

Diplomarbeit

**Digitaler Workflow für vollständig  
geführte Implantationen mit  
in-house gefertigten Bohrschablonen:  
eine Pilotstudie**

eingereicht von

**Michael Exenberger**

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der Zahnheilkunde**

**(Dr. med. dent.)**

an der

**Medizinische Universität Graz**

ausgeführt an der

**Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit**

**Klinische Abteilung für Zahnerhaltung,**

**Parodontologie und Zahnersatzkunde**

unter der Anleitung von

**Dr. med. dent. Dr. med. univ. Alwin Sokolowski**

**Univ.-Prof. Dr. Martin Lorenzoni**

Graz, am 09.03.2021

## *Eidesstattliche Erklärung*

*Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.*

*Graz, am 09.03.2021*

*Michael Exenberger eh*

## Danksagung

Zunächst danke ich allen, die mich während meines Studiums begleitet sowie beim Erstellen dieser Arbeit tatkräftig unterstützt und ständig motiviert haben.

Des Weiteren danke ich insbesondere **Univ.-Ass. DDr. Alwin Sokolowski** für seine tatkräftige und außerordentliche Unterstützung auf dem Weg zu dieser Arbeit.

Großer Dank gebührt **Ao. Univ.-Prof. Dr. med. univ. Martin Lorenzoni** für seine Mitarbeit und Hilfestellung zur Veranschaulichung einer möglichen Auswertung.

Zu Dank verpflichtet bin ich Zahntechniker **Philipp Tepesch** für seine Unterstützung bei der Herstellung der Modelle und Implantationsschienen sowie für die technische Einschulung in die notwendigen Geräte und Softwareanwendungen. Ebenfalls bedanken will ich mich bei **Dipl.-Ing.<sup>in</sup> Irene Mischak** für die Betreuung bei der statistischen Auswertung und bei der grafischen Darstellung der Daten.

Herzlichen Dank an **Robert Dedi** und die Firma Dentsply Sirona für das zur Verfügung gestellte Xive<sup>®</sup>-Set für geführte Implantationen und für die Demoimplantate sowie an **Markus Pump** und die Firma ZPP Dentaltechnik für die Außenhülsen.

Besonderer Dank gebührt meiner Schwester und meinen Eltern, die mir zu jeder Zeit der Rücken gestärkt, stets unterstützend zur Seite gestanden und mich in manch schwieriger Situation wieder aufs Neue motiviert haben.

Zu guter Letzt danke ich von ganzem Herzen meiner Freundin **MA Jacqueline Graz** für die, trotz begrenzter Zeit, tägliche Unterstützung und schönen Stunden.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Danksagung</b> .....	<b>II</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>IV</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>V</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>VI</b>
<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>VII</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>IX</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1 Meilensteine der Implantologie</b> .....	<b>2</b>
1.1.1 Anfängliche Versuche .....	2
1.1.2 Osseointegration, Oberflächenkonstruktion, Sofortversorgung .....	4
1.1.3 Offene und gedeckte Einheilung .....	6
1.1.4 Ästhetik, Bildgebung, Verweilrate .....	7
<b>1.2 Implantattypen und ihr Aufbau</b> .....	<b>8</b>
<b>1.3 Geführte Implantationen</b> .....	<b>10</b>
1.3.1 Historischer Rückblick .....	11
1.3.2 Erläuterungen zur Definition .....	12
1.3.3 Statische Implantationsschienen .....	13
1.3.4 Vollständig schablonengeführte Implantationen .....	15
1.3.5 Herstellung der Schienen .....	17
1.3.6 Digital Light Processing (DLP) .....	18
<b>2 Material und Methode</b> .....	<b>20</b>
<b>2.1 Fragestellung und Zielsetzung</b> .....	<b>20</b>
<b>2.2 Ablauf der Untersuchung</b> .....	<b>20</b>
<b>2.3 Datenerhebung</b> .....	<b>27</b>
<b>2.4 Datenauswertung</b> .....	<b>28</b>
<b>3 Ergebnisse</b> .....	<b>29</b>
<b>3.1 Mesiodistale und orovestibuläre Abweichungen</b> .....	<b>30</b>
<b>3.2 Apikokoronale Abweichungen</b> .....	<b>33</b>
<b>3.3 Streuung der Abweichungen</b> .....	<b>34</b>
<b>3.4 Abweichungen der Achsenausrichtung</b> .....	<b>37</b>
<b>4 Diskussion</b> .....	<b>39</b>
<b>4.1 Beobachtungen zur technischen Machbarkeit</b> .....	<b>39</b>
<b>4.2 Einordnung in den Stand des Wissens</b> .....	<b>40</b>
<b>4.3 Verbesserungen für weiterführende Studien</b> .....	<b>42</b>
<b>4.4 Möglichkeiten der klinischen Anwendung</b> .....	<b>43</b>
<b>5 Schlussfolgerung</b> .....	<b>45</b>
<b>6 Literaturverzeichnis</b> .....	<b>46</b>
<b>7 Anhang</b> .....	<b>56</b>

## Abkürzungsverzeichnis

CAD	<i>computer-aided design</i> computergestützte Konstruktion
CAM	<i>computer-aided manufacturing</i> computergestützte Fertigung
CT	<i>computed tomography</i> Computertomographie
d-CAIS	<i>dynamic computer-aided implant surgery</i> dynamisch computergestützte Implantatchirurgie (= navigierte Implantatchirurgie)
DLP	Digital Light Processing (Variante des 3-D-Drucks)
DVT	Digitale Volumetomographie (synonym mit CBCT oder <i>cone-beam computed tomography</i> )
FG	<i>fully guided</i> vollständig geführt
FH	<i>free-handed</i> freihändig
GBR	<i>guided bone regeneration</i> gesteuerte Knochenregeneration
PG	<i>pilot-drill guided</i> oder <i>partially guided</i> pilotbohrergeführt oder partiell geführt
s-CAIS	<i>static computer-aided implant surgery</i> statisch computergestützte Implantatchirurgie (= schablonengeführte Implantatchirurgie)
SD	<i>standard deviation</i> Standardabweichung
STL	Standard Tessellation Language (Stammformat vieler 3-D-Datensätze)

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Zweiteiliges enossales Implantat.....	9
Abb. 2: Plattenimplantat.....	9
Abb. 3: Dynamisch geführte Implantation (X-Guide; Nobel Biocare).....	13
Abb. 4: Ausgangsmodell in Gips mit eingekreisten Referenzpunkten .....	21
Abb. 5: Implantationsschiene in Planungssoftware (Implant Studio; 3Shape) .....	22
Abb. 6: Unbearbeitete Schiene.....	22
Abb. 7: Implantationsschiene nach Fertigstellung und auf dem Modell .....	23
Abb. 8: Arbeitsplatz für die Implantationen und Modell nach der Implantation ....	24
Abb. 9: Laborscanner (D2000®; 3Shape) und Modell mit Scankörper.....	24
Abb. 10: Bearbeitetes Modell und Modell mit Implantat.....	25
Abb. 11: Überlagerte Modelle und Implantate im Schnitt.....	26
Abb. 12: Überlagerte Implantate, Drahtmodell, 3-D-Ansicht .....	27
Abb. 13: Abweichungen in der mesiodistalen Ebene entlang der x-Achse .....	31
Abb. 14: Abweichungen in der orovestibulären Ebene entlang der y-Achse.....	31
Abb. 15: Abweichungen entlang der x- und y-Achse je nach Modellmaterial.....	32
Abb. 16: Abweichungen in der apikokoronalen Ebene entlang der z-Achse.....	33
Abb. 17: Abweichungen in der apikokoronalen Ebene je nach Modellmaterial....	34
Abb. 18: Streuung der Implantatpositionen, inzisale Ansicht der Ebene x/y .....	35
Abb. 19: Streuung der Implantatpositionen, apikale Ansicht der Ebene x/y.....	36
Abb. 20: Achsenabweichungen je nach Probandengruppe und Modellmaterial ..	38
Abb. 21: Bohrschablone mit Freischnitten .....	56

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Deskriptive Statistik der gemessenen Abweichungen .....	29
Tabelle 2: Implantatschulter und -spitze mesiodistal und orovestibulär.....	32
Tabelle 3: Implantatschulter und -spitze apikokoronal.....	33
Tabelle 4: Abweichungen der Achsenausrichtung.....	37

## Zusammenfassung

**Studienziel:** Erarbeiten eines Prüfverfahrens für die Präzision vollständig geführter Implantationen, durchgeführt mit Implantationsschienen aus hauseigener Fertigung (Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits der Medizinischen Universität Graz). Ein Hauptschwerpunkt der Untersuchung lag dabei auf dem Einfluss unterschiedlich erfahrener Operateurinnen/Operateure auf diese Präzision.

**Methoden:** Ein Referenzmodell mit Einzelzahnücke in Regio 21 wurde gedruckt und anschließend mit Superhartgips (Fujirock® EP; GC, Leuven, Belgien) 25-fach dubliert. Die Planung erfolgte virtuell in Implantatplanungssoftware (Implant Studio; 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) und die physische Umsetzung der Implantationsschienen über 3-D-Druckersoftware (Composer; Asiga, Alexandria, New South Wales, Australien) per 3-D-Drucker (Pro 2; Asiga). Anschließend erfolgte mit 25 dieser Schienen jeweils eine vollständig geführte Implantation (Xive®; Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA) in eines der Gipsmodelle. 23 implantierenden Ärztinnen/Ärzten (n = 11) und Studentinnen/Studenten (n = 12) waren der Insertionsprozess und das einzuhaltende Bohrprotokoll zuvor erklärt und grafisch vor Augen geführt worden. Für die beiden restlichen Modelle wurde, um etwaige Materialfehler im Vergleich auszuschließen, das Implantatlager in Regio 12 in Form von Kunststoff (n = 1) oder simuliertem Knochen (n = 1) aufbereitet. Jedes inserierte Implantat wurde mit einem Scankörper (T1405; Medentical Care, Regau, Österreich) versehen, das Modell per Laborscanner (D2000®; 3Shape) digitalisiert, der Scan in Modellbausoftware (Model Builder; 3Shape) bearbeitet, das Resultat als STL-Datei ausgegeben, das digitalisierte Modell danach in CAD-Software (Solidworks®; Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich) mit dem Referenzmodell überlagert und das Modellpaar gegeneinander vermessen.

**Resultate:** Die Studentinnen/Studenten produzierten an der Implantatschulter bzw. Implantatspitze mittlere Abweichungen von mesiodistal 0,11 bzw. 0,20 mm, oroves-tibulär 0,15 bzw. 0,11 mm und apikokoronal 0,86 bzw. 0,9 mm. Die Ärztinnen/Ärzte lieferten analog hierzu mittlere Abweichungen von mesiodistal 0,05 bzw. 0,18 mm, oroves-tibulär 0,03 bzw. 0,06 mm und apikokoronal 0,92 bzw. 0,9 mm. Die mittlere Abweichung von der Achsenausrichtung im Referenzmodell betrug bei den Studentinnen/Studenten 2,54° und bei den Ärztinnen/Ärzten 2,38°.

**Schlussfolgerung:** Gute Annäherungen der Ist- an die Soll-Positionen erzielen bei vollständig schablonengeführten Implantationen nicht nur erfahrene Behandlerinnen/Behandlern, sondern auch Studierende ohne praktische Erfahrung. Jedoch darf man geführten Implantationen keineswegs »blind« vertrauen, zumal der Erfahrungshintergrund der implantierenden Person für die Bewältigung nie auszuschließender Komplikationen entscheidend ist und somit nach wie vor eine wichtige Rolle spielt.

**Schlüsselwörter:** geführte Implantation, Implantationsschiene, Implantationen am Gipsmodell, Erfahrung der Operateurin/des Operateurs

## Abstract

**Objective:** To develop a method testing the precision of fully guided implant surgery with in-house (Department of Dental Medicine and Oral Health, Medical University of Graz, Austria) fabrication of the surgical guides. The focus was on how this precision would differ between experienced versus inexperienced operators.

**Methods:** A reference model with tooth 21 missing was printed and replicated 25 times in type IV dental stone (Fujirock<sup>®</sup> EP; GC, Leuven, Belgium). Implant planning (Implant Studio; 3Shape, Copenhagen, Denmark) was followed by obtaining 25 surgical guides using a 3D printer (Pro 2; Asiga, Alexandria, NSW, Australia) with proprietary software (Composer; Asiga). These guides were used to insert 25 implants (Xive<sup>®</sup>; Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA). Of these, 23 were placed into the stone casts by experienced clinicians (n = 11) or inexperienced dental students (n = 12) heeding a standardized drilling protocol. In the remaining two casts, resin (n = 1) or simulated bone (n = 1) was used for the implant beds to rule out material defects in the comparison. Each implant was fitted with a scan body (T1405; Medentical Care, Regau, Austria), the cast digitized using a laboratory scanner (D2000<sup>®</sup>; 3Shape), the scan processed in model-builder software (Model Builder; 3Shape), and the result output in STL format. Using CAD software (Solidworks<sup>®</sup>; Dassault Système, Vélizy-Villacoublay, France), each digitized cast was finally superposed with the reference model, measuring both against each other.

**Results:** At the level of the implant shoulder/apex, the students produced mean deviations of 0.11//0.20 mm in the mesiodistal, 0.15/0.11 mm in the orovestibular, and 0.86/0.9 mm in the apicocoronal plane. The clinicians, by comparison, incurred mean discrepancies of 0.05/0.18 mm in the mesiodistal, 0.03/0.06 mm in the orovestibular, and 0.92/0.9 mm in the apicocoronal plane. Implant angulation was off by 2.54° among the students and 2.38° among the clinicians on average.

**Conclusions:** In experienced students can achieve a level of precision in positioning implants similar to experienced clinicians. One should not, however, put “blind faith” into guided implant surgery. Experience continues to be essential, given the ever-present risk of, and the critical role of experience in managing, complications.

**Keywords:** guided implant surgery, surgical guide, implant placement in stone casts, operator experience

# 1 Einleitung

Die restaurative Zahnheilkunde und der damit verbundene Ersatz von verloren gegangenen Zähnen hat sich über Jahrhunderte entwickelt. Seit jeher versuchte sich die Menschheit an der Herstellung zahnwurzelähnlicher Verankerungen. Aus dem 17. Jahrhundert sind Versuche dokumentiert, Zähne zwischen Individuen zu transplantieren (Block, 2018). Die Verweildauer früher Dentalimplantate belief sich auf einige Monate, wobei bakterielle Infektionen wieder zur Explantation führten (Block, 2018). Als Lösungsansatz kamen supragingival getragene, herausnehmbare Prothesen zum Einsatz. Die biologisch fundierte Forschung der letzten Jahrzehnte brachte bei der sicheren Verankerung von Implantaten schließlich den erhofften Durchbruch. Die Implantologie wurde dadurch revolutioniert (Block, 2018).

Schon frühe Zivilisationen wie die alten Ägypter oder die Hochkulturen in Südamerika nutzten Implantate zum Ersatz verloren gegangener Zähne. In Ägypten gab es 2500 Jahre v. Chr. prothetische Bemühungen durch Fixieren verloren gegangener Zähne mit Golddrähten (Abraham, 2014). Dieser Zahnersatz wurde zum Teil nach dem Tod, aber auch bei Lebenden eingesetzt. Die hier zum Einsatz kommenden Materialien waren Tierzähne oder Elfenbein (Block, 2018). Die Etrusker verwendeten um 500 v. Chr. gegossene Goldbänder, um von Tieren stammende oder aus Ochsenknochen geschnitzte Zähne an den menschlichen Zähnen zu befestigen und damit die Funktion wiederherzustellen.

Dies war eine außergewöhnliche Technik für die damalige Zeit, in der andere Kulturen wie die Phönizier simple Golddrähte verwendeten (Loevy und Kowitz, 1997). Letztere nutzten auch Golddrähte zum Fixieren parodontal geschädigter Zähne. Rund um 300 n. Chr. verknüpften dieselben Völker, wiederum mit Golddrähten, gekonnt aus Elfenbein geschnitzte Zähne zur Herstellung zahngetragener Brücken. Die Maya nutzten bearbeitete Muschelstücke als Implantate und fertigten so nicht dental abgestützten, sondern im Knochen verankerten Zahnersatz. Röntgenbilder aus 1970, angefertigt bei einer Untersuchung mehrerer zu Mayaskeletten gehöriger Unterkiefer, zeigten ähnliche knöcherne Strukturen wie bei Plattenimplantaten. Dies war der erste Hinweis auf dentale Implantate (Abraham, 2014).

In Europa wurden ab dem 17. Jahrhundert verschiedene Materialien für den Ersatz von Zähnen verwendet, unter anderem Zähne von Tieren, aber auch Gold- und Iridiumröhrchen, Silberkapseln oder gewelltes Porzellan. Vor der Anwendung

solcher alternativen Materialien für Zahnersatz experimentierte man mit allogenen Transplantaten von Toten oder Spendern (Abraham, 2014; Block, 2018). Zu den Vorreitern dieser Methode gehörte Dr. John Hunter, der Kiefer von Toten studierte und im 17. Jahrhundert anregte, von einem menschlichen Spender einen Zahnkeim zu entnehmen und in den Kamm eines Hahns zu verpflanzen. Der Versuch sorgte für Erstaunen, denn der Zahnkeim festigte sich und die Gefäße des Hahns sprossen in die Pulpa ein. Im 18. Jahrhundert beschrieb Shulman durchwegs gescheiterte Versuche mit frühen Implantaten aus Gold oder Blei in frischen Extraktionsalveolen (Abraham, 2014). Im Jahr 1809 setzte J. Maggiolo ein Goldröhrchen in eine Extraktionsalveole, ließ es einheilen und versorgte es anschließend mit einer Krone. Wegen einer starken Entzündung der Gingiva musste dieses Implantat wieder entfernt werden (Abraham, 2014; Block, 2018).

## **1.1 Meilensteine der Implantologie**

### **1.1.1 Anfängliche Versuche**

Ein Vorreiter der modernen Implantologie, E.J. Greenfield, inserierte 1913 ein mit Feingold beschichtetes Implantat aus Iridium (Abraham, 2014; Block, 2018). In den 1930er Jahren experimentierten die Gebrüder Strock mit neuartigen orthopädischen Fixierschrauben aus Vitallium, einer Chrom-Kobalt-Verbindung. Diese boten den viel erhofften und gewünschten Halt im Knochen und die nötige Stabilität für die Verwendung als Zahnersatz (Linkow und Dorfman, 1991). Addams erfand 1938 im nächsten Schritt ein Implantat mit Innen- wie auch Außengewinde. Weitere Neuerungen waren eine im Bereich der Gingiva polierte Implantatschulter und ein für die Einheilphase konzipiertes Sekundärteil in Form einer Einheilkappe (Abraham, 2014; Block, 2018). Mitte der 1940er Jahre entwickelten Formiggini und Zepponi eine neue Implantatkonstruktion aus rostfreiem Stahldraht in Spiralforn, um Knochen in das Implantat einheilen zu lassen (Linkow und Dorfman, 1991). Später erleichterte die Aufbereitung des Implantatlagern mit Bohrern, zurückgehend auf den Chirurgen Dr. Raphaël Chcrchèvc, die Insertion (Abraham, 2014).

Es folgten weitere Konstruktionsformen für intraossäre Implantate, die meist einfachen Schrauben ähnlich waren. Einen alternativen Weg beschritt Dahl mit subperiostalen statt intraossären Implantaten zur Rehabilitation des zahnlosen Kiefers

(Block, 2018). Diese subperiostal gesetzten, mit Zacken versehenen Implantate sollten die Prothesenstabilität verbessern. Verantwortlich für die vielen Fehlschläge mit diesen Implantaten waren intraoperative Infektionen und damals noch unbekannte mikrobiologische Vorgänge (Lang, 2019).

Anfang der 60er Jahre wurden kreative Retentionsmechanismen für enossale Implantate experimentell erprobt. Etwa wurden an der vorgesehenen Position für die restaurative Versorgung durch die Mukosa ragende Tantalstäbe in den Knochen gebohrt und anschließend mit selbstklebendem Harz gesichert, oder aber man schweißte Titanstäbe aneinander. Beide Verfahren lieferten keine reproduzierbaren Ergebnisse (Block, 2018). Die wichtigsten Implantattypen in dieser Dekade waren aus einem Stück bestehende Massivschrauben oder hohle Korbkonstruktionen. Diese ermöglichten keine direkte Verbindung mit dem Knochen, sondern lediglich eine fibröse Einheilung. Dennoch wurde diese sogenannte »Fibrointegration« gefördert und weiterführend untersucht (Linkow, 1966a; Block, 2018).

Dr. Leonard Linkow wählte 1963 einen völlig anderen Ansatz. Er modifizierte das bis dahin gängige Implantatkonzept weg von einer spiralförmigen Konstruktion hin zu einer flachen Platte. Am Ende dieser Entwicklung standen zwei Varianten für den Ober- wie auch Unterkiefer mit der Bezeichnung Ventplant (Linkow, 1966b; Abraham, 2014). Ab diesem Zeitpunkt wurden die Plattenimplantate als enossale Implantate geführt (Abraham, 2014). Das Ramusplattenimplantat, entwickelt von Dr. Roberts und Roberts und hergestellt aus chirurgischem Edelstahl, folgte der Form des Kieferbogens und wurde an der Symphyse sowie bilateral im Ramusbereich fixiert (Linkow und Dorfman, 1991; Abraham, 2014).

Aus den 70er Jahren stammt das »transosteale« Implantat von Dr. Small. Dieser 1975 als »Unterkiefer-Klammerimplantat« eingeführte Typ wurde mittels submentaler Schnittführung am Unterkieferknochen fixiert (Small und Misiek, 1986). Auch ihm blieb aufgrund von diversen Komplikationen wie Entzündungen, Fistelbildungen oder Exposition der Implantate der erhoffte Erfolg versagt (Schou *et al.*, 2000). Ein weiterer Implantattyp, charakterisiert durch transdentale Befestigung, brachte ebenfalls nicht die angestrebten Resultate und kommt heute nur noch selten zur Anwendung (Gutmann und Levermann, 2013).

### 1.1.2 Osseointegration, Oberflächenkonstruktion, Sofortversorgung

Zu den Voraussetzungen für eine entzündungsfreie Einheilung und lange Lebensdauer der Implantate gehörte nicht zuletzt eine hohe Korrosionsbeständigkeit. Der langersehnte Werkstoff, der alle Anforderungen erfüllte, fand sich in Titan, ob als Reintitan oder als Bestandteil von Legierungen (Lang, 2019).

Bereits seit 1957 hatte sich der schwedische, auf Orthopädie spezialisierte Chirurg Per-Ingvar Brånemark mit der Heilung und Restrukturierung von Knochen beschäftigt. Bei seinen Forschungen fiel ihm auf, dass Titan ungestört einheilen konnte und der Knochen dabei eine direkte Verbindung mit der Oberfläche dieses Metalls einging. Brånemark selbst prägte für diesen Prozess später den Terminus »Osseointegration«. Damit war der Grundstein für die moderne Implantologie gelegt (Gaviria *et al.*, 2014). Nach ersten vorklinischen und klinischen Untersuchungen (Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017) führten Brånemark und sein Team schließlich 1977 erstmals den Nachweis von 10 Jahren erfolgreicher Verweildauer dentaler Titanimplantate unter Brücken (Brånemark *et al.*, 1977; Lang, 2019).

André Schroeder, Professor an der Universität Bern, experimentierte mit verschiedenen Materialien für Implantate. Ihm und seiner Forschungsgruppe gelang erstmals eine Darstellung und Dokumentation des direkten Kontakts zwischen Titanimplantaten und Knochen anhand von entkalkten histologischen Schnittpräparaten (Schroeder, Pohler und Sutter, 1976; Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017). Die Integration von hoch korrosionsbeständigen Materialien wie Titan oder Zirkon in den Knochen bezeichnete Schroeder als »funktionelle Ankylose« (Lang, 2019). Einige Jahre später beschrieb er Reaktionen des Weichgewebes auf die Oberfläche von Titanimplantaten (Schroeder, Pohler und Sutter, 1976).

Bis Mitte der 80er Jahre waren die Richtlinien für eine gute Langzeitprognose und die anzustrebende Osseointegration dentaler Implantate simpel. Gefordert war ein schonendes, möglichst wenig Trauma verursachendes chirurgisches Vorgehen bei der Aufbereitung des Implantatlagers ohne Überhitzung des umgebenden Knochens. Des Weiteren sollte eine ausreichende Primärstabilität erreicht werden und das Implantat mindestens 3–6 Monate lang ohne Funktionsbelastung einheilen (Albrektsson *et al.*, 1981; Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017).

Diesen Grundprinzipien stimmte das Team um Brånemark wie auch jenes um Schroeder zu. Strittige Punkte betrafen den Einheilmodus und die Implantatoberfläche. Das »internationale Team« um Schroeder verwendete anstatt schraubenförmiger, maschinell abgedrehter Implantate mit relativ glatter Oberflächenstruktur eine Vielzahl geformter Implantate, die durch Beschichten mit Titanplasma eine raue poröse Oberfläche erhielten (Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017). Welches Implantatsystem bei den Zahnärztinnen/Zahnärzten zum Einsatz kam, war damals vor allem eine Frage der Konstruktion und Oberflächenbeschaffenheit, der Einfachheit des Inserierens in den Knochen, der prothetischen Möglichkeiten, der wirtschaftlichen Kosten und der Langzeitprognose (Abraham, 2014).

In den späten 80er Jahren wurde reines Titan zum Goldstandard für die Herstellung von Implantaten erklärt und einer makroskopischen Schraubenform der Vorzug gegeben (Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017). Albrektsson und Mitarbeiterinnen/Mitarbeiter konnten in einer häufig zitierten Arbeit zeigen, dass eine langfristig stabile Osseointegration im menschlichem Knochen möglich ist und erbrachten den Nachweis einer direkten Knochen-Titan-Verbindung auf elektronenmikroskopischer Ebene (Albrektsson *et al.*, 1986; Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017).

Auch wurden in dieser Zeit die zunächst in den 70er Jahren von Schroeder verwendeten einteiligen Prototypen zu zweiteiligen Implantaten weiterentwickelt, die flexiblere Aufbauten ermöglichten und so die prothetische Versorgung erleichterten (Sutter, Schroeder und Buser, 1988; Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017). Das Grundkonzept der gedeckten Einheilung auf Gewebesebene in die bereits ausgeheilte Extraktionsalveole blieb dabei unangetastet (Buser *et al.*, 1988). Diese Fortschritte blieben nicht ohne Auswirkungen auf das Sortiment der führenden Implantathersteller. In der Masse kamen ab dieser Zeit nur noch zweiteilige Implantate aus Titan zum Einsatz, entweder abgedreht oder titanplasmabeschichtet (Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017).

»Maschinell abgedrehte« Implantate werden nach ihrer Fertigung lediglich gereinigt sowie in weiterer Folge dekontaminiert und sterilisiert. Mit anderen Worten erfolgt keine weitere Oberflächenbehandlung. Bei »titanplasmabeschichteten« Implantaten dagegen wird erhitztes Titanpulver auf das gefertigte Implantat gesprüht. Abhängig von der Partikelgröße lassen sich so unterschiedliche Schichtstärken und

Rauheiten erreichen, in aller Regel aber handelt es sich um etwa 30–50 µm beziehungsweise 7 µm (Gaviria *et al.*, 2014). Die durch diese Beschichtung erzielte Oberflächenvergrößerung um den Faktor 6 erweitert den Knochen-Implantat-Kontakt und verbessert die Einheilung (Gaviria *et al.*, 2014).

In den 90er Jahre zählte die Oberflächengestaltung von Implantaten zu den wichtigsten Themen. Den Markt dominierten damals zum einen der raue, poröse Oberflächentyp und zum anderen der eher glatte, ohne Nachbearbeitung maschinell abgedrehte Typ (Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017). Nun konnten Buser und Mitarbeiterinnen/Mitarbeiter zeigen, dass sich die beste Knochen-Implantat-Verbindung durch eine modifizierte Oberfläche realisieren ließen, die nach grobkörnigem Abstrahlen und Säureätzen eine »Mikrorauheit« aufwies (Buser, Schenk, *et al.*, 1991). Die noch bessere Osseointegration dieses Oberflächentyps ermöglichte in weiterer Folge erste Versuche einer Funktionsbelastung nach 6–8 Wochen (Bornstein *et al.*, 2005) statt der von Brånemark und Schroeder ursprünglich empfohlenen 3–6 Monate (Gallucci *et al.*, 2014) Einheildauer. Diese Entwicklung, ermöglicht durch die neue Mikrorauheit der Implantate, steigerte die Attraktivität der Behandlungen beträchtlich und war somit für das Gedeihen der zahnärztlichen Implantologie von entscheidender Bedeutung. Sofortbelastungen und konventionelle Spätbelastungen von Implantaten haben sich in klinischen Studien als vergleichbar erwiesen (De Bruyn *et al.*, 2014; Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017).

### **1.1.3 Offene und gedeckte Einheilung**

Zu Beginn der 90er Jahre erschienen die ersten Studien zu positiven Ergebnissen mit offen einheilenden Implantaten bei teilbezahnten Patientinnen/Patienten (Buser, Weber und Lang, 1990; Buser, Weber, *et al.*, 1991). Die Debatte um den Goldstandard endete gegen Ende der Dekade mit dem Fazit, dass beide Herangehensweisen ihre Berechtigung haben. Die Entscheidung richtet sich nach der klinischen Situation: Vorteilhaft an der offenen Einheilung ist das Entfallen eines zweiten chirurgischen Eingriffs zur Wiedereröffnung, in Risikofällen hingegen ist die gedeckte Einheilung von Vorteil (De Bruyn *et al.*, 2014; Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017).

#### 1.1.4 Ästhetik, Bildgebung, Verweilrate

Nach 15 Jahren intensiver Forschung und Entwicklung, gekennzeichnet von bedeutenden Fortschritten in den chirurgischen Verfahren, verlagerte sich der Fokus zu Beginn der 2000er auf die Feinabstimmung der Implantattherapie. Hierfür wurden primäre und sekundäre Ziele definiert (Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017).

Zu den *primären* Zielen zählen funktionsgerechte Lösungen, ein gutes Sprechvermögen und ästhetisches Erscheinungsbild sowie Langzeitstabilität und möglichst keine Komplikationen in der Einheil- und Nachsorgephase. Diese Kriterien sind entscheidend, da sich an ihnen der Behandlungserfolg aus Patientinnen-/Patientensicht bemisst (De Bruyn *et al.*, 2015). Die *sekundären* Ziele umfassen Schmerzfreiheit, möglichst wenige Eingriffe, unauffälliger Verlauf der Wundheilung sowie eine kurze Einheil- und Therapiedauer (Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017).

Ab Mitte der 90er Jahre rückte das Thema der Ästhetik weiter in den Vordergrund, und ab der Jahrtausendwende folgten weitere Fortschritte bei den Implantatkomponenten sowie bei den chirurgischen und prothetischen Verfahren. Auf diese Weise erhielt man besser Einblick in die aus ästhetischer Sicht korrekte räumliche (also dreidimensionale) Positionierung von Dentalimplantaten (Garber und Belser, 1995; Buser, Martin und Belser, 2004; Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017). Ein Versuch in Richtung besserer ästhetischer Ergebnisse war das Konzept des »Plattformwechsels« (*platform switching*) anhand eines gegenüber dem Implantat durchmesserschwächeren Sekundärteils. Von den großen Implantatherstellern propagiert, haben Studien jedoch gezeigt, dass ein solcher Durchmesserwechsel nur bei ausreichend starker Schleimhaut für die Einstellung der biologischen Breite von Erfolg gekrönt ist (Vandeweghe und De Bruyn, 2012; Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017). Zur ästhetischen Beurteilung wurden einheitliche Kriterien wie etwa der »Pink Esthetic Score« definiert (Fürhauser *et al.*, 2005).

Nicht nur im Bereich der Ästhetik wurden Fortschritte erzielt, sondern es gab auch Erkenntnisgewinne im Bereich der postextraktionellen Wundheilung und Gewebebiologie. Auf dieser Basis konnten Techniken zur »Alveolenfüllung« (*socket grafting*) und des »Kieferkammerhalts« (*ridge preservation*) entwickelt werden (Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017; Chappuis, Araújo und Buser, 2017).

Zur weiteren Aufwertung der ästhetischen Ergebnisse herrschte Bedarf an weiterführender Forschung im Bereich der Weich- und Hartgeweberegeneration (Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017). Unter den Augmentationstechniken zu dieser Zeit waren Sinusbodenaugmentation und gesteuerte Geweberegeneration (*guided tissue regeneration, GBR*) am häufigsten dokumentiert (Aghaloo und Moy, 2007). Die ersten präklinischen Studien zu Knochenregenerationstechniken waren um 1990 erschienen (Dahlin *et al.*, 1988; Schenk *et al.*, 1994) und alsbald auf klinische Studien ausgeweitet worden (Dahlin, Andersson und Linde, 1991).

Im Jahr 1992 begann in der zahnärztlichen Implantologie die Ära der modernen Keramikmaterialien. Zunächst wurden damit Oberflächen beschichtet, um auf diese Weise die Osseointegration zu verbessern, zum Teil wurden aber auch Keramikbauteile in Implantate integriert (Gaviria *et al.*, 2014).

Weiterentwicklungen der bildgebenden Verfahren – zumal in Gestalt der relativ schnell die dentale Computertomographie (CT) ablösenden Variante der digitalen Volumentomographie (DVT) – ermöglichten eine bessere Planung von chirurgischen Eingriffen und lieferten einen dreidimensionalen Überblick über den Knochen (Buser, Sennerby und De Bruyn, 2017). Der durchschlagende Erfolg der DVT-Technik erklärt sich aus ihren überschaubaren Kosten und niedrigen Strahlenbelastung sowie dem geringen Platzbedarf dieser Geräte (Jacobs *et al.*, 2018).

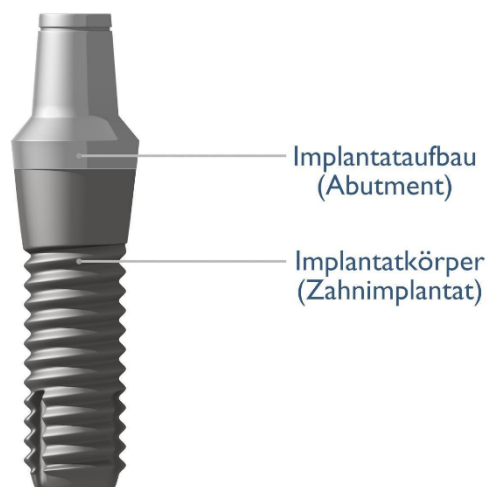
Heutzutage beträgt die Verweilrate von Implantaten auf 10 Jahre gerechnet 95 Prozent. Anders formuliert beträgt die Rate der Implantatverluste nur 5 Prozent, wobei die meisten dieser Misserfolge auf das Konto von Periimplantitis oder eitrigen Entzündungen gehen (Albrektsson, Buser und Sennerby, 2012).

## **1.2 Implantattypen und ihr Aufbau**

Zusammenfassend gab es im Verlauf ihrer Entwicklungsgeschichte vier Subtypen von dentalen Implantate: die nach wie vor gängigste Variante des enossalen Implantats (Abbildung 1), das Implantat in Plattenform (Abbildung 2), das subperiostale Implantat sowie das Ramusplattenimplantat (Gaviria *et al.*, 2014).

Enossale Implantate eignen sich grundsätzlich für den Ober- wie auch für den Unterkiefer. Meist haben sie die Form einer gewöhnlichen Schraube und werden aus Titan der Klasse 4 hergestellt. Als Hauptbestandteil von Legierungen und in den Reinheitsgraden 1–4 stellt Titan das biokompatibelste Material überhaupt dar

und eignet sich damit optimal für den Einsatz im menschlichen Körper (Oshida *et al.*, 2010). Reintitan und seine Legierungen sind äußerst korrosionsbeständig und stabil (Gaviria *et al.*, 2014). Die Unterschiede zwischen Herstellern liegen vor allem in der makroskopischen Ausführung. Diese ist für die Primärstabilität wesentlich und umfasst erstens das Vorliegen oder Fehlen eines Gewindes, zweitens eine konische oder zylindrische Form sowie drittens das Unterscheidungsmerkmal der Oberflächenbeschaffenheit (Sahiwal *et al.*, 2002; Gaviria *et al.*, 2014).



**Abb. 1: Zweiteiliges endossales Implantat**

**Abb. 2: Plattenimplantat**

Quelle Abb. 1: <https://zahnimplantate.com/implantate/implantat-aufbau.html>

Quelle Abb. 2: <https://implant-center.by/wp-content/uploads/2019/11/img-type-impl-5-740-420-min.jpg>

Auch in der Verbindung zwischen Implantat und Sekundärteil unterscheiden sich Implantatsysteme. Die Konfiguration dieses Bereichs soll einerseits als Einbringhilfe dienen und das Drehmoment für die Insertion übertragen, andererseits dient sie zur Befestigung des Sekundärteils und somit der späteren prothetischen Suprakonstruktion im Implantat (Binon, 2000; Gaviria *et al.*, 2014). Bestehen kann diese Verbindung in einem Innen- oder Außensechskant, der den prothetischen Aufbau gegen Rotation sichert, und sie lösbar, damit im Fall einer Beschädigung von Teilen diese bei Bedarf ausgetauscht werden können (Finger *et al.*, 2003).

Beispiele für diese Implantate waren das Brånemark-Implantat mit seinem Außensechskant, das IMZ-Implantat mit seinem »intermobilen Element« und das mit einem biegsamen zementierten Sekundärteil versehene Core-Vent-Implantat

(Taylor und Agar, 2002). Die ersten enossalen Implantate verfügten über einen Außensechskant, der eine bessere Stabilität und Absorption der Okklusionskräfte gewährleisten und Mikrobewegungen zwischen Implantat und Sekundärteil minimieren sollte (Finger *et al.*, 2003). Später wurde der Sechskant zur weiteren Stabilisierung der Sekundärteil-Implantat-Verbindung ins Innere des Implantats verlagert (Gaviria *et al.*, 2014).

Ein frühes einteiliges Implantat von Straumann® (Basel, Schweiz) mit der Bezeichnung »Type F« kam ohne Sekundärteil aus, sondern die transmukosale Komponente zur Befestigung der prothetischen Suprakonstruktion war hier bereits im Implantat integriert. Allerdings war durch die Unmöglichkeit einer gedeckten Einheilung das Anwendungsspektrum eingeschränkt. Andere Implantatsysteme wie Astra Tech Implant System® (Dentsply Sirona, Charlotte, North Carolina, USA) oder Core-Vent® (Paragon, Encino, Kalifornien, USA) verlagerten den Sechskant ins Innere des Implantats, um eine übermäßige Belastung und mögliche Fraktur oder Lockerung der Sekundärteilschraube zu vermeiden (Taylor und Agar, 2002).

Mit der Zahl der zunehmend routinemäßig durchgeführten Eingriffe bei zahnlosen wie auch teilbezahnten Patientinnen/Patienten (Freiendsituationen oder Schalllücken) wuchs auch das Sortiment an prothetischen Aufbauten. Individualisierte Sekundärteile fanden immer größeren Anklang und ermöglichten unter anderem eine Aufwertung der ästhetischen Resultate, aber auch eine Kompensation schwieriger prothetischer Situationen, etwa durch beengte okklusale Platzverhältnisse oder durch Implantate mit unpassender Achsenausrichtung (Taylor und Agar, 2002).

### **1.3 Geführte Implantationen**

Dem verbreiteten Wunsch unter zahnärztlichen Behandlerinnen/Behandlern nach Einbindung von Implantaten in ihr Therapieangebot stand vielfach entgegen, dass insbesondere die Positionierung der Implantate doch eine beträchtliche Herausforderung darstellte. Voraussetzung für zufriedenstellende Resultate ist eine präzise Planung der Implantatpositionen (Abduo und Lau, 2020). Um auch bei schwierigen anatomischen Gegebenheiten ein schonendes Vorgehen zu gewährleisten, waren somit Orientierungshilfen für Implantationen gefordert, die den Behandlerinnen/Be-

handlern dabei helfen sollten, die für eine gute Langzeitprognose wesentliche Voraussetzung einer korrekten Implantatpositionierung erfüllen zu können (Tahmaseb *et al.*, 2014).

### **1.3.1 Historischer Rückblick**

Ursprünglich erfolgte die Implantatplanung anhand von herkömmlichen zweidimensionalen (Kleinbild- oder Panorama-)Röntgenaufnahmen (Gahleitner, Watzek und Imhof, 2003; Ozan *et al.*, 2009). Panoramaschichtaufnahmen, auch als Orthopantomogramme bezeichnet, eignen sich nicht für eine exakte Planung von Implantatpositionen, da sie die Knochensituation vergrößert und verzerrt wiedergeben und zudem keine Aussagen über das orovestibuläre Knochenangebot ermöglichen (Ozan *et al.*, 2009). Als Orientierungshilfe für die Implantation griff man damals auf dublierte Prothesen zurück, das Knochenangebot jedoch entschied über die eigentliche Position des Implantats. Kompromisse bei der prothetischen Versorgung blieben somit nicht aus.

Nach Entdeckung der Osseointegration kamen Implantate nicht mehr nur für zahnlose, sondern auch für teilbezahnte Patientinnen/Patienten und für Einzelzahnersatz zur Anwendung. Damit rückte der Stellenwert der richtigen Implantatposition für eine optimale prothetische Versorgung stärker in den Vordergrund, sodass für eine restaurativ optimale Implantatpositionierung bei unzureichendem Knochenangebot verstärkt Augmentationstechniken erwogen wurden (Block, 2018). Die chirurgische Führungsschiene wurde damals konventionell auf dem Gipsmodell hergestellt. Allerdings blieben die Stärke der Schleimhaut, die Morphologie des Knochens und etwaige anatomische Strukturen nahe der vorgesehenen Implantatposition bei dieser Herstellungsmethode unberücksichtigt. (Ozan *et al.*, 2009).

Abhilfe schaffte die Entwicklung der dentalen Computertomographie (CT). Mit ihrer Hilfe konnten axiale, koronale und sagittale Schnittbilder angefertigt, die morphologischen Gegebenheiten des Knochens dreidimensional visualisiert und Implantate in räumlicher Optimallage geplant werden (Ozan *et al.*, 2009). Anschließend wurde gemäß diesen Planungsvorgaben eine die Freiheitsgrade der Implantation einschränkende chirurgische Führungsschiene mit festgelegter Position, Achsenausrichtung und Tiefe des Implantats angefertigt (Ozan *et al.*, 2009).

Die digitale Volumentomographie (DVT) als Weiterentwicklung der dentalen CT-Technik beseitigte schließlich auch deren Nachteile in puncto Kosten, Aufnahmedauer, Strahlendosis und Platzbedarf (Gahleitner, Watzek und Imhof, 2003; Tahmaseb *et al.*, 2014). Dass ihre Einführung der geführten Implantologie zum Durchbruch verhalf, lag aber vor allem an der vergleichsweise niedrigen Strahlenbelastung (Guerrero *et al.*, 2006; Loubele *et al.*, 2009). Es war nun möglich geworden, anhand des 3-D-Datensatz vom DVT-Scan per Planungssoftware die Implantatposition so festzulegen, dass auch die benachbarten anatomischen Strukturen und die prothetische Versorgung berücksichtigt waren. Die analog hierzu entwickelte Implantatplanungssoftware diente anschließend auch der Anfertigung einer chirurgischen Führungsschiene mit allen notwendigen Vorgaben zu Position, Achsenausrichtung und Einsetztiefe des Implantates. Diese Informationen werden dann beim Einbringen des Implantats durch die Führungshülsen der Schiene auf die Patientin/den Patienten übertragen, wobei die Unversehrtheit der benachbarten anatomischen Strukturen besonderes Augenmerk erfordert (Tahmaseb *et al.*, 2014).

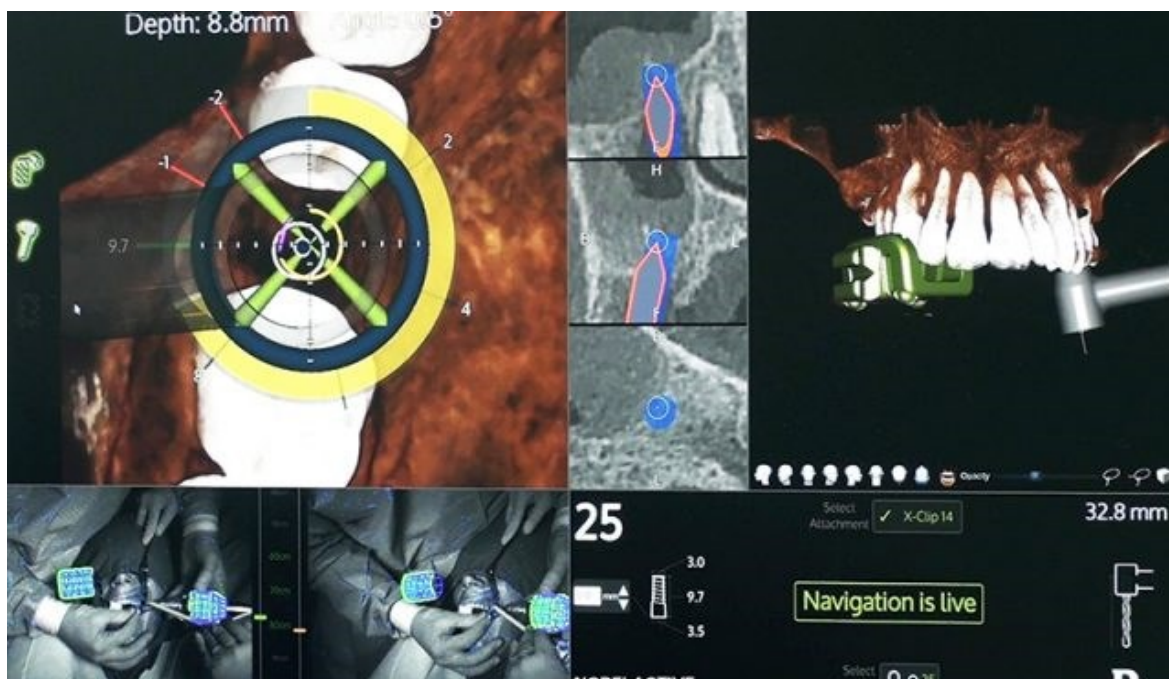
Mit fortschreitender Digitalisierung nehmen auch die computergestützten Verfahren in der zahnärztlichen Implantologie zu. Prinzipiell unterscheidet man zwischen statisch und dynamisch computergestützter Implantatchirurgie (s-CAIS, d-CAIS). Mittels 3-D-Bildgebung und CAD/CAM-Technik lassen sich (knochen-, schleimhaut- oder zahngetragene) chirurgische Führungsschienen zum Einsetzen der Implantate realisieren. Bei der statischen Variante werden entweder nur die Pilotbohrungen oder aber alle Bohrschritte durch die Schiene geführt (Ben Yehuda *et al.*, 2020). Tahmaseb und Mitarbeiterinnen/Mitarbeitern zufolge ermöglicht das s-CAIS-Verfahren eine Genauigkeit von 1 mm im Mittelpunkt der Implantatschulter und von maximal 1,5 mm an der Implantatspitze sowie eine Diskrepanz zwischen geplanter und realisierter Implantatachse von 3,5° (Tahmaseb *et al.*, 2018).

### **1.3.2 Erläuterungen zur Definition**

Die Bezeichnung »geführte Implantation« bezieht sich primär auf die Planung von Implantatpositionen in diversen Softwareumgebungen. Die in der Planungssoftware festgelegte Position wird dann entweder in eine physische Führungsschiene umgesetzt oder in ein Programm geladen, das die Position des Winkelstücks in Echtzeit mitverfolgt (Tahmaseb *et al.*, 2014). In der Literatur ist sinngemäß von statisch bzw.

dynamisch geführten Implantationen die Rede, ein Überblick über die verwendeten Softwareanwendungen findet sich bei Vercruyssen und Mitarbeiterinnen/Mitarbeitern (Vercruyssen *et al.*, 2014). Statische Systeme umfassen eine Implantationschiene mit mindestens einer Führungshülse für die Rosenbohrer zum Körnen, die unterschiedlich durchmesserstarken Bohrer und die zu inserierenden Implantate. Nachteilig an diesen Systemen mit starrer ist, dass keine intraoperativen Lagekorrekturen oder anderweitige kurzfristige Planänderungen beziehungsweise Reaktionen auf anatomische Besonderheiten erlaubt (Tahmaseb *et al.*, 2014).

Im Gegensatz dazu bieten dynamische Systeme durch Echtzeitvisualisierung der in Aktion befindlichen Bohrer die Möglichkeit, anhand von Bildgebungswerkzeugen mit einer Positionsänderung des Implantats auf anatomische Abweichungen zu reagieren und dies am Bildschirm, eingebunden in die als Planungsgrundlage dienende DVT-Ansicht, mitzuverfolgen. Der Vorteil der intraoperativen Flexibilität dieser Variante liegt also auf der Hand, zumal in diesem Prozedere kontinuierlich Informationen dazugewonnen werden (Tahmaseb *et al.*, 2014).



**Abb. 3: Dynamisch geführte Implantation (X-Guide; Nobel Biocare, Göteborg, Schweden)**

Quelle: [https://www.nobelbiocare.com/at/de/home/products-and-solutions/treatment-concepts/x-guide/\\_jcr\\_content/par/textimage\\_ad7a/image.transform.1580310507177/text\\_image\\_medium/image.jpg](https://www.nobelbiocare.com/at/de/home/products-and-solutions/treatment-concepts/x-guide/_jcr_content/par/textimage_ad7a/image.transform.1580310507177/text_image_medium/image.jpg)

### 1.3.3 Statische Implantationsschienen

Statische Implantationsschienen sind also chirurgische Schablonen, die auf Zähnen oder Weichgewebe intraoral eingesetzt werden und, als Vorgabe für eine virtuell

geplante Implantatposition, mit einer starren Führung ausgestattet sind. Sie bestehen aus einem Retentions- und Positionierungsteil sowie einer Hülse zum Durchführen der Bohrer. Da ihre Starrheit grundsätzlich keine nachträglichen Änderungen erlaubt, steht die Implantatposition fest, sobald die Schiene angewendet wird (Tahmaseb *et al.*, 2014; D'haese *et al.*, 2017). In der Literatur wird diese s-CAIS-Methode der Implantatchirurgie zur Erleichterung der Lagerpräparation, des Insertionsvorgangs und der Positionskontrolle empfohlen. Zu unterscheiden ist zwischen dem vollständig geführten (FG) und dem pilotgeführten (PG) Protokoll (Schulz *et al.*, 2019; Younes *et al.*, 2019). Beide erfordern gründliche Planungen, chirurgische Kompetenz und einschlägiges Wissen (Joda *et al.*, 2018).

Folglich existieren zwei Arten von Implantationsschienen, nämlich zum einen Bohrschablonen ausschließlich für die Pilotbohrung, die immerhin noch geringfügige Änderungen durch die Behandlerin/den Behandler erlaubt, und zum anderen Schienen für das vollständig geführte Protokoll mit Vorgaben für die gesamte Bohrsequenz. Im letzteren Fall wird die Außenhülse in die Implantationsschiene eingebracht und jeder Bohrer zusätzlich durch eine eigene Innenhülse geführt. Somit sind Position, Achsenausrichtung und Präparationstiefe vorgegeben und Abweichungen von der geplanten Implantatposition theoretisch ausgeschlossen. Wichtig in diesem Zusammenhang ist aber ein schaukelfreier Sitz der Schiene (Abduo und Lau, 2020).

Ein weiteres Unterscheidungskriterium zwischen Schienen für geführte Implantationen sind die Führungssysteme. Manche Hersteller setzen auf Hülsen mit ansteigendem Durchmesser zum Durchführen der einzelnen Bohrer, andere konstruieren Bohrer mit Tiefenstopps zum zuverlässigen Festlegen der Präparationstiefe. Ein weiterer Unterschied besteht im Inserieren der Implantate: Manche Systeme führen diesen Vorgang, bei anderen erfolgt er nach Entfernen der Schiene freihändig (Tahmaseb *et al.*, 2014). Von führenden Anbietern nach individuellen Vorgaben angefertigte Führungsschienen mit bereits platzierten Metallhülsen können unter Verwendung passender Werkzeuge unmittelbar zum Implantieren herangezogen werden (Abduo und Lau, 2020). Studien von Park sowie Rungcharassaeng und Mitarbeiterinnen/Mitarbeitern erbrachten für die s-CAIS-Me-

thode der Implantatchirurgie gute Ergebnisse unabhängig vom Erfahrungshintergrund der implantierenden Behandlerinnen/Behandler (Rungcharassaeng *et al.*, 2015; Park *et al.*, 2017).

Je nach Retentionsmodus ist bei diesen statischen Implantationsschienen zwischen zahn-, schleimhaut-, und knochengetragenen Varianten zu unterscheiden (El Kholly *et al.*, 2019). Wichtig ist dabei vor allem der schaukelfrei fixierte Sitz auf dem Lagergewebe (Giacomo *et al.*, 2005). Laut Studien ist die zahngetragene Variante am präzisesten, wobei hier die Qualität der Restbeziehung und insbesondere die parodontale Gesundheit von Bedeutung ist. Prognostisch am vorteilhaftesten sind, wie eine Studie von Pozzi und Mitarbeiterinnen/Mitarbeitern zeigt, Implantationen in Einzelzahnlücken (Pozzi, Polizzi und Moy, 2016). Auch konnte gezeigt werden, dass Schrauben zum Fixieren von schleimhautgetragenen Schienen im Knochen bei der exakten Festlegung der Präparationstiefe helfen (Kauffmann *et al.*, 2018).

#### **1.3.4 Vollständig schablonengeführte Implantationen**

Intraorale Implantationen haben sich zu einer Grundlage und nicht mehr wegzudenkenden Säule der prothetischen Zahnheilkunde entwickelt (Elani *et al.*, 2018). Nach wie vor spielt jedoch für die Positionierung und Achsenausrichtung der Implantate die Erfahrung der Behandlerinnen/Behandler eine entscheidende Rolle. Am Anfang ihrer implantologischen Tätigkeit können Zahnärztinnen/Zahnärzte mit einem solchen Erfahrungsschatz naturgemäß nicht aufwarten. In dieser Situation kann die Anwendung einer Implantationsschiene/Bohrschablone entlastend wirken, denn die notwendige Erfahrung zur richtigen Implantatpositionierung wird dadurch in die Planungsphase verlagert. Auch zur Umgehung anatomischer Strukturen wie beispielsweise den *Nervus alveolaris inferior* können Schienen gute Dienste leisten.

In der Literatur zeigt sich, dass die größte Genauigkeit mit vollständig schablonengeführten Implantationen erreicht wird. Freihändig inserierte Implantate folgen, was die Position der Implantatschulter betrifft, an zweiter Stelle, zeigen aber in puncto Achsenausrichtung und apikaler Position größere Abweichungen von der prächirurgischen Planung als geführt inserierte Implantate (Bencharit *et al.*, 2018; Varga *et al.*, 2020). Die Genauigkeit von Implantationen mit geführter Pilotbohrung liegt hinsichtlich Position der Implantatschulter zwischen vollständig geführten und

freihändigen Implantationen, die Abweichungen in Tiefe und Achsenausrichtung sind kleiner als bei freihändiger Insertion (Abduo und Lau, 2020).

Ziel der vollständig schablonengeführten Implantation ist eine möglichst genaue Annäherung der Ist- an die Soll-Position. Smitkarn und Mitarbeiterinnen/Mitarbeiter konnten zeigen, dass sich dieses Ziel mit geführten Implantationen am genauesten erreichen lässt (Smitkarn *et al.*, 2019). Dass bei schlecht positionierten Implantaten marginaler Knochenabbau und anatomische Beschädigungen drohen, ist allgemein bekannt. Hinzu kommt das Risiko von prothetischen Komplikationen, etwa in Gestalt einer schlechten Kronenmorphologie oder eines suboptimalen Austrittsprofil mit ästhetischen Auswirkungen. Dieser Probleme können bei jeder Art von Implantation auftreten und lassen sich nur mit entsprechendem Know-how vermeiden. Auch verstärkte Plaquebildung und schlechte Zugänglichkeit für die häusliche Hygiene gehören in diese Aufzählung möglichen prothetischen Probleme.

Das Errichten von Suprakonstruktionen auf suboptimal positionierten Implantaten birgt technische Herausforderungen, erhöht die Kosten und verlängert die Therapiedauer (Abduo und Lau, 2020). Ferner lässt sich bei präziser Annäherung der Ist- an die Soll-Position des Implantats mittels einer Schiene zur vollständig schablonengeführten Implantation die prothetische Versorgung, auch wenn es sich nur um ein Provisorium handelt, bereits im Vorfeld des Eingriffs planen. Die Suprakonstruktion kann so vorgefertigt und das Implantat unmittelbar nach dem Eingriff mit ihr sofortversorgt werden. In der Literatur zeigt sich, dass ausreichend primärstabil verankerte Implantate bei okklusal unbelasteter Sofortversorgung nicht minder gut abschneiden wie konventionell eingehheilte Implantate (Den Hartog *et al.*, 2011). Für die Patientinnen/Patienten verkürzt sich dadurch die Therapiedauer mit weniger Sitzungen bis zur provisorischen Versorgung (Vinci *et al.*, 2020).

Abgesehen von der Tatsache, dass sich durch die Sofortversorgung auch eine herausnehmbare Lösung zur Überbrückung der Einheildauer erübrigt, lässt sich dieses Provisorium vorteilhaft auch als Prototyp nutzen, der bei Nichtgefallen mit Blick auf den definitiven Zahnersatz noch in Form und Farbe adaptiert werden kann. Mit Provisorien versorgte Implantate bieten gute ästhetische Resultate, die sich durchaus mit den Ergebnissen späterer Versorgungen nach konventionell gedeckter Einheilung messen können (Vidigal *et al.*, 2017). Der Erfolg von dentalen Implantaten bemisst sich nicht allein an der Osseointegration, sondern wird von der

Funktionsgerechtigkeit und dem Erscheinungsbild der prothetischen Versorgung in nicht zu vernachlässigender Weise mitbestimmt (Pyo *et al.*, 2019).

### 1.3.5 Herstellung der Schienen

Die Herstellung einer statischen Implantationsschiene kann subtraktiv durch Fräsen oder additiv durch Stereolithografie erfolgen (D'haese *et al.*, 2017). Zur Erzielung einer guten Ästhetik und Funktion erfolgt die Planung und Ermittlung der Optimallage von Dentalimplantaten idealerweise nach dem Prinzip der »Rückwärtsplanung« (*backward planning*). Das Knochenangebot ist jedoch ein limitierender Faktor, und eine gewisse Mindeststärke darf der Knochen rund um das Implantat nicht unterschreiten. Der genaueste Arbeitsablauf, um die Optimallage bestmöglich in den Mund zu übertragen, beginnt mit einem DVT-Scan, gefolgt von einer virtuellen 3-D-Planung und schließlich der Realisierung einer chirurgischen Schablone für eine vollständig geführten Implantation (Bencharit *et al.*, 2018).

Planungssoftware wird von verschiedenen Herstellern angeboten. Die gängigsten Pakete dieser Art sind Dental System von 3Shape, Cerec von Sirona, NobelGuide von Nobel Biocare und SimPlant von Materialise Denta. Entwickelt wurden diese Programme zur Erweiterung des Anwendungsspektrums für herkömmlich gefertigte Schienen und zur möglichst präzisen Durchführung minimal invasiver Implantationen. Die am Computer konstruierte Schiene fungiert als Verbindungsglied zwischen dem virtuell geplanten Implantat und den realen Gegebenheiten im Mund. Da alle relevanten Daten in dieser Planungssoftware gesammelt vorliegen, können Zahntechnikerinnen/Zahntechniker wie auch Behandlerinnen/Behandler darauf zugreifen. Dies ermöglicht einen reibungslosen, interdisziplinären Planungsablauf und, in weiterer Folge, Zeit- und Kostenersparnisse (Lanis und Alvarez del Canto, 2015).

Wie Park und Mitarbeiterinnen/Mitarbeiter zeigen konnten, minimieren in CAD/CAM-Technik (also nach dem Prinzip der computergestützten Konstruktion und Fertigung; *computer-aided design/computer-aided manufacturing*) realisierte Schienen unabhängig vom Erfahrungshintergrund der operierenden Behandlerinnen/Behandler deutlich die Diskrepanzen zwischen den geplanten und den tatsächlich erzielten Implantatpositionen (Park *et al.*, 2017). Die Herstellung der Schiene erfolgt entweder im Dentallabor auf Modellbasis oder durch Konstruktion in CAD-

Software mit anschließender physischer Umsetzung durch 3-D-Druck oder Fräsen. Zur Herstellung einer chirurgischen Führungsschiene benötigt man vier implantatbezogene Parameter: Schulterposition, apikale Position, Achsenausrichtung und Einsetztiefe. Anhand dieser Parameter platziert die Planungssoftware die Führungshülse, die wiederum die Position des zu inserierenden Implantats festlegt.

Gegenüber Fertigungen am Modell haben in CAD/CAM-Technik realisierte Schienen den Vorteil, dass bei der Planung auf intraorale Gegebenheiten bezüglich der Weichteile und des darunter liegenden Knochens oder auch auf anatomische Strukturen eingegangen werden kann (Ozan *et al.*, 2009). Rapid-Prototyping-Verfahren wie die Stereolithografie eignen sich zur raschen Herstellung von Bauteilen für Testzwecke (Gebhardt, 2016) und als Alternative zur Schienenherstellung im Dentallabor. Ausgangspunkt ist der 3-D-Datensatz eines DVT-Scans, der in Planungssoftware importiert wird und dort als Grundlage zur Konstruktion einer virtuellen chirurgischen Führungsschiene dient, die dann nach dem Fertigungsprinzip der Photopolymerisation physisch umgesetzt wird.

Neuerdings überlagert man zur noch genaueren Darstellung der intraoralen Verhältnisse die 3-D-Daten eines DVT-Scans mit jenen eines Intraoralscans, um auf diese Weise nicht nur die Hartsubstanz, sondern auch das Weichgewebe zu erfassen. Zum Überlagern bzw. Abgleichen der beiden Datensätze dienen markante Referenzstrukturen wie etwa Zähne. Hierdurch gestaltet sich die virtuelle Planung und klinische Umsetzung von Implantatpositionen in CAD/CAM-Technik noch präziser (Ozan *et al.*, 2009; Tahmaseb *et al.*, 2014; D'haese *et al.*, 2017).

### **1.3.6 Digital Light Processing (DLP)**

Das DLP-Verfahren ist ein von Texas Instruments (Dallas, Texas, USA) patentiertes 3-D-Druckverfahren (Fastermann, 2012). Der Drucker umfasst eine Bauplattform über einer von unten lichtdurchlässigen, mit photopolymerisierender Flüssigkeit gefüllten Baukammer. Die meisten Geräte dieser Art funktionieren dergestalt, dass sich die Bauplattform von oben in das flüssige Kunstharz senkt und gewährleisten eine möglichst kurze Verweildauer des gedruckten, fertig gehärteten Objekts in der Baukammer (Horsch, 2014). Für die Härtung sorgt der unter der Baukammer platzierte »Digital Light Processor«. Hierbei handelt es sich um einen modifizierten LCD-Medienprojektor, der eine hohe Auflösungsqualität bietet.

Von anderen Techniken hebt sich dieses Verfahren dadurch ab, dass das gesamte Bauobjekt flächig belichtet wird und so Schicht für Schicht gleichmäßig aushärten kann (Fastermann, 2012). Trotz ausgesprochen hochwertiger Resultate in puncto Oberflächengüte hat jedoch auch dieses Verfahren seine Nachteile. So kommt ein Lösungsmittel wie Isopropanol zum Einsatz, um Reste des flüssigen Kunststoffes zu beseitigen, und die abstützenden Stabilisatoren müssen nach Fertigstellung des Bauobjekts manuell per Feinbohrschleifer entfernt werden. Hierauf folgt dann in der Regel noch eine Politur (Stansbury und Idacavage, 2016).

## **2 Material und Methode**

### **2.1 Fragestellung und Zielsetzung**

Gegenstand der hier vorgestellten Pilotstudie war in erster Linie die Präzision der im Haus gefertigten Schienen für vollständig schablonengeführte Implantationen in Einzelzahn­lücken. Die Implantate sollten zu diesem Zweck auf Schulterposition, apikale Position, Achsen­ausrichtung und Einsetztiefe beurteilt werden. Daneben wurde der Frage nachgegangen, welchen Einfluss der Erfahrungshintergrund der implantierenden Personen auf die klinisch realisierten Implantatposition nimmt oder, anders formuliert, inwieweit die untersuchte Technik auch Ungeübte in die Lage versetzt, Implantate korrekt in den geplanten Positionen zu inserieren.

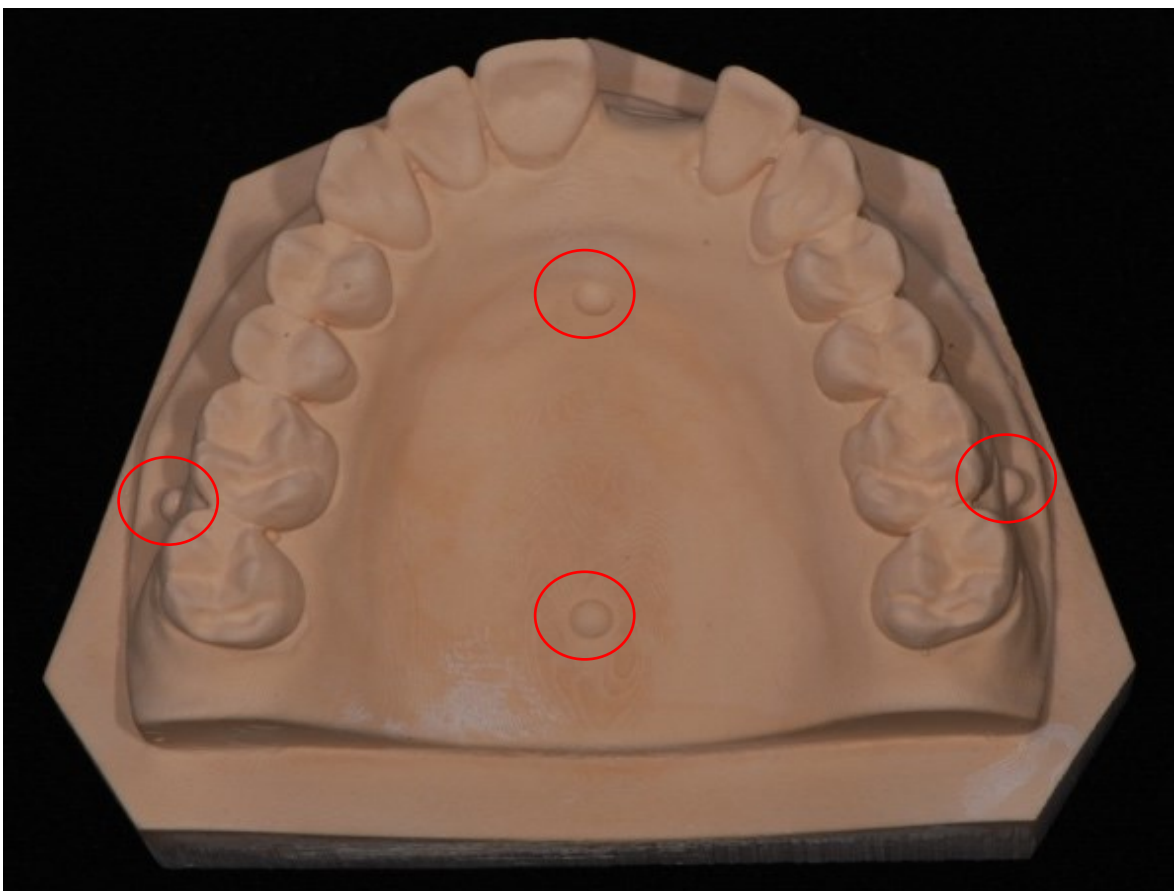
Dies sollte anhand zweier Gruppen von Probandinnen/Probanden überprüft werden. Gruppe »A« umfasste elf im Bereich der Implantatchirurgie und Implantatprothetik tätige Zahnärztinnen/Zahnärzte, Gruppe »S« zwölf Studierende der Zahnmedizin im elften und zwölften Semester mit implantologischem Basiswissen und theoretischer Kenntnis des chirurgischen Vorgehens. Alle Probandinnen/Probanden, abgesehen von einer Linkshänderin, waren durchwegs rechtshändig und sollten je ein Implantat unter Schienenführung in ein zufällig gewähltes Modell inserieren. Alle erhielten vor der Implantation eine kurze Einschulung in das Implantatsystem und wurden über Wichtigkeit des Einhaltens der anzuwendenden Drehmomente aufgeklärt.

Um einen möglichst einheitlichen Ablauf zu gewährleisten, folgten alle Implantationen einem Bohrprotokoll (siehe Anhang). Danach wurden alle Modelle unter Verwendung eines Scankörpers (T1405; Medentical Care, Regau, Österreich) per Laborscanner (D2000®; 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert, in CAD-Software (Solidworks®; Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich) mit dem Referenzmodell überlagert, vermessen und auf Abweichungen analysiert.

### **2.2 Ablauf der Untersuchung**

Den Ausgangspunkt zur Modellanfertigung für die Implantationen bildete ein digitales Oberkiefermodell mit einer Einzelzahn­lücke in Regio 21 (Abbildung 4). Dieses Modell wurde in 3-D-Druckersoftware (Asiga Composer; Asiga, Alexandria, New

South Wales, Australien) importiert, für den Druck vorbereitet, danach in stereolithografischer DLP-Drucktechnik physisch umgesetzt, ausgearbeitet und 25 Mal mittels Dubliermasse und Superhartgips vervielfältigt. Die hergestellte Ausgussform wurde hierzu mittels Pumpenspray (Waxit®; DeguDent/Dentsply, Charlotte, North Carolina, USA) mit einem dünnen Flüssigkeitsfilm an der Silikonoberfläche benetzt und der Film anschließend mit Druckluft verblasen. Nach 25-maligem Ausgießen dieser Form mit Superhartgips (Fujirock® EP; GC, Leuven, Belgien) wurde jedes der 25 Implantationsmodelle getrimmt und zur Beseitigung scharfkantiger Rückstände vom Trimmen geglättet (Abb. 4).

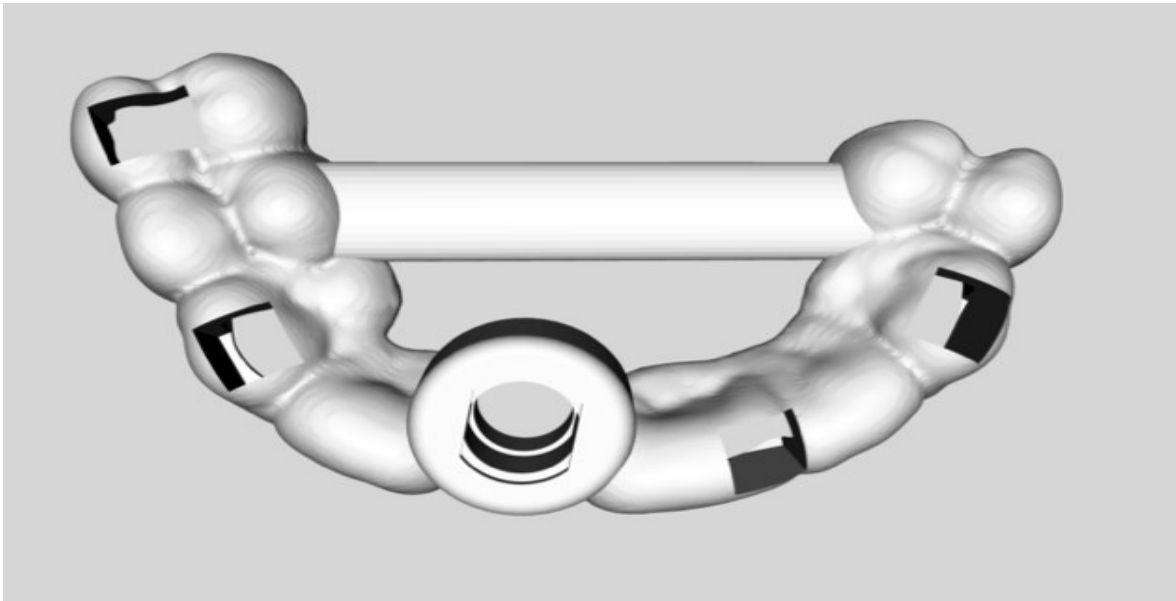


**Abb. 4: Ausgangsmodell in Gips mit eingekreisten Referenzpunkten**

*Eigene Quelle*

Nach Digitalisierung des Gipsmodells per Laborscanner (D2000®; 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) wurde der 3-D-Datensatz in die Implantatplanungssoftware (Implant Studio; 3Shape) geladen und dort in Regio 21 das virtuelle Implantat

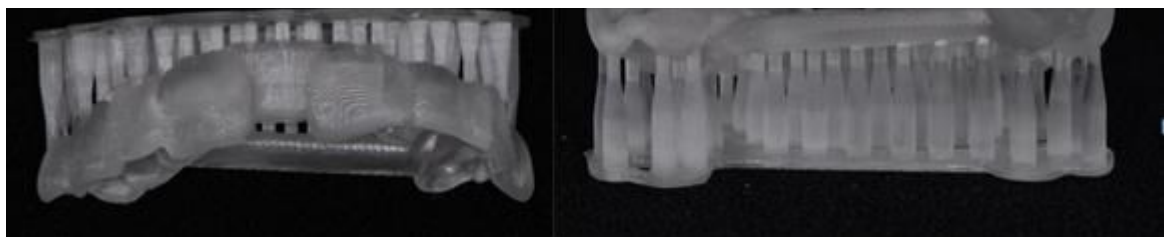
(Xive®; Dentsply Sirona) von 3,8 mm Durchmesser und 11 mm Länge geplant. Anschließend erfolgte die automatische Berechnung der Implantationsschiene anhand der gewünschten Implantatposition durch die Software (Abb. 5).



**Abb. 5: Implantationsschiene in Planungssoftware (Implant Studio; 3Shape)**

*Eigene Quelle*

Die Schiene wurde dann per 3-D-Drucker physisch umgesetzt. Um ihren korrekten Sitz auf dem Modell überprüfen zu können, wurden an verschiedenen Positionen vier Sichtfenster in die Schiene integriert. Nach Übertragen der Schienenkonstruktion von der Planungssoftware (Implant Studio; 3Shape) in die 3-D-Druckersoftware (Asiga Composer; Asiga) wurde die Schiene so platziert, dass die auf den Zähnen aufliegende Innenfläche nach oben zeigte, damit dort keine Stabilisatoren erforderlich waren und den Sitz verfälschen konnten (Abb. 6).



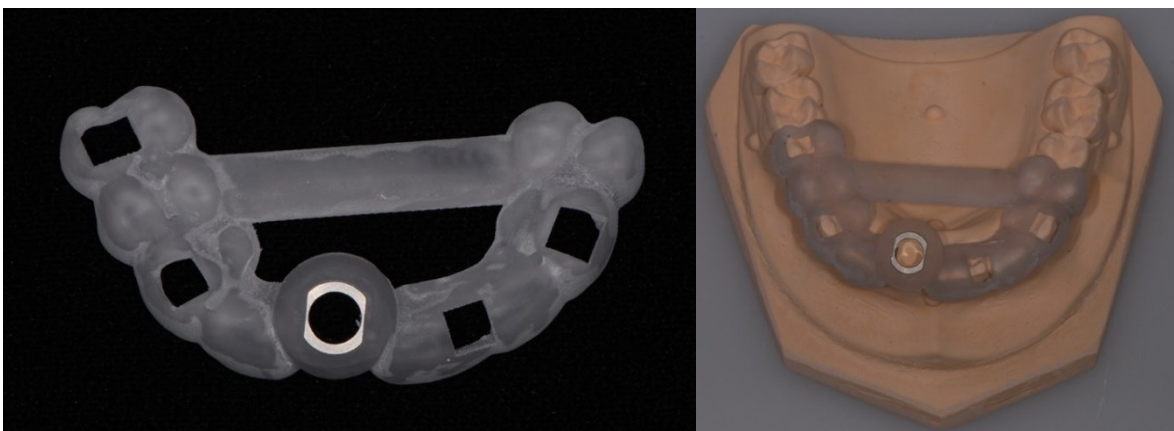
**Abb. 6: Unbearbeitete Schiene**

*Eigene Quelle*

Diese beim Druckvorgang verwendeten Stabilisatoren wurden später entfernt. Da der Drucker in der auf die Normale zur Druckebene gerichteten Ebene am genauesten arbeitet und bei schräger Ausrichtung Ungenauigkeiten drohen, war die

Ausnehmung für die Außenhülse, um eine möglichst genaue Passung zu erhalten, in Einschubrichtung des Druckers ausgerichtet. Die Software generiert diese Stabilisatoren automatisch, eine manuelle Kontrolle war jedoch erforderlich, um den Bereich der Passung für die Außenhülse zuverlässig freizuhalten, da dort befindliche Stabilisatoren den Sitz der Hülse hätten beeinträchtigen können.

Für den 3-D-Druck der Schiene diente ein DLP-Drucker (Asiga Pro 2; Asiga) mit einer erreichbaren, aber variablen Schichtstärke von 75 µm für den transparenten Kunststoff, der im vorliegenden Fall mit 385 nm Wellenlänge lichtgehärtete wurde (Optiprint Guide 385; Dentona, Dortmund, Deutschland). Nach Fertigstellung der 24 identischen Schienen wurden diese zur Beseitigung flüssiger Kunststoffreste mit Isopropanol gereinigt, im Lichthärteofen unter Stickstoffatmosphäre mit UV-Licht ausgehärtet, die Stabilisatoren mittels Feinbohrschleifer und einer Kunststofffräse entfernt, die Schienen ausgearbeitet, auf das Modell gepasst und poliert. Sitz und Positionierbarkeit wurden einzeln überprüft, die einzelnen Schienen einem Modell zugeordnet und nummeriert. Der letzte Schritt bestand im Einbringen der Außenhülsen in die vorgesehene Passung (Abb. 7).

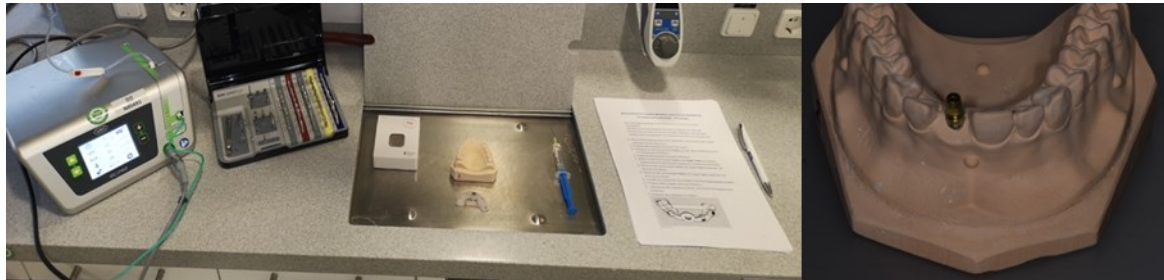


**Abb. 7: Implantationsschiene nach Fertigstellung (links) und auf dem Modell (rechts)**

*Eigene Quelle*

Jede der zwölf Studentinnen/Studenten in Gruppe S und der elf erfahrenen Chirurgen/Chirurginnen in Gruppe A wählte ein beliebiges Modell aus, erhielt Instruktionen zum weiteren Vorgehen und bekam das Bohrprotokoll ausgehändigt. Nach Maßgabe der Wahl wurde eine nummerierte Liste der Modelle erstellt, jeweils ergänzt durch »A« für Ärztin/Arzt oder »S« für Studentin/Student. Jede dieser Personen kontrollierte zunächst den Sitz der Schiene, arbeitete dann Schritt für Schritt das Bohrprotokoll ab und inserierte zuletzt mit einem Anzugsmoment von 45 Ncm

das Implantat. Abbildung 8 illustriert den Arbeitsplatz und ein Modell mit inseriertem Implantat.



**Abb. 8: Arbeitsplatz für die Implantationen (links) und Modell nach der Implantation (rechts)**

*Eigene Quelle*

Die Digitalisierung der Modelle erfolgte per Laborscanner (D2000®; 3Shape) mit in situ befindlichem Scankörper (T1405; Medentical Care). Siehe Abbildung 9.



**Abb. 9: Laborscanner D2000® von 3Shape (links) und Modell mit Scankörper (rechts)**

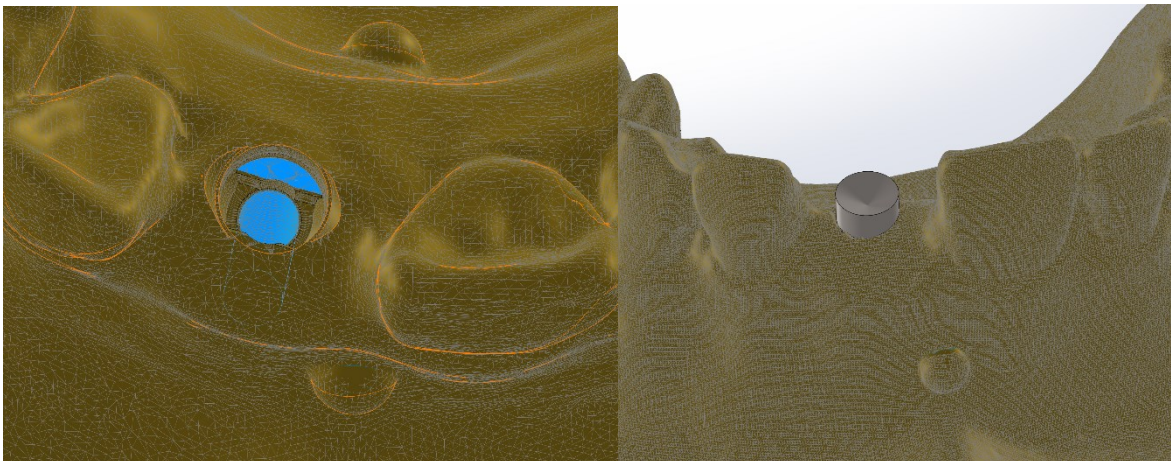
*Eigene Quelle*

Anschließend wurde jedes Modell in einer virtuellen Umgebung (Model Builder; 3Shape) zugeschnitten und der digitale Scankörper mit dem gescannten Scankörper softwareintern abgeglichen. Es folgte die Konstruktion eines Sekundärteils, um ein Manipulierimplantat ins Modell zeichnen zu können, und die Herstellung des Modells, in dem sich eine Bohrung für das Manipulierimplantat anstatt des Implantates in Regio 21 befand. Um Verwechslungen zu vermeiden, wurde jedes digitale Modell mit der zugewiesenen Nummer des physischen Modells und dem Kürzel »A« oder »S« versehen und als STL-Datei abgespeichert.

Für den digitalen Vergleich der Implantate wurde jede dieser STL-Dateien in CAD-Software (Solidworks; Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich) im-

portiert. Zwecks Modellabgleich war zuerst, durch Auswahl des Reiters »Netzmodellierung«, der Drahtkörper in einen Netzkörper umzuwandeln und dann die Funktion »In Netzkörper umwandeln« anzuklicken. Anhand des so entstandenen Volumenkörpers ließen sich dann, über die Funktion »Netzkörper segmentieren«, die zur Überlagerung erforderlichen Flächen von den anderen Strukturen trennen.

Als letzter Vorbereitungsschritt mussten noch, mit dem Befehl »Oberfläche aus Netz« in der Rubrik »Netzmodellierung«, die Referenzflächen für die Überlagerung definiert werden. Hierzu wurde ein kleiner Bereich der gewünschten Fläche markiert und die Form der zu errechnenden Fläche (im gegebenen Szenario »plane Fläche«, »Kugel« und »Zylinder«) eingegeben, worauf die Berechnung der (fünf Referenzpunkte, Bohrung und Verjüngung für das Manipulierimplantat definierten) Fläche erfolgte. Abbildung 10 zeigt das fertige und abgespeicherte Modell.



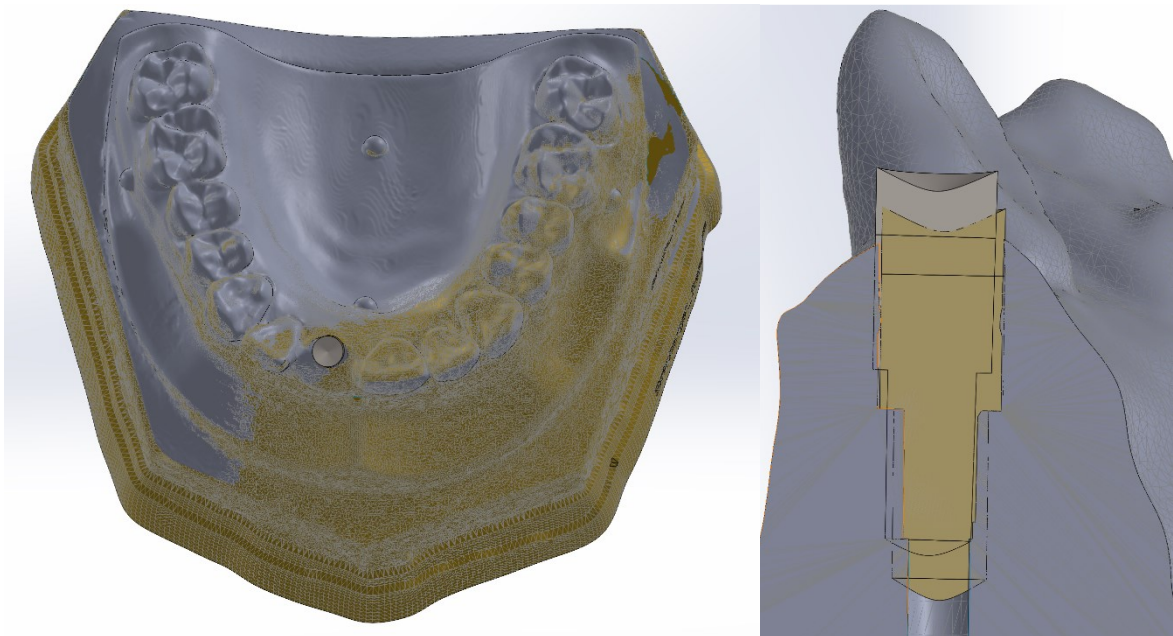
**Abb. 10: Bearbeitetes Modell (links) und Modell mit Implantat (rechts)**

*Eigene Quelle*

Zur Markierung der Schulterhöhe des Implantats musste ein Manipulierimplantat mit den richtigen Abmessungen konstruiert werden. Hierzu wurde ein Bauteil erstellt und eine kreisförmige zweidimensionale Konstruktionsskizze gezeichnet, gefolgt von der Konstruktion zweier unterschiedlich durchmesserstarker Zylinder über den Befehl »Linear aufgetragener Aufsatz«. Im kristallinen Bereich des Implantats entschied die optimale Positionierung über die Auswahl eines Durchmessers von 3,8 mm. Apikal fiel die Wahl auf 3,0 mm, sodass zwischen den beiden Durchmessern eine Fläche zur Festlegung der horizontalen Implantatposition entstand. Zur Erreichung einer höheren Messgenauigkeit an den relevanten Punkten wurde apikal ein Kegel und im kristallinen Bereich eine Vertiefung konstruiert.

Das gewählte Koordinatensystem sollte möglichst einheitlich sein und setzte daher im Mittelpunkt der Implantatschulter an, wobei als x-Achse die mesiodistale, als y-Achse die orovestibuläre und als z-Achse die apikokoronale Ebene diente. Einzelne Bauteile des Implantats wurden zu einer Baugruppe zusammengesetzt und durch Verknüpfungen zu einem untrennbaren Einzelobjekt konsolidiert. Ähnlich vollzog sich das Einfügen des Implantats in jedes der vorbereiteten Modelle, nur wurde diesmal das gesamte Implantat samt dem Modell in die neu erstellte Baugruppe geladen und über den Befehl »Verknüpfung« (Modi »konzentrisch« und »deckungsgleich«) im Modell positioniert (Abb. 10). Dieses Prozedere wiederholte sich für jedes der 25 Modelle und für das Referenzmodell.

Der letzte Schritt vor dem Vermessen der Abweichungen zwischen der geplanten und den realisierten Implantatpositionen war das Überlagern eines jeden der 25 Modelle mit dem Referenzmodell. Wieder kam die gleiche Methode zum Einsatz, diesmal mit Zusammenführen der Referenzpunkte beider Modelle über den Befehl »Verknüpfung« nach Erstellen einer neuen Baugruppe. Abbildung 11 illustriert eine solche Überlagerung (Referenzmodell grau, ausgewertetes Modell goldbraun) nebst sagittalem Längsschnitt durch die Mitte des Referenzmodells.

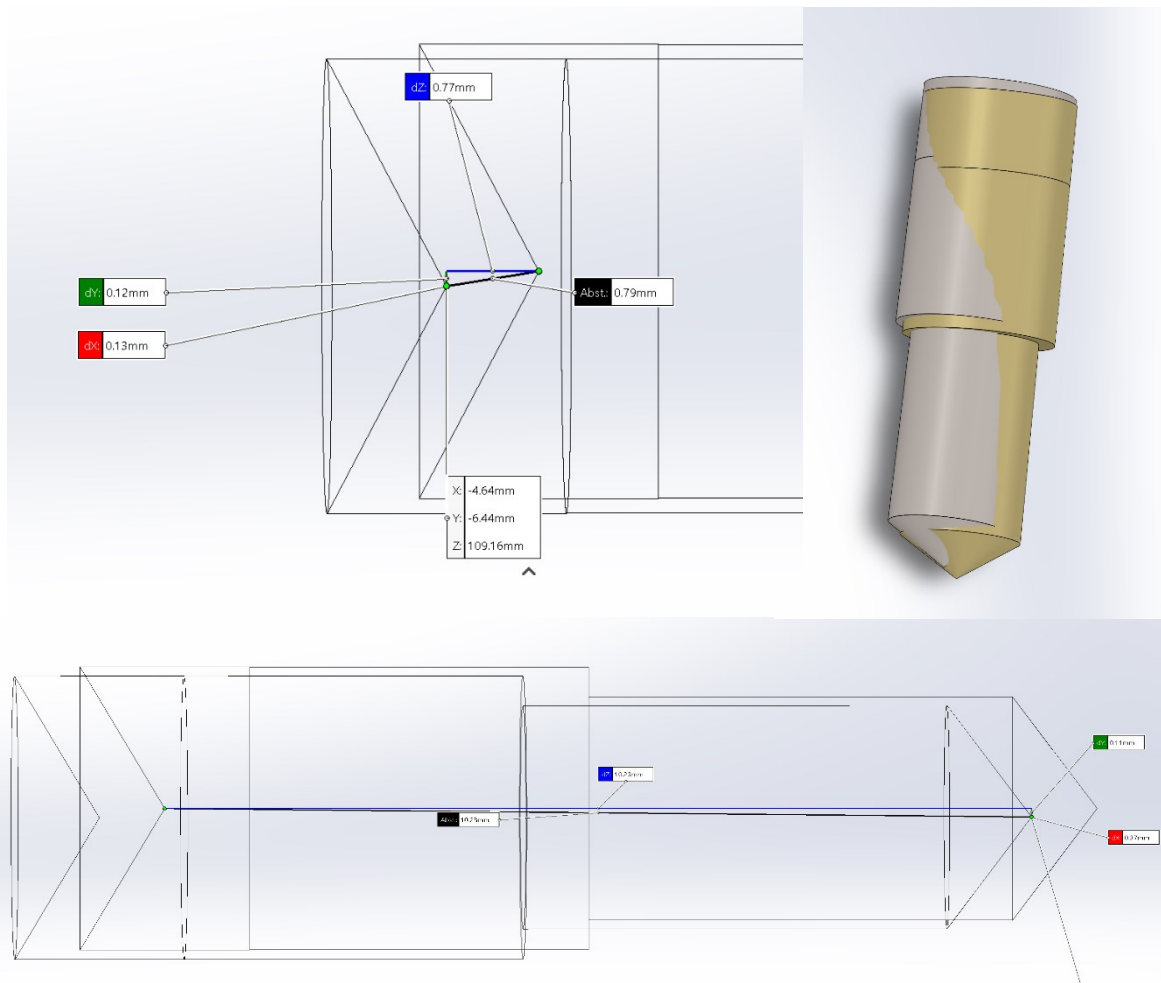


**Abb. 11: Überlagerte Modelle (links) und Implantate im Schnitt (rechts)**

*Eigene Quelle*

## 2.3 Datenerhebung

Das Vermessen der Ist-Abweichungen von der Soll-Position erfolgte innerhalb der Baugruppe durch Ausblenden der Modelle bis auf die Implantate und Umschalten der Darstellung auf Drahtmodell, sodass nur noch die Umrissse der beiden Implantate sichtbar waren. Über den Befehl »Messen« in der Rubrik »Evaluieren« wurden dann der Schultermittelpunkt des Referenzimplantats wie auch Schulter- und apikaler Mittelpunkt des Prüfimplantats gegeneinander – sowie außerdem der interapikale Abstand zwischen den beiden Implantaten – vermessen (Abbildung 12).



**Abb. 12: Überlagerte Implantate, Drahtmodell (oben/unten links), 3-D-Ansicht (oben rechts)**

*Eigene Quelle*

## 2.4 Datenauswertung

Zur Auswertung der in eine Kalkulationstabelle eingefügten Abweichungen wurden die Mittelpunkte der Implantatschulter und Implantatspitze als Punkte im Raum definiert. Den Nullpunkt bildete der Schultermittelpunkt des Referenzimplantates ( $x = 0$ ;  $y = 0$ ;  $z = 0$ ). Zweitens wurde eine Tabelle mit den Werten für die auch in Abbildung 12 illustrierten Abweichungen von Schulter zu Schulter und von Spitze zu Spitze angelegt. Im dritten Schritt erfolgte die Datenauswertung per Statistiksoftware (SPSS) mit Vergleich der beiden Gruppen »A« (Ärztin/Arzt) und »S« (Studentin/Student) mit einem t-Test für unabhängige Stichproben. Berechnet wurden auch die Mittelwerte für die Abweichungen pro Achse, minimalen und maximalen Abweichungen, die Standardabweichungen (SD) sowie die Signifikanzen (p-Wert).

### 3 Ergebnisse

Für die vorliegende Studie wurden 25 Implantate verglichen, die anhand von identischen chirurgischen Schienen im vollständig geführten Verfahren in Gipsmodelle eingesetzt worden waren. Gruppe »A« der implantierenden Personen umfasste elf Ärztinnen/Ärzte mit Tätigkeitsschwerpunkt im Bereich der Implantatchirurgie und Implantatprothetik, Gruppe »S« zwölf Studentinnen/Studenten der Zahnmedizin im elften und zwölften Semester, die theoretisches Fachwissen in Implantologie, aber diesbezüglich noch keine manuellen Fertigkeiten besaßen. Ein Vergleich zwischen den Gruppen sollte den Einfluss des Erfahrungshintergrundes von Operateurinnen/Operateuren auf die Genauigkeit vollständig schablonengeführter Implantationen beleuchten. Tabelle 1 zeigt für beide Gruppen die minimalen und maximalen Abweichungen, Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen je nach Koordinatenachse.

**Tabelle 1: Deskriptive Statistik der gemessenen Abweichungen**

		Gruppe	Min	Max	Mittel	SD	p
Implantatschulter x-Achse (mesiodistal)	mm	Studierende	-0,45	+0,24	-0,11	0,23	0,119
		Ärztinnen/Ärzte	-0,41	+0,44	+0,05	0,24	
Implantatschulter y-Achse (orovestibulär)	mm	Studierende	-0,66	+0,54	-0,15	0,35	0,339
		Ärztinnen/Ärzte	-0,30	+0,42	-0,03	0,24	
Implantatschulter z-Achse (apikokoronal)	mm	Studierende	+0,65	+1,25	+0,86	0,21	0,423
		Ärztinnen/Ärzte	+0,75	+1,15	+0,92	0,13	
Implantatspitze x-Achse (mesiodistal)	mm	Studierende	-0,72	+0,42	-0,20	0,40	0,071
		Ärztinnen/Ärzte	-0,83	+0,93	+0,18	0,55	
Implantatspitze y-Achse (orovestibulär)	mm	Studierende	-1,14	+1,44	-0,11	0,85	0,573
		Ärztinnen/Ärzte	-0,73	+1,08	+0,06	0,60	
Implantatspitze z-Achse (apikokoronal)	mm	Studierende	+0,65	+1,26	+0,90	0,17	0,926
		Ärztinnen/Ärzte	+0,67	+1,22	+0,90	0,18	
Achsenausrichtung	°	Studierende	1,58	4,87	2,54	0,99	0,693
		Ärztinnen/Ärzte	1,09	4,09	2,38	1,01	

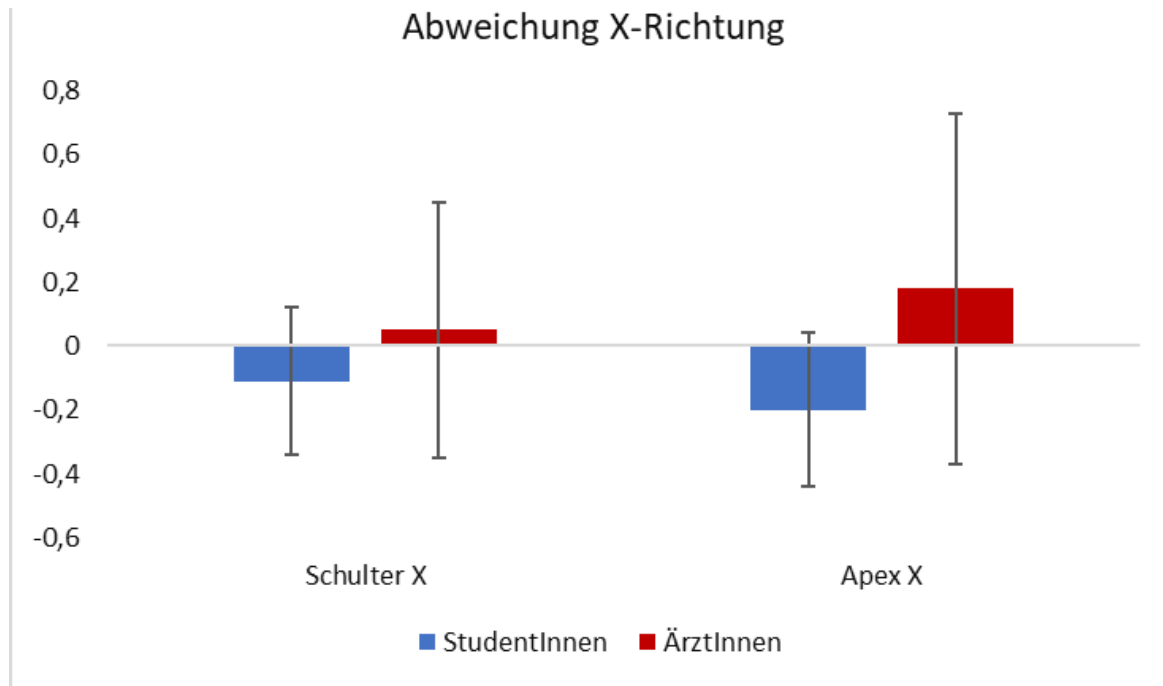
Die p-Werte in der Tabelle sind das Resultat des Gruppenvergleichs mittels t-Test für unabhängige Stichproben. Angesichts der p-Werte von durchwegs über 0,05 lagen keine signifikanten Unterschiede vor, was auch der Stichprobengröße geschuldet war. Lediglich die Abweichungen der realisierten von den geplanten Positionen an der Implantat Spitze zeigten mit  $p = 0,071$  eine Tendenz.

### **3.1 Mesiodistale und orovestibuläre Abweichungen**

Die maximalen Abweichungen auf Höhe der Implantatschulter betragen bei den Studentinnen/Studenten  $X = +0,24$  mm nach mesial und  $X = -0,45$  mm nach distal bei einer Standardabweichung von  $\pm 0,23$  mm sowie  $Y = -0,66$  mm nach bukkal und  $Y = +0,54$  mm nach palatinal, Standardabweichung  $\pm 0,34$  mm. Auf Höhe der Implantat Spitze erreichten die Studentinnen/Studenten Abweichungen von maximal  $X = +0,42$  mm nach mesial und  $X = -0,72$  mm nach distal bei einer Standardabweichung von  $\pm 0,40$  mm sowie  $Y = +1,44$  mm nach palatinal und  $Y = -1,14$  mm nach bukkal bei einer Standardabweichung von  $\pm 0,85$  mm.

Bei den Ärztinnen/Ärzten betragen die maximalen Abweichungen auf Höhe der Implantatschulter  $X = +0,44$  mm nach mesial und  $X = -0,41$  mm nach distal bei einer Standardabweichung von  $\pm 0,24$  mm sowie  $Y = -0,30$  mm nach bukkal und  $Y = +0,42$  mm nach palatinal, Standardabweichung  $\pm 0,24$  mm. Auf Höhe der Implantat Spitze erreichten die Ärztinnen/Ärzte Abweichungen von maximal  $X = +0,93$  mm nach mesial und  $X = -0,83$  mm nach distal bei einer Standardabweichung von  $\pm 0,55$  mm sowie  $Y = -0,73$  mm nach bukkal und  $Y = +1,08$  mm nach palatinal bei einer Standardabweichung von  $\pm 0,6$  mm.

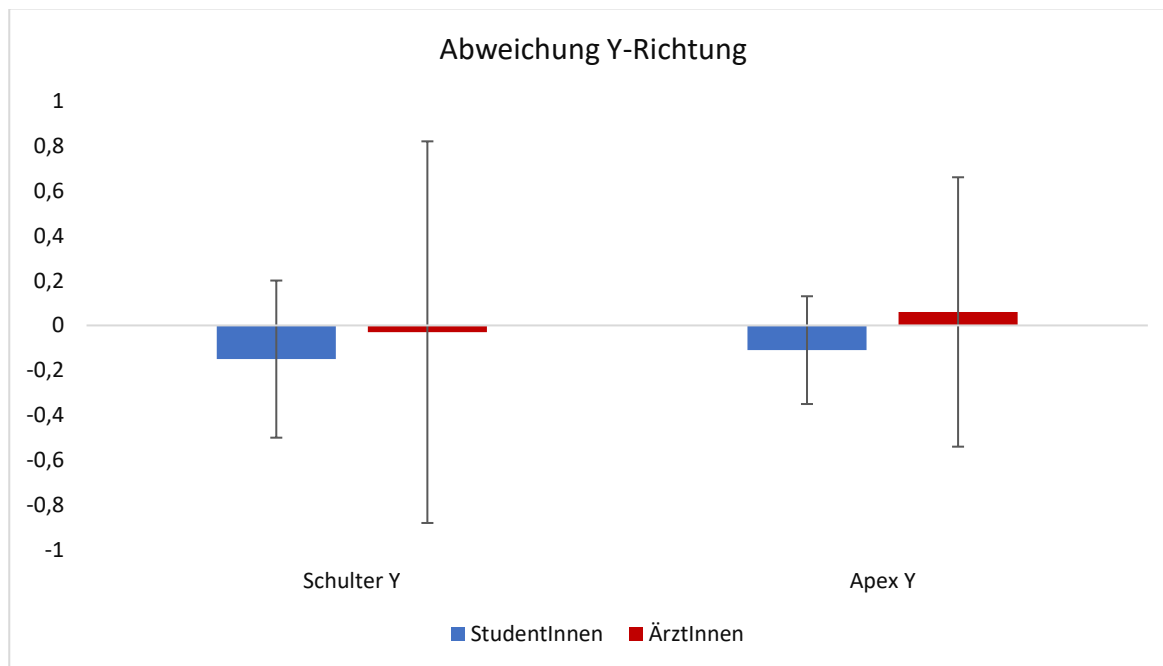
Positive Werte entlang der x-Achse quantifizieren also Abweichungen der realisierten Implantatmittelpunkte vom Referenzpunkt in mesialer, negative Werte dagegen Abweichungen in distaler Richtung. Wie das Diagramm illustriert, waren diese Abweichungen an der Implantatschulter in der Gruppe der Ärztinnen/Ärzte leicht positiv, also eher nach mesial verkippt, während die Studentinnen/Studenten im Mittel negative Werte distal vom Referenzpunkt lieferten (Abbildung 13).



**Abb. 13: Abweichungen in der mesiodistalen Ebene entlang der x-Achse**

*Eigene Quelle*

Entlang der y-Achse sind bukkale Abweichungen vom Referenzpunkt negativ und palatinale Abweichungen positiv. An der Implantatschulter waren beide Mittelwerte leicht negativ, die Implantate waren also geringfügig nach bukkal verkippt. An der Implantatspitze zeigen sich stärkere Achsenabweichungen des Implantats durch die Ärztinnen/Ärzte als durch die Studentinnen/Studenten (Abbildung 14).



**Abb. 14: Abweichungen in der orovestibulären Ebene entlang der y-Achse.**

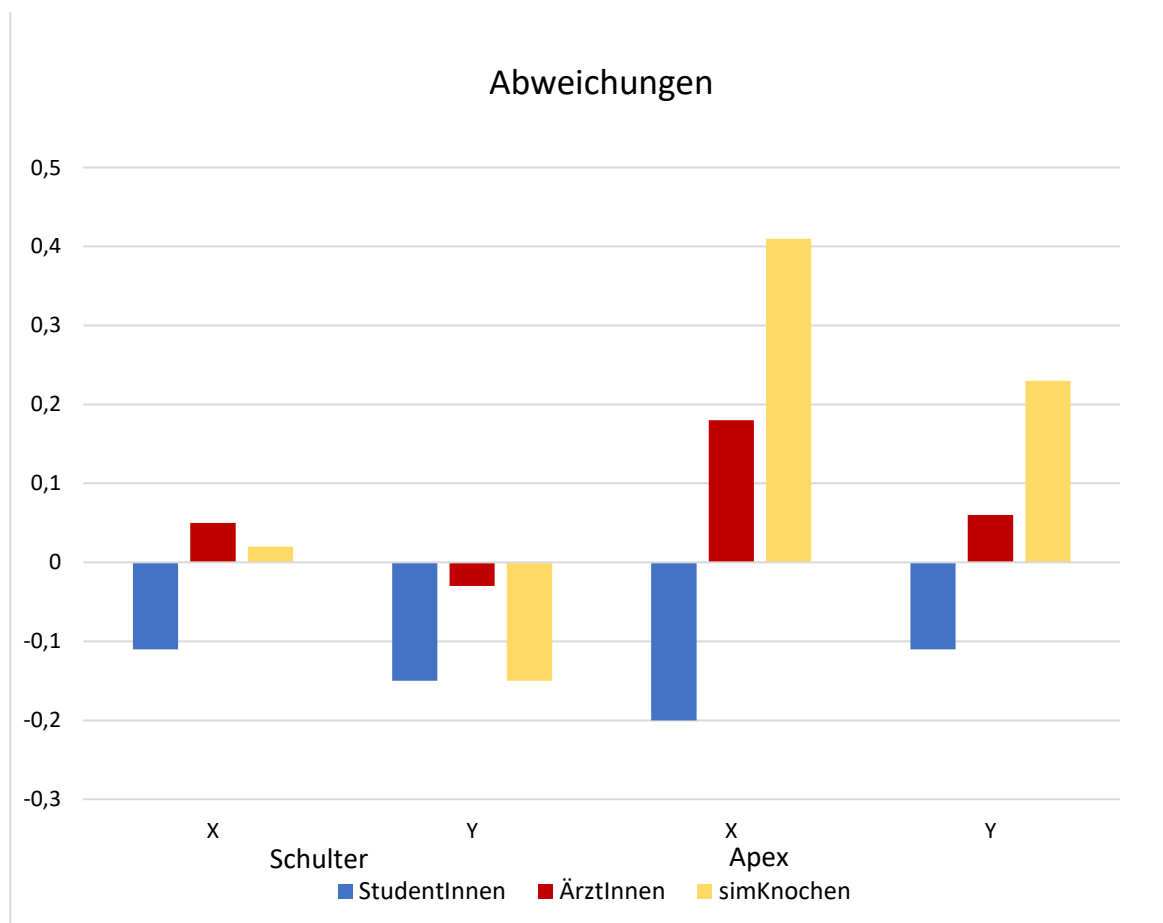
*Eigene Quelle*

Wie in Tabelle 2 ersichtlich, zeigen sich abhängig vom Material unterschiedliche Abweichungen an Implantatschulter und -spitze. Die Abweichungen im Modell mit dem simulierten Knochen waren mit  $X = 0,41$  mm und  $Y = 0,23$  mm deutlich größer als in den gipsbasierten Vergleichsgruppen der Ärztinnen/Ärzte ( $X = -0,2$  mm und  $Y = -0,11$  mm) und Studierenden ( $X = 0,18$  mm und  $Y = 0,06$  mm).

**Tabelle 2: Implantatschulter und -spitze mesiodistal und orovestibulär**

Implantatschulter	Studierende	-0,11	Implantatschulter	Studierende	-0,15
x-Achse (mm)	Ärztinnen/Ärzte	+0,05	y-Achse (mm)	Ärztinnen/Ärzte	-0,03
(mesiodistal)	Simulierter Knochen	+0,02	(orovestibulär)	Simulierter Knochen	-0,15
Implantatspitze	Studierende	-0,20	Implantatspitze	Studierende	-0,11
x-Achse (mm)	Ärztinnen/Ärzte	+0,18	y-Achse (mm)	Ärztinnen/Ärzte	+0,06
(mesiodistal)	Simulierter Knochen	+0,41	(orovestibulär)	Simulierter Knochen	+0,23

Abbildung 15 zeigt die Resultate aus Tabelle 2 grafisch aufbereitet.

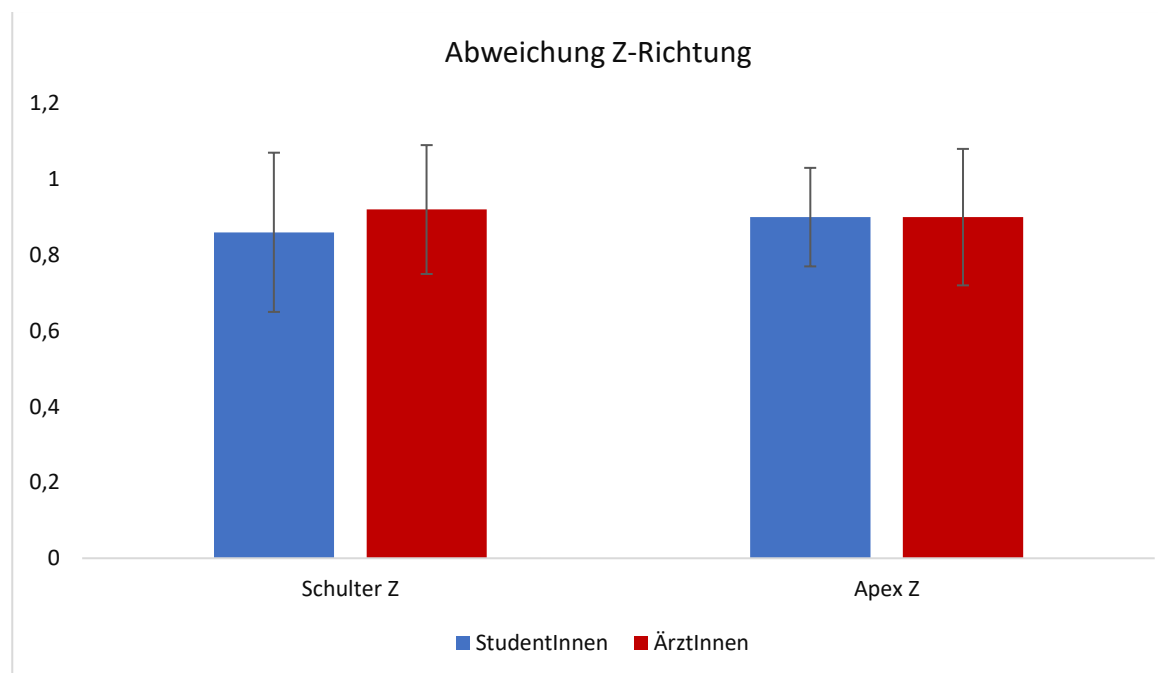


**Abb. 15: Abweichungen entlang der x- und y-Achse je nach Modellmaterial**

*Eigene Quelle*

### 3.2 Apikokoronale Abweichungen

Positive Werte entlang der z-Achse quantifizieren Abweichungen der realisierten Implantatmittelpunkte vom geplanten Mittelpunkt nach inzisal, negative Werte dagegen Abweichungen nach apikal. In beiden Gruppen (Studentinnen/Studenten und Ärztinnen/Ärzte) lagen die mittleren Abweichungen im positiven Wertebereich, die Einsetztiefe der Implantate war also geringer als vorgesehen (Abb. 16).



**Abb. 16: Abweichungen in der apikokoronalen Ebene entlang der z-Achse**

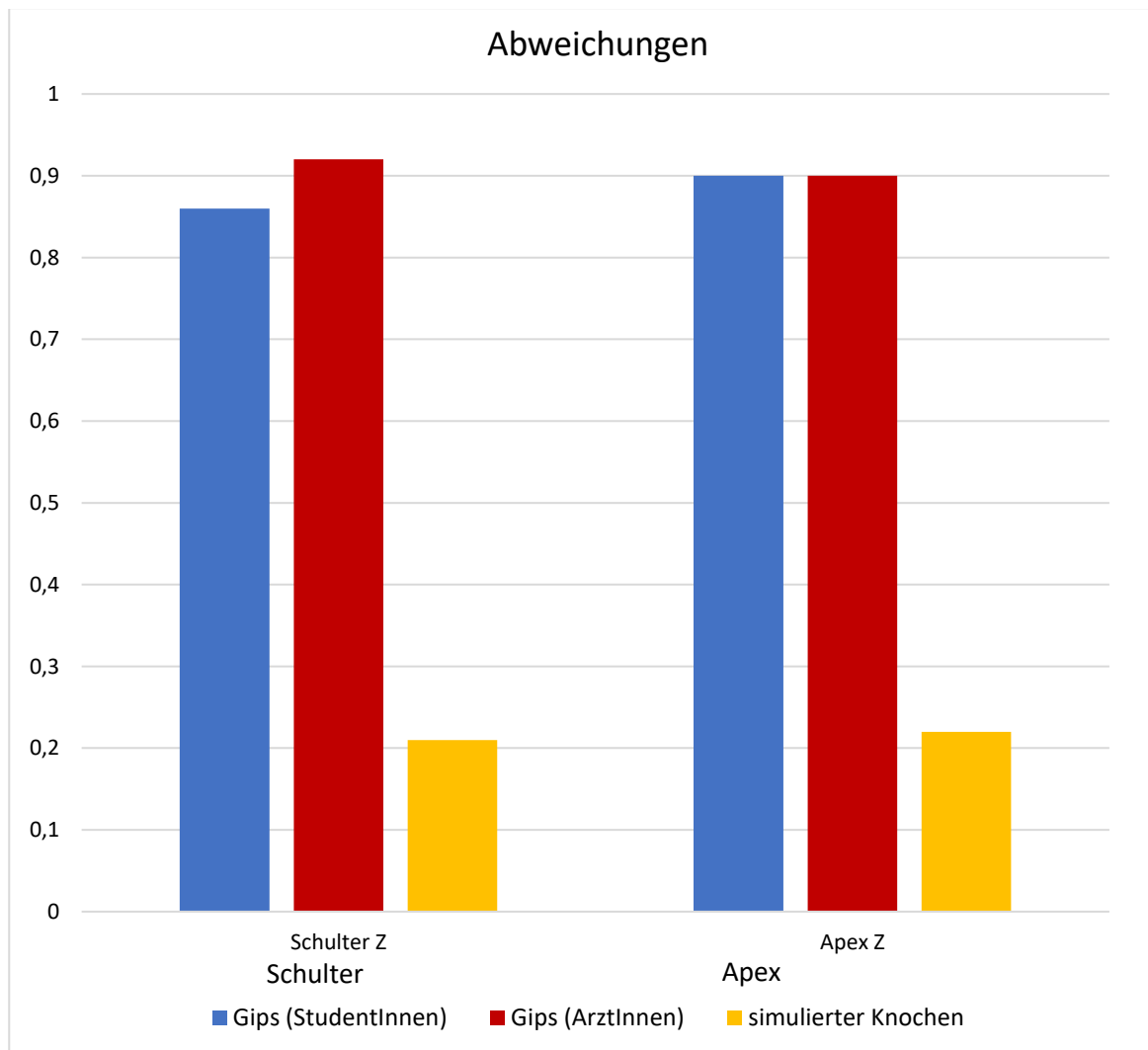
*Eigene Quelle*

Tabelle 3 zeigt die Abweichungen entlang der z-Achse an der Implantatschulter und Implantat-spitze. Wie man sieht, produzierten die Studentinnen/Studenten wie auch die Ärztinnen/Ärzte mit etwa 0,9 mm relativ große Abweichungen vom Referenzwert für die Einsetztiefe des Implantats.

**Tabelle 3: Implantatschulter und -spitze apikokoronar**

Implantatschulter z-Achse (mm) (apikokoronar)	Gips (Studierende)	+0,86
	Gips (Ärztinnen/Ärzte)	+0,92
	Kunststoff	+0,65
	Simulierter Knochen	+0,21
Implantat-spitze z-Achse (mm) (apikokoronar)	Gips (Studierende)	+0,9
	Gips (Ärztinnen/Ärzte)	+0,9
	Kunststoff	+0,66
	Simulierter Knochen	+0,22

Abbildung 17 zeigt die Ergebnisse aus Tabelle 3 grafisch aufbereitet.



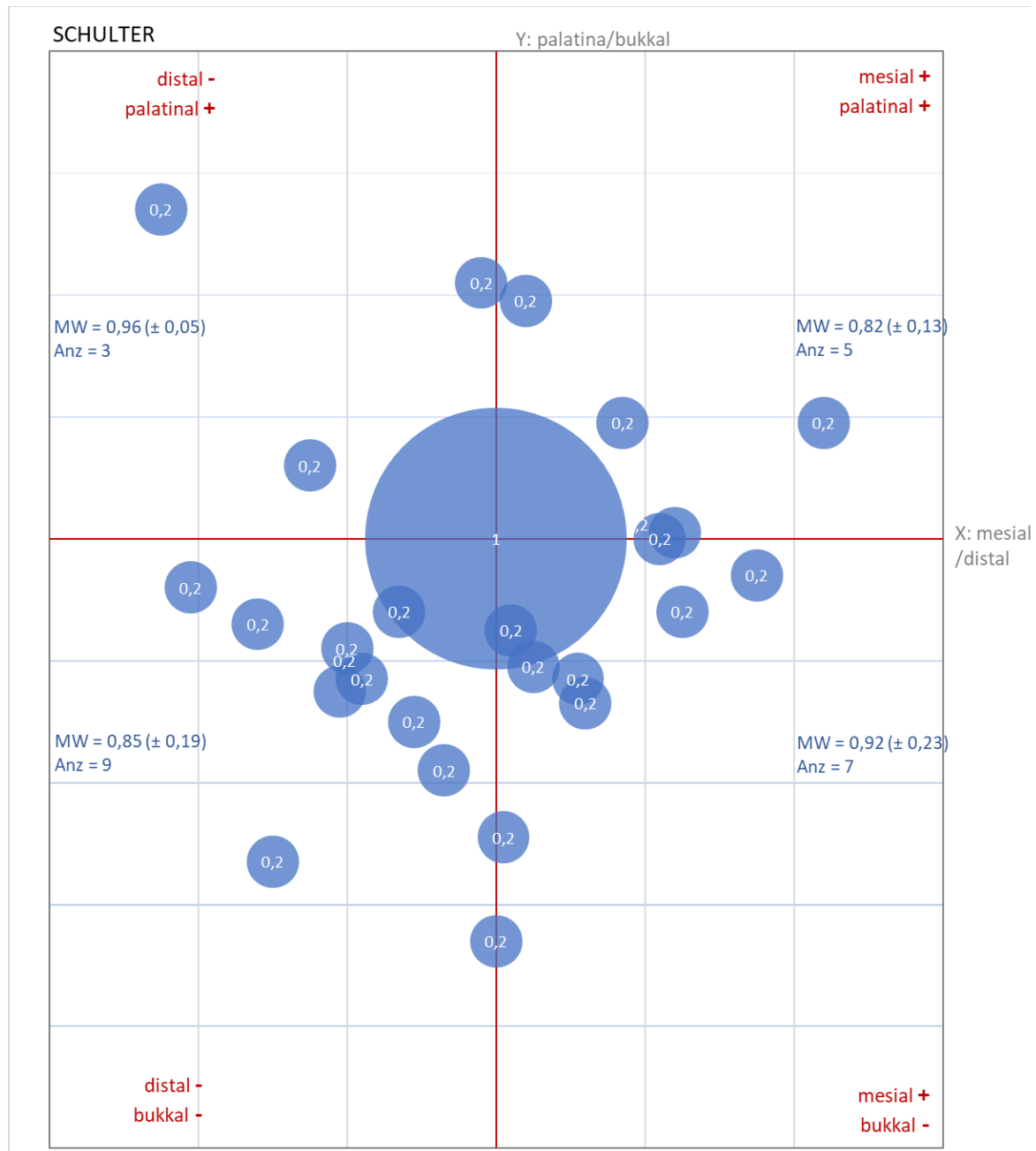
**Abb. 17: Abweichungen in der apikokoronaren Ebene je nach Modellmaterial**  
Eigene Quelle

Deutlich zeigt sich hier der große Unterschied (im Mittel etwa 0,7 mm) zwischen den Gipsmodellen und dem simulierten Knochen. Die kleinste Abweichung an der Implantatschulter betrug bei den Ärztinnen/Ärzten  $Z = 0,75$  mm und bei den Studierenden 0,65 mm, an der Implantatspitze waren es 0,67 bzw. 0,65 mm.

### 3.3 Streuung der Abweichungen

Die Gruppe der Studentinnen/Studenten zeigte mittlere Abweichungen von  $X = -0,11$  mm an der Implantatschulter und  $Y = -0,15$  mm an der Implantatspitze, also im Schnitt eine distale Verlagerung entlang der x-Achse und eine bukkale Verlagerung entlang der y-Achse. Die Gruppe der Ärztinnen/Ärzte lieferte Werte von  $X =$

+0,05 mm bzw.  $Y = -0,03$  mm, also eine leichte Verkippung nach mesial und wieder eine Verlagerung nach bukkal. Die Streuungen der gemessenen Werte wurden zur Illustration jeweils grafisch aufbereitet (Abb. 18 und 19).

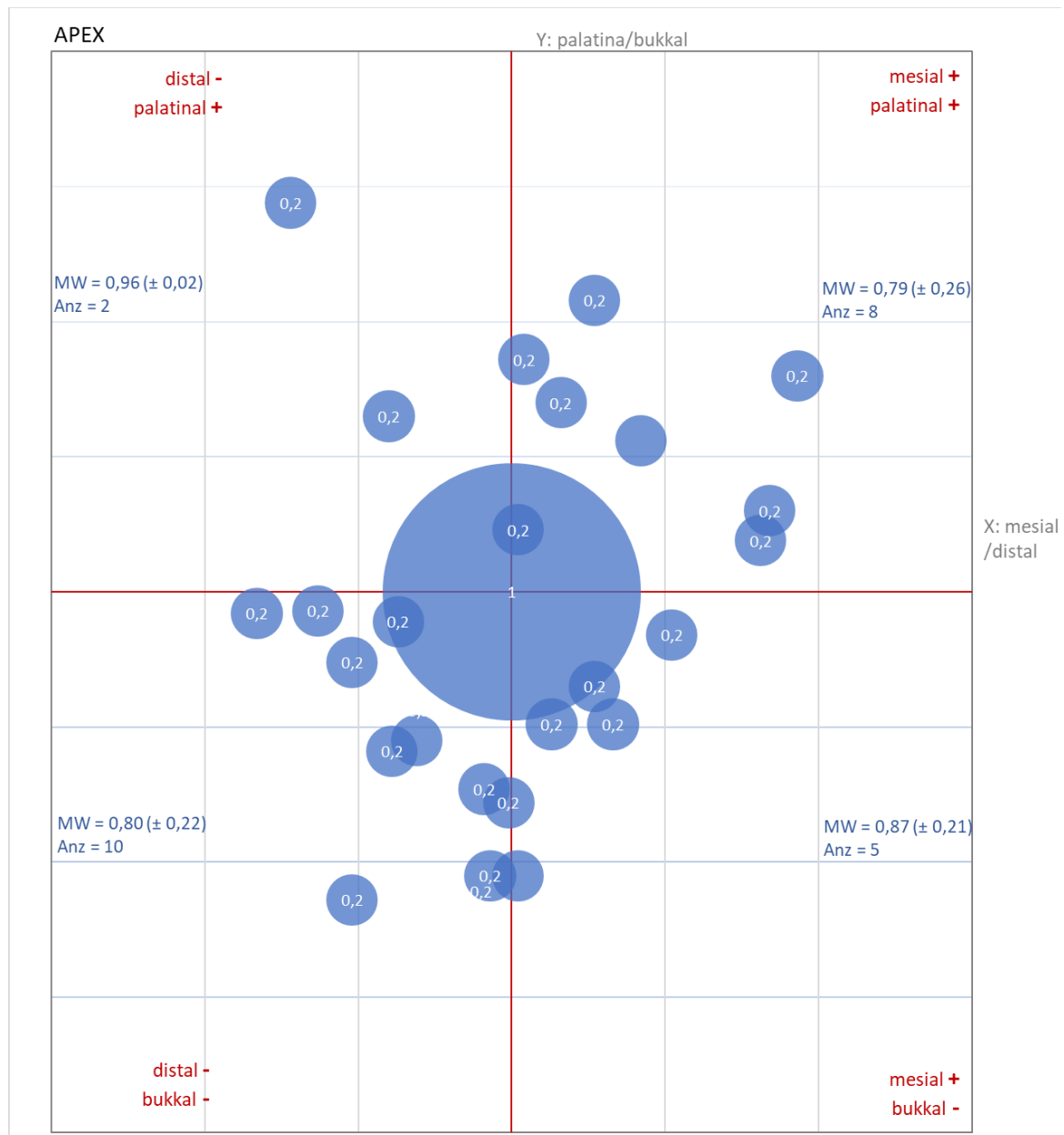


**Abb. 18: Streuung der Implantatpositionen, inzisale Ansicht der Ebene x/y**

*Eigene Quelle*

Jeder der kleinen Kreise in den beiden Grafiken stellt den Mittelpunkt einer Bohrung dar. Der große Kreis in der Mitte dient lediglich zur überschneidungsfreien Veranschaulichung der relevanten Daten und ist nicht weiter von Bedeutung. Die

Einteilung in Quadranten hilft bei der Visualisierung, in welche Richtung die Bohrerführung durch die die Probandinnen/Probanden jeweils vom Referenzwert abweicht. Auf Höhe der Implantatschulter (siehe Abb. 18) finden sich die meisten Bohrungen (n = 9; mittlere Abweichung:  $0,85 \pm 0,19$  mm) im distobukkalen Quadranten, gefolgt vom mesiobukkalen (n = 7;  $0,92 \pm 0,23$  mm) sowie vom mesiopalatinalen (n = 50;  $82 \pm 0,13$  mm) und distopalatinalen (n = 3;  $0,96 \pm 0,05$  mm) Quadranten.



**Abb. 19: Streuung der Implantatpositionen, apikale Ansicht der Ebene x/y**

*Eigene Quelle*

Auf Höhe der Implantatspitze (siehe Abb. 19) waren die Werte entlang der x-Achse für die Studentinnen/Studenten mit  $X = -0,20$  mm negativer und somit noch

weiter nach distal, für die Ärztinnen/Ärzte dagegen mit  $X = +0,18$  mm positiver und somit weiter mesial als auf Höhe der Implantatschulter. Entlang der y-Achse waren die Werte für die Studentinnen/Studenten mit  $Y = -0,11$  mm weniger negativ als an der Implantatschulter und somit weiter palatinal, und bei den Ärztinnen/Ärzten war der Mittelwert von  $Y = +0,06$  mm im Vergleich zur Schulterposition von mesial nach palatinal verlagert. Hieraus folgt, dass sich die durchschnittliche Bohrachse bei den Studentinnen/Studenten von distobukkal nach distopalatinal und bei den Ärztinnen/Ärzten von mesiobukkal nach mesiopalatinal verlagerte.

Betrachtet man die Abbildungen 18 und 19 im direkten Vergleich, fällt auf, dass von der Implantatschulter zur Implantatspitze die Zahl der Bohrmittelpunkte in den mesiobukkalen und distopalatinalen Quadranten abnimmt. Dieser visuelle Befund deckt sich mit dem bereits aus Tabelle 1 hervorgehendem Resultat, dass es sich bei den Abweichungen von den Referenzwerten in erster Linie um mesiopalatinale und distobukkale Verkippungen der Bohrachse handelte.

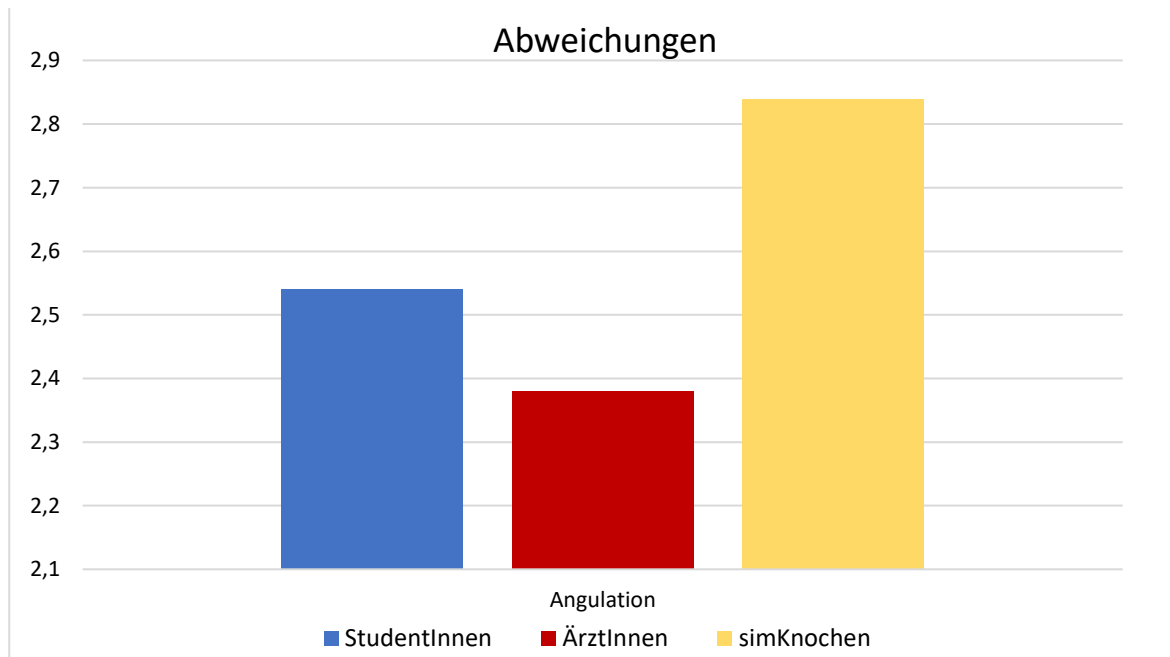
### 3.4 Abweichungen der Achsenausrichtung

Wie in Tabelle 4 ersichtlich, produzierten die Ärztinnen/Ärzte mit durchschnittlich 2,38 Grad etwas höhere Abweichungen von der Achsenausrichtung des Implantats im Referenzmodell als die Studentinnen/Studenten mit 2,54 Grad. Die größte Abweichung lieferte das simulierte Knochenmodell mit 2,84 Grad.

**Tabelle 4: Abweichungen der Achsenausrichtung**

Winkelabweichung	°	Studierende	2,54
		Ärztinnen/Ärzte	2,38
		Simulierter Knochen	2,84

Abbildung 20 auf der nächsten Seite veranschaulicht diese Unterschiede.



**Abb. 20: Achsenabweichungen je nach Probandengruppe und Modellmaterial**

*Eigene Quelle*

## 4 Diskussion

### 4.1 Beobachtungen zur technischen Machbarkeit

Die ersten Schwierigkeiten ergaben sich bereits beim Aufbereiten des Implantatlaggers. Die Pilotbohrung in den Superhartgips gestaltete sich äußerst mühsam, so dass die Implantate nicht in die vorgesehene Tiefe inseriert werden konnten. Auch die großen apikokoronalen Abweichungen an der Implantatschulter wie auch der Implantatspitze sind diesem Umstand geschuldet. Versuche mit anderen Materialien, zumal weicheren Gipssorten, führten bereits bei Drehmomenten von 20 Ncm zu Gewindeausrissen, sodass tiefere Implantationen ausgeschlossen waren.

Als alternativer Lösungsansatz wurde bei zwei Modellen im Bereich der Implantation der Gips entfernt (ohne Beschädigung der Zähne für die Schienenabstützung oder der Referenzpunkte) und durch Kunststoff bzw. einen Block aus simuliertem Knochen ersetzt. Wie in Abbildung 17 zu sehen, betrug die apikokoronale Abweichungen im Gips für beide Probandengruppen im Mittel etwa  $Z = 0,9$  mm. Die darin enthaltenen Minimalwerte von  $Z = 0,67$  mm (Ärztinnen/Ärzte) und  $0,65$  mm (Studentinnen/Studenten) waren, auch wenn es sich dabei um lediglich *ein* Modell handelte, mit der Bohrung in den Kunststoff vergleichbar, wogegen die Bohrung in den simulierten Knochen mit  $Z = 0,2$  mm die kleinste Abweichung lieferte. Dass keine der anderen Implantationen diesen Wert erreichte, spricht für dieses Material als bessere Alternative zur Modellherstellung in weiteren Studien.

Die Messwerte im simulierten Knochen zeigen ferner, dass an der Implantatspitze größere mesiodistale und orovestibuläre Abweichungen als in den beiden gipsbasierten Vergleichsgruppen (Ärztinnen/Ärzte, Studentinnen/Studenten) vorlagen. Dasselbe gilt für die Abweichung der Achsenausrichtung, wobei die Diskrepanz zum Referenzmodell im simulierten Knochen am größten ausfiel. Vermutlich sind diese Befunde den Materialeigenschaften geschuldet, dergestalt dass die Bohrung in den simulierten Knochen, bedingt durch dessen größere Weichheit im Vergleich zum verwendeten Superhartgips, eben auch anfälliger gegen Abweichungen in der angewendeten Kraft gewesen sein musste (siehe Abbildung 12).

Fehleranfällig ist auch die Geometrie der Referenzpunkte; in der vorliegenden Arbeit waren es Halbkugeln. Der Nachteil dieser Geometrie liegt in der Rotationsachse, die unendlich viele Punkte durchqueren und eine Rotation um den jeweiligen Mittelpunkt bewirken kann. Angesichts der besseren Eignung von Flächen oder Kanten für Überlagerungen in der Software (Solidworks®; Dassault Systeme) sollten die Referenzflächen in künftigen Studien rechteckig definiert werden.

Die vorliegende Studie ermöglicht keine Aussagen zu Einflussfaktoren wie Weichteile, Blut oder Speichel. Da Gips doch eine bedeutend andere Struktur besitzt als menschlicher Knochen, können auch in diesem Punkt keine eindeutigen Schlussfolgerungen gezogen, immerhin aber Tendenzen abgeleitet werden.

## 4.2 Einordnung in den Stand des Wissens

In einer vergleichbaren Studie von Schulz und Mitarbeiterinnen/Mitarbeitern realisierten 52 Studierende (fünftes Studienjahr) in Modellen der Knochenqualität D2 je eine vollständig und eine partiell geführte Implantation, letztere mit Führung nur des Pilotbohrers (Schulz *et al.*, 2019). Die Standardabweichungen betragen  $\pm 1,65^\circ$  für die Achsenausrichtung, an der Implantatschulter mesiodistal  $X \pm 0,43$  mm, orovestibulär  $Y \pm 0,56$  mm und apikokoronal  $Z \pm 0,45$  mm sowie an der Implantatspitze mesiodistal  $X \pm 0,94$  mm, orovestibulär  $Y \pm 0,95$  mm und apikokoronal  $Z \pm 0,45$  mm.

In der vorliegenden Gipsmodellstudie betragen diese Standardabweichungen  $\pm 0,99^\circ$  (Achsenausrichtung) für die Studierenden versus  $\pm 1,01^\circ$  für die Ärztinnen/Ärzte, an der Implantatschulter mesiodistal  $X \pm 0,23$  versus  $\pm 0,24$  mm sowie orovestibulär  $Y \pm 0,35$  versus  $\pm 0,24$  mm und an der Implantatspitze mesiodistal  $X \pm 0,40$  versus  $\pm 0,55$  mm sowie orovestibulär  $Y \pm 0,85$  versus  $\pm 0,60$  mm. Die apikokoronale Tiefenabweichung betrug in beiden Gruppen durchschnittlich 0,9 mm.

Im Vergleich zu obengenannter Studie von Schulz und Mitarbeiterinnen/Mitarbeitern ergeben sich somit mesiodistal entlang der x-Achse, orovestibulär entlang der y-Achse und für die Achsenausrichtung der Implantate kleinere Standardabweichungen. Apikokoronal entlang der z-Achse war die Abweichung fast doppelt so groß, allerdings lässt sich dies durch die Materialeigenschaften des Gipsmodells erklären, zumal nicht einmal die kleinsten apikokoronalen Abweichungen an die von

Schulz und Mitarbeiterinnen/Mitarbeitern beschriebene Standardabweichung von 0,45 mm heranreichten.

Abduo und Lau verglichen die Genauigkeit von vollständig geführten, partiell (nur Pilotbohrung) geführten und freihändigen Implantationen in gedruckte Modelle durch Behandlerinnen/Behandler, die mindestens drei Jahre allgemeine Praxiserfahrung mitbrachten, aber noch wenig Erfahrung mit dem chirurgischen Prozedere von Implantationen hatten (Abduo und Lau, 2020). Die besten Ergebnisse wurden dabei mit den vollständig durch Implantationsschienen geführten Eingriffen realisiert, mit Abweichungen von 0,47–0,52 mm an der Implantatschulter, von 0,71–0,74 mm an der Implantatspitze und von 2,42–2,61° bezogen auf die Achsenausrichtung der Implantate. Die Tiefenabweichungen unterschieden sich nicht signifikant von den partiell geführten und den freihändigen Implantationen.

Die vorliegende Gipsmodellstudie erbrachte mediodistal, orovestibulär und bezogen auf die Achsenausrichtung ähnliche Abweichungen. Dabei produzierten die Studierenden mit  $Y \pm 0,85$  mm vergleichsweise größere orovestibuläre Abweichungen, was in der Gipsmodellstudie den einzigen signifikanten Wert darstellte.

Lin und Mitarbeiterinnen/Mitarbeiter konnten in einer klinischen Studie von 50 geplanten Implantationen nur 43 vollständig geführt realisieren (Lin *et al.*, 2020). Hieran wird deutlich, dass selbst bei genauer Planung eine Arbeit mit Implantationsschienen, vor allem im Seitenzahnbereich etwa bei eingeschränkter Mundöffnung, nicht immer möglich ist. Materialbrüche waren bei den geführten Implantationen nicht zu verzeichnen. Die mittleren lateralen Abweichungen der 43 inserierten Implantate betragen  $0,57 \pm 0,33$  mm an der Schulter und  $1,14 \pm 0,72$  mm an der Spitze, bei  $4,3 \pm 2,87^\circ$  Achsenabweichung und  $0,46 \pm 0,35$  mm Tiefenabweichung.

In der vorliegenden Gipsmodellstudie lag somit nur die apikokoronale Tiefenabweichung entlang der z-Achse mit durchschnittlich 0,9 mm höher als in der genannten Studie von Lin und Mitarbeiterinnen/Mitarbeitern, wogegen im Hinblick auf die lateralen Abweichungen eine bessere Präzision der Implantationsschienen gegeben war.

Diese Vergleiche mit bereits vorliegenden Erkenntnissen machen deutlich, dass Schienen für vollständig geführte Implantationen an der Grazer Universitäts-

linik für Zahnmedizin und Mundgesundheits auf dem gleichen Niveau an Genauigkeit wie in der Literatur beschrieben realisierbar sind (Younes *et al.*, 2019). Die Schienenherstellung ist mit den vorhandenen Ressourcen also definitiv machbar.

Die vorliegende Arbeit darf in ihrem Hauptanliegen, eine Vergleichsmethode für die Ist- mit der Soll-Position von Implantaten zu erarbeiten, als gelungen gelten. Zur Durchführung einer Studie an Patientinnen/Patienten wäre grundsätzlich noch die Überlagerungsmethode für die Scandaten im Hinblick auf die Entbehrlichkeit von Referenzpunkten zu optimieren. Ist man gewillt, das Manko dieser künstlichen Referenzpunkte in Kauf zu nehmen, könnte man die Studie an der Patientin/Patienten bereits starten.

Nicht beachtet wurde in der vorliegenden Untersuchung die Länge der Hülsen. Zwar haben Studien gezeigt, dass längere Hülsen die Positionsgenauigkeit an der Implantat Spitze verbessern können, allerdings wird dieser Vorteil mit einer Zunahme an apikokoronalen Abweichungen erkauft (Schulz *et al.*, 2019).

### **4.3 Verbesserungen für weiterführende Studien**

Für weiterführende Studien an Modellen wäre ein alternativer Werkstoff sinnvoll. Der zum Anlegen der Pilotbohrungen im hier verwendeten Superhartgips erforderlichen Kraftaufwand könnte gut den Wirkungsgrad der Schienenführung beeinträchtigt haben. Also wurden im Rahmen der Studie mehrere Versuche mit verschiedenen Materialien unternommen, darunter neben diversen Gipsklassen auch Kunststoff und simulierter Knochen. Letzterer lieferte als einziges Material die vorgesehene apikokoronale Bohrtiefe. Weiterführende Studien von größerer Aussagekraft müssten auf kostspieligeren, spezialisierten Werkstoffen beruhen. In Frage kämen etwa Modelle, wie sie von diversen Unternehmen für implantologische Fortbildungen angeboten werden. Oder man verwendet gedruckte Modelle mit einer die natürlichen Eigenschaften des Knochens nachahmenden Wabenstruktur.

Eckige Referenzpunkte könnten die Überlagerung von Modellen vereinfachen und sollten daher, schon um eine potenzielle Fehlerquelle zu beseitigen, in weiterführenden Studien zur Anwendung kommen. Zudem wäre die räumliche Positionierung des Modells beim Implantieren genauer zu definieren. Denn in der vorliegenden Studie konnte das Implantat ringsum (360°) aus jeder beliebigen Po-

sition inseriert werden, während an der Patientin/dem Patienten anatomische Hindernisse wie Wange oder Lippen bestehen. Folglich sollte in weiterführenden Studien entweder das Modell in orovestibulärer Ausrichtung vor der oder dem Implantierenden stehen oder die Breite des Zugangs zur Implantationsstelle begrenzt werden. Eine Möglichkeit hierzu wäre die Befestigung des Modells in einem Phantomkopf.

Auch die Überlagerungsmethode ist noch verbesserungsfähig. Geometrische Formen wie plane Flächen oder Kugeln, wie sie in der hier besprochenen Methodik gefordert sind, entsprechen allesamt nicht der Morphologie von Zähnen, so dass Referenzpunkte eigens geschaffen werden mussten. Für klinische Studien, die sich dieser Methodik bedienen, müssten also Referenzpunkte in vivo erzeugt werden. Eine Möglichkeit hierzu wird im nachfolgenden Abschnitt 4.4 (»Klinische Anwendung«) andiskutiert. Ebenfalls eine Möglichkeit wäre das Konzipieren einer Vergleichsstudie zu verschiedenen Überlagerungsmethoden für dentale Modelle.

#### **4.4 Möglichkeiten der klinischen Anwendung**

Die 3-D-Planung erfordert einen DVT-Scan zur Darstellung der Hartgewebestrukturen. Zur Erfassung der Weichteile wäre zusätzlich ein intraoraler Oberflächenscan sinnvoll. Vorbereitend könnte man hierzu zwei Bukkalflächen der Restbezahnung mit einem rechteckigen Würfel bekleben. Denkbar wären (ggf. auch modifizierte) kieferorthopädische Klebeattachments, die man anschließend wieder entfernen würde, damit die Patientin/der Patient bis zum abschließenden Scan nach erfolgter Implantation sein gewohntes orales Gefühl ohne Fremdkörperempfinden behält. Ein rein auf Zähnen beruhender Bilderabgleich ist in Solidworks® nur bedingt möglich, da diese Software Überlagerungen nur anhand von geometrischen Formen berechnen kann, die an Zähnen per se nicht leicht zu definieren sind.

Nach Überlagern des Intraoralscans mit dem DVT-Datensatz erfolgt die Planung. In der Implantationsschiene ließen sich Positionierhilfen für die Klebeattachments (oder andere geometrische Formen) freischneiden. Auf diese Weise könnte man die Attachments in der Schiene exakt positionieren, für den abschließenden Intraoralscan an den Zähnen reponieren, nach dem Scan wieder entfernen und die Klebestellen polieren. Den so entstandenen Oberflächenscan der kli-

nischen Ist-Position des Implantats könnte man anhand der hier erarbeiteten Methodik mit der Soll-Position vergleichen, ohne dass zusätzliche Strahlenbelastung anfallen würde. An der Schienenkonstruktion selbst bräuchte sich nichts zu ändern, die Zahl der Sichtfenster ist zur Überprüfung auf korrekten Sitz ausreichend.

Nachteilig an diesem Vorgehen könnte die verminderte Stabilität der Implantationsschiene mit der möglichen Folge von Ungenauigkeiten sein. Auch liegt in der Reponierbarkeit der Klebeattachments eine mögliche Fehlerquelle. Je nach Begutachtung der Restbezaahnung auf plane Flächen wie Schliffacetten könnten durchaus auch Zähne als Referenzstrukturen für die Überlagerung dienen.

## 5 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen erahnen, dass geführte Eingriffe unabhängig von der Behandlerin/vom Behandler eine relativ genaue Positionierung von Implantaten ermöglichen. Die gemessenen Abweichungen entsprechen weitgehend den aktuellen Befunden in der Literatur. Keinesfalls aus den Augen verlieren sollte man jedoch, dass auch geführte Implantationen einiges an Know-how erfordern und dass auch bei guter Planung, wie Lin und Mitarbeiterinnen/Mitarbeiter zeigen konnten, eine Schiene nicht immer zum Einsatz kommen kann (Lin *et al.*, 2020). Darüber hinaus ist zu beachten, dass Komplikationen bei chirurgischen Eingriffen nie auszuschließen sind und ihre erfolgreiche Bewältigung wiederum Erfahrung voraussetzt.

Vorteilhaft an der geführten Implantatchirurgie ist die klinische Umsetzung geplanter Implantatpositionen mit minimalen Abweichungen, sodass prothetische Suprakonstruktionen auf diese Weise bereits im Vorfeld hergestellt und zur Sofortversorgung des Implantates genutzt werden können. Man erspart den Patientinnen/Patienten dadurch prothetische Sitzungen und kann bei Nichtgefallen die definitive Suprakonstruktion allenfalls noch optimieren. Ein weiterer Vorteil liegt im Einsatz von Implantationsschienen zur Umgehung heikler anatomischen Strukturen. Nachteilig an vollständig schablonengeführten Implantationen ist das Fehlen jeglicher Flexibilität für Korrekturen, wie sie bei *partieller* Führung nur der Pilotbohrung immerhin noch vorgenommen werden können. Reaktionen auf allenfalls noch einfließende Faktoren sind somit nicht mehr möglich (Schulz *et al.*, 2019).

Voraussetzung für bessere Schlussfolgerungen, als sie aus der vorliegenden Untersuchung möglich sind, wäre eine erneute Studie an Modellen, die mit kostspieligeren Spezialwerkstoffen angefertigt werden müssten. Sinnvoll wäre auch eine Vergleichsstudie zu Softwareanwendungen für den Überlagerungsprozess, um die Referenzpunkte, wie sie für den hier vorgestellten Arbeitsablauf benötigt werden, auf ihre Entbehrlichkeit zu prüfen. Die vorliegende Arbeit sollte vor allem eine Basis für weiterführende Untersuchungen schaffen, insbesondere auch im Hinblick auf Studien zur geführten Implantatchirurgie in der klinischen Praxis.

## 6 Literaturverzeichnis

Abduo, J. und Lau, D. (2020) 'Accuracy of static computer-assisted implant placement in anterior and posterior sites by clinicians new to implant dentistry: in vitro comparison of fully guided, pilot-guided, and freehand protocols', *International Journal of Implant Dentistry*, 6(1), p. 10. doi: 10.1186/s40729-020-0205-3.

Abraham, C. M. (2014) 'A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments', *The Open Dentistry Journal*, 8(1), pp. 50–55. doi: 10.2174/1874210601408010050.

Aghaloo, T. L. und Moy, P. K. (2007) 'Which hard tissue augmentation techniques are the most successful in furnishing bony support for implant placement?', *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 22 Suppl, pp. 49–70.

Albrektsson, T. *et al.* (1981) 'OSSEOINTEGRATED TITANIUM IMPLANTS Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man', *Acta orthop. scand.*, 52, pp. 155–170. doi: 10.3109/17453678108991776.

Albrektsson, T. *et al.* (1986) 'The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success.', *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1(1), pp. 11–25.

Albrektsson, T., Buser, D. und Sennerby, L. (2012) 'Crestal bone loss and oral implants.', *Clinical implant dentistry and related research*, 14(6), pp. 783–791. doi: 10.1111/cid.12013.

Bencharit, S. *et al.* (2018) 'In Vivo Tooth-Supported Implant Surgical Guides Fabricated With Desktop Stereolithographic Printers: Fully Guided Surgery Is More Accurate Than Partially Guided Surgery.', *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 76(7), pp. 1431–1439. doi: 10.1016/j.joms.2018.02.010.

Binon, P. P. (2000) 'Implants and components: entering the new millennium.', *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15(1), pp. 76–94.

Block, M. S. (2018) 'Dental Implants: The Last 100 Years', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 76(1), pp. 11–26. doi: 10.1016/j.joms.2017.08.045.

Bornstein, M. M. *et al.* (2005) 'Early loading of non-submerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: 5-Year results of a prospective study in partially edentulous patients', *Clinical Oral Implants Research*, 16(6), pp. 631–638. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01209.x.

Brånemark, P. I. *et al.* (1977) 'Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.', *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum*, 16, pp. 1–132.

De Bruyn, H. *et al.* (2014) 'Immediate loading in partially and completely edentulous jaws: a review of the literature with clinical guidelines.', *Periodontology 2000*, 66(1), pp. 153–187. doi: 10.1111/prd.12040.

De Bruyn, H. *et al.* (2015) 'The current use of patient-centered/reported outcomes in implant dentistry: a systematic review.', *Clinical oral implants research*, 26 Suppl 1, pp. 45–56. doi: 10.1111/clr.12634.

Buser, D., Schenk, R. K., *et al.* (1991) 'Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs.', *Journal of biomedical materials research*, 25(7), pp. 889–902. doi: 10.1002/jbm.820250708.

Buser, D., Weber, H. P., *et al.* (1991) 'Tissue integration of one-stage ITI implants: 3-year results of a longitudