die allgemeinen (koronale und apikale) und Winkelabweichungen statistisch ausgewertet wurden (Tabelle 3). Die mittleren koronalen Abweichungen der Implantate, die mit zahnfleisch-, knochen- sowie zahngetragenen Schablonen gesetzt wurden, betragen 1,63 mm (Bereich: 0,13 bis 30,00 mm), 1,18 mm (Bereich: 0,31 bis 2,43 mm) bzw. 1,10 mm (Bereich: 0,38 bis 1,79 mm) und die mittleren apikalen Abweichungen 2,10 mm (Bereich: 0,34 bis 4,23), 1,62 mm (Bereich: 0,44 bis 3,98 mm) bzw. 1,36 mm (Bereich: 0,57 bis 2,27 mm). Die mittlere laterale Abweichung betrug 1,26 mm (Bereich: 0,12 bis 2,61 mm), 10,03 mm (Bereich: 0,23 bis 2,33 mm) bzw. 0,89 mm (Bereich: 0,36 bis 1,32 mm), die mittlere Winkelabweichung 4,71 Grad (Bereich: 0,28 bis 15,25 Grad), 50,08 Grad (Bereich: 0,43 bis 14,94 Grad) bzw. 3,35 Grad (Bereich: 0,10 bis 6,86 Grad) und die mittlere Abweichung der Tiefe 0,82 mm (Bereich: 0,03 bis 2,29 mm), 0,46 mm (Bereich: 0,03 bis 1,51 mm) bzw. 0,60 mm (Bereich: 0,11 bis 1,40). Die allgemeine (koronale und apikale) und die Winkelabweichung waren für ein optimales klinisches Ergebnis ohne Komplikationen extrem wichtig. Außerdem korrelierte die apikale Abweichung eng mit dem Erhalt von anatomischen Strukturen und hing

Tabelle 2 Parameter der Behandlung		Anzahl der Operationen
Art der Zahnlosigkeit	Unbezahnt	12
	Teilbezahnt	4
Kiefer	Oberkiefer	8
	Unterkiefer	8
Operationsverfahren	Ohne Lappen	12
	Lappenoperation	4
	Mit Stabilisierungsschraube	8
	Ohne Stabilisierungsschraube	8
Abstützung der Operationsschablone	Zahnfleisch	11
	Knochen	4
	Zähne	1

sowohl vom Insertionspunkt des Implantats ab (koronale Abweichung) als auch von der Winkelabweichung. Die koronale Abweichung, die die apikale Abweichung beeinflusste, führte zu einem optimalen Emergenzprofil der Krone. Die mittlere allgemeine Abweichung zwischen den geplanten und den gesetzten Implantaten (ohne Berücksichtigung der Art der anatomischen Schablonenabstützung) betrug am koronalen Ende des Implantats  $1,52 \pm 0,62$  mm (Bereich: 0,13 bis 30,00 mm) und am apikalen  $1,97 \pm 0,86$  mm (Bereich: 0,34 bis 4,23 mm). Die mittlere Winkelabweichung lag bei  $4,68 \pm 2,98$  Grad (Bereich: 0,10 bis 15,25 Grad). Die ermittelten Abweichungen (allgemeine koronale und apikale sowie Winkelabweichung) sind in den Abbildungen 7 und 8 dargestellt.

Der Pearson-Korrelationskoeffizient belegte eine signifikante lineare Korrelation auf der Implantatebene zwischen der apikalen und der koronalen Abweichung ( $P = 0,000$ ) sowie

der apikalen und der Winkelabweichung ( $P = 0,000$ ). Im Gegensatz dazu korrelierte die Winkelabweichung nicht signifikant mit der koronalen Abweichung ( $P = 0,168$ ). Der t-Test der Einflussvariablen (Kiefer, Abstützung der Schablone, Art der Zahnlosigkeit, Knochendichte und Operationsverfahren) auf die Abweichungsparameter ergab für einige Variablen einen signifikanten Effekt auf die operative Präzision (Tabelle 3).

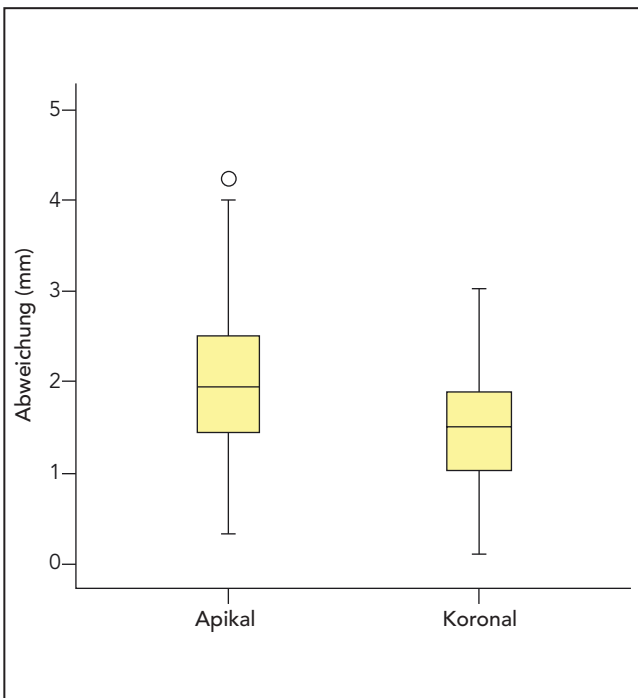
Der Paarvergleich zeigte für knochengetragene Schablonen eine höhere Präzision als für zahnfleischgetragene bezüglich der apikalen ( $P = 0,030$ ) und koronalen ( $P = 0,004$ ) Abweichung. Auch zahngetragene Schablonen waren bezüglich der apikalen ( $P = 0,013$ ) und koronalen ( $P = 0,014$ ) Abweichung präziser als zahnfleischgetragene Schablonen.

Durch die Verwendung von Stabilisierungsschrauben besserten sich zwar alle Parameter, statistisch signifikant war dieser Effekt jedoch nur für die Winkelabweichung ( $P = 0,006$ ).

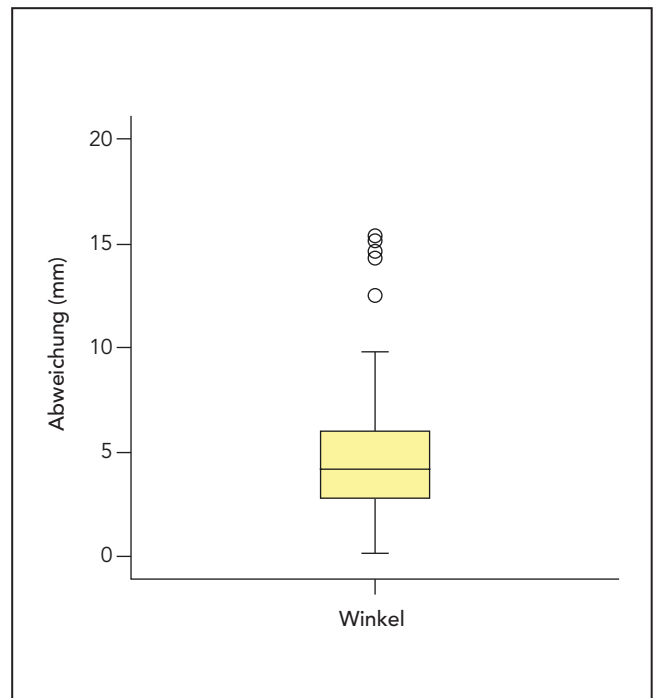
**Tabelle 3 Einfluss der Operationsvariablen auf die apikale, die Winkel- und die koronale Abweichung**

	Apikale Abweichung (mm)			Winkelabweichung (Grad)			Koronale Abweichung (mm)		
	Unterschied	SE	P	Unterschied	SE	P	Unterschied	SE	P
<b>Kiefer</b>									
Ober- vs Unterkiefer	0,04	0,16	0,80	-1,02	0,57	0,07	0,08	0,11	0,45
<b>Abstützung der Schablone</b>									
Knochen vs Zahnfleisch	-0,48	0,21	0,03 <sup>†</sup>	0,36	0,78	0,64	-0,44	0,15	0,00 <sup>†</sup>
Zähne vs Zahnfleisch	-0,74	0,29	0,01 <sup>†</sup>	-1,36	1,00	0,17	-0,52	0,20	0,01 <sup>†</sup>
Knochen vs Zähne	0,26	0,37	0,48	1,73	1,55	0,27	0,08	0,26	0,75
<b>Zahnlosigkeit</b>									
Unbezahnt vs teilbezahnt	0,33	0,22	0,14	-0,98	0,78	0,21	0,18	0,16	0,24
<b>Knochendichte</b>									
D3 bis D5 vs D1 bis D2*	-0,10	0,19	0,58	-1,52	0,64	0,02 <sup>†</sup>	0,17	0,13	0,20
<b>Operationsverfahren</b>									
Lappenlos vs mit Lappen	0,41	0,21	0,05 <sup>†</sup>	-0,48	0,76	0,53	-0,39	0,15	0,01 <sup>†</sup>
<b>Technik</b>									
Fixiert vs nicht fixiert	-0,15	0,16	0,34	-1,52	0,54	0,00 <sup>†</sup>	-0,06	0,11	0,58

SE = Standardfehler.  
\* Anhand einer Mischklassifikation<sup>8</sup>.  
† Statistisch signifikant.

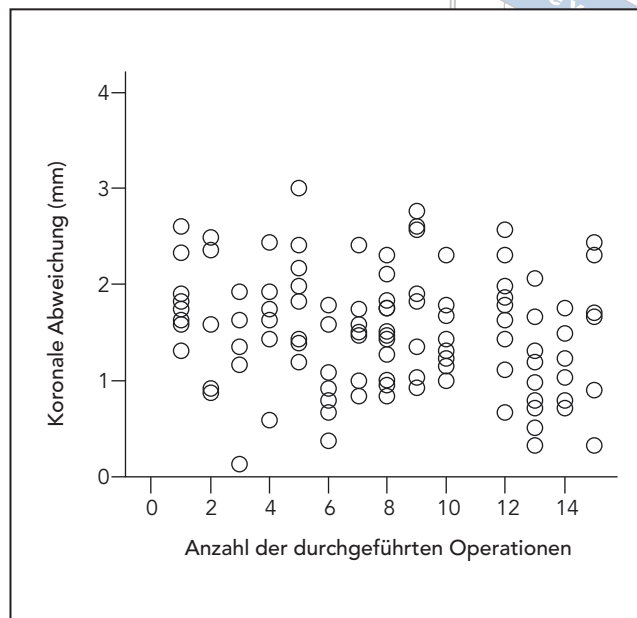


**Abb. 7** Box-plot-Diagramm der Mediane, Quartile und Extremwerte der linearen Abweichung. ° = Ausreißer.



**Abb. 8** Box-plot-Diagramm der Mediane, Quartile und Extremwerte der Winkelabweichung. ° = Ausreißer.

**Abb. 9** Streudiagramm der Lernkurve bezogen auf die koronale Abweichung.



Die Korrelation der apikalen, koronalen und Winkelabweichung mit der Zeit (Anzahl der computerassistierten Operationen, die der Behandler durchgeführt hatte) ergab bei der Auswertung der Intraoperatorvariabilität keine eindeutige Lernkurve (Abb. 9).

## Diskussion

Die Verwendung stereolithografisch hergestellter Schablonen beim Setzen dentaler Implantate soll die Kontrolle über das Verfahren verbessern und die Risiken von Implantationen verringern. Allerdings treten auch weiterhin sehr oft Abweichungen auf. Sofern die mittleren Abweichungen klinisch toleriert werden können, sollte eine Fehlerobergrenze festgelegt und ein minimaler Sicherheitsabstand zu vitalen Strukturen eingehalten werden.

Bislang wurden diese Abweichungen mit zwei Verfahren gemessen (analog und digital), was den Vergleich der Ergebnisse erschwert. Es gibt nur wenige klinische Studien, die sich mit der Präzision der computerassistierten Implantologie befassen<sup>2-4</sup>. Klinische Studien sind aussagekräftiger, weil In-vitro-<sup>9</sup> und Ex-vivo-Studien<sup>10</sup> keine begleitenden klinischen Faktoren berücksichtigen, die zur Bewegung der Schablone führen und den Operationszugang behindern sowie die Abweichung vergrößern<sup>3</sup>. Bei der klinischen Anwendung eines Verfahrens sollte immer seine maximale Abweichung (die oft in der Literatur nicht angegeben ist) berücksichtigt werden, da der versehentliche Kontakt des Implantatkörpers mit jeder kritischen anatomischen Struktur zu schweren Komplikationen führen kann<sup>11</sup>.

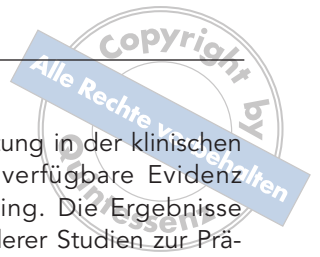
In einem aktuellen Literatur-Review zur Präzision von computergenerier-

ten stereolithografischen Operationschablonen wurden folgende Werte ermittelt: koronale Abweichung: 0,20 bis 1,45 mm (Mittelwert: 10,04 mm), apikale Abweichung: 0,95 bis 2,99 mm (Mittelwert: 1,64 mm), mittlere Winkelabweichung: 0,17 bis 7,90 Grad (Mittelwert: 3,54 Grad)<sup>4</sup>. Allerdings beziehen sich diese Werte auf Schablonen mit zunehmendem Hülsendurchmesser, mit denen auch keine geführte Implantation vorgenommen werden konnte.

Zur Präzision von SAFE-Operationsschablonen finden sich in der Literatur nur wenige Angaben. Einige Autoren haben partiell geführte, herausnehmbare Bohrschablonensysteme mit vollständig computergeführten Systemen verglichen, bei denen für die Osteotomie und Implantation nur eine Schablone verwendet wird<sup>7,12,13</sup>.

Arisan et al.<sup>3</sup> führten eine Studie durch, die die größte Ähnlichkeit zu der hier vorgestellten aufweist. Sie





ermittelten die linearen und Winkelabweichungen von 279 Implantaten, die entweder mit mehreren oder nur mit einer stereolithografischen SurgiGuide-Schablone gesetzt wurden. Betrachtete man nur die mit dem SAFE-System gesetzten Implantate, findet sich die stärkste mittlere Abweichung bei der Verwendung von knochengetragenen Schablonen (Winkelabweichung 4,73 Grad, Abweichung an der Implantatschulter: 1,56 mm und an der Implantatspitze: 1,86 mm). Bei den Implantaten, die mit zahngetragenen Schablonen gesetzt wurden, ergab sich eine mittlere Winkelabweichung von 3,39 Grad und eine mittlere lineare Abweichung von 0,81 mm an der Implantatschulter sowie von 10,01 mm an der Implantatspitze. Die lineare Abweichung dieser Implantate war statistisch signifikant. Die geringsten linearen Abweichungen (0,7 mm an der Implantatschulter und 0,76 mm an der Implantatspitze) und Winkelabweichungen (2,9 Grad) wurden bei zahnfleischgetragenen Schablonen ermittelt. Die mittlere lineare Abweichung an der Implantatspitze war bei allen Schablonen stärker als an der Implantatschulter. Im Gegensatz dazu betrug die mittlere Winkelabweichung zwischen den geplanten und den gesetzten Implantaten bei zahnfleischgetragenen Schablonen in der vorliegenden Studie 4,71 Grad (Bereich: 0,28 bis 15,25 Grad) und die mittlere lineare Abweichung am koronalen Ende des Implantats 1,63 mm (Bereich: 0,13 bis 3 mm) und am apikalen 2,10 mm (Bereich: 0,34 bis 4,23 mm) (siehe Tabelle 3).

Die Studie von Arisan et al.<sup>3</sup> kam zu besseren Ergebnissen als die vorliegende Untersuchung. Dies dürfte vor allem darauf beruhen, dass die zahnfleischgetragenen Schablonen über die Bohrlöcher der Schrauben einer zuvor geplanten Osteosynthese am Alveolarkamm befestigt wurden. In der hier vorgestellten Studie er-

mittelte der Paarvergleich eine bessere Präzision von knochen- als von zahnfleischgetragenen Schablonen bezüglich der apikalen ( $P = 0,030$ ) und koronalen ( $P = 0,004$ ) Abweichung. Auch die zahngetragenen Schablonen waren bezüglich der apikalen ( $P = 0,013$ ) und koronalen ( $P = 0,014$ ) Abweichung präziser als die zahnfleischgetragenen. Wie dieselben Autoren bereits andernorts beschrieben haben<sup>3</sup>, verringerten sich alle Abweichungen der gesetzten Implantate, wenn fixierte Schablonen verwendet wurden.

### Schlussfolgerungen

Die geführte Implantation mit computergenerierten stereolithografisch hergestellten Operationsschablonen ist bezogen auf die mittleren Präzisionsdaten ein zuverlässiges Verfahren. Unter Berücksichtigung der maximalen Abweichung erscheint dieses Verfahren jedoch alles andere als präzise. Die Ergebnisse dieser Studie sollten in jedem Fall mitbedacht werden, wenn Implantate in die Nähe vitaler Strukturen (z. B. von Nerven) gesetzt werden sollen.

Zu Abweichungen zwischen der geplanten und der tatsächlich erreichten Implantatposition kann es bei jedem Behandlungsschritt kommen. Ursache ist der kumulative Effekt aller Fehler in der computerasistierten Implantationskaskade, die während der CT, dem Transfer der Planungsdaten, der Herstellung der Operationsschablone, der Ausrichtung der Operationsschablone und der Implantation eintreten können. Um diese Probleme zu umgehen und das Behandlungsergebnis zu verbessern, müssen die in realen klinischen Situationen auftretenden Komplikationen zusammengetragen und untersucht werden.

Trotz der akzeptablen Ergebnisse der geführten Operation und ihrer

weiten Verbreitung in der klinischen Praxis ist die verfügbare Evidenz insgesamt gering. Die Ergebnisse dieser und anderer Studien zur Präzision dieses Verfahrens zeigen, dass weitere Untersuchungen erforderlich sind. Damit müssen das Verfahren und das System verfeinert werden. Zusätzlich ist es wichtig, einen minimalen Sicherheitsabstand von 2 mm zu wichtigen anatomischen Strukturen einzuhalten.

### Interessenerklärung

Die Autoren geben bezogen auf diese Studie keine Interessenkonflikte an.

### Literatur

1. Hämmerle CHF, Stone P, Jung RE, Kapos T, Brodala N. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding computer-assisted implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(suppl):126–131.
2. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(suppl):92–109.
3. Arisan V, Karabuda ZC, Özdemir T. Accuracy of two stereolithographic guide systems for computer-aided implant placement: A computed tomography-based clinical comparative study. *J Periodontol* 2010;81:43–51.
4. D'Haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, 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;14:321–325.
5. Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E. Computer-assisted implant placement. A case report: Treatment of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18: 599–604.

- 
6. Tardieu P, Pattijn V. SAFE system and immediate smile. In: Tardieu P, Rosenfeld A (eds). *The Art of Computer-Guided Implantology*. Chicago: Quintessence, 2009:177–192.
7. Mandelaris GA, Rosenfeld AL, King SD, Nevins ML. Computer-guided implant dentistry for precise implant placement: Combining specialized stereolithographically generated drilling guides and surgical implant instrumentation. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010; 30:275–281.
8. Misch CE. Density of bone: Effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 1990;25:185–197.
9. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:571–577.
10. Ruppin 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;19:709–716.
11. Hegedus F, Diecidue RJ. Trigeminal nerve injuries after mandibular implant placement—Practical knowledge for clinicians. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21: 111–116.
12. Cassetta M, Giansanti M, Di Mambro A, Calasso S, Barbato E. Accuracy of two stereolithographic surgical templates: A retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011 Jul 11 [epub ahead of print].
13. 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.
- 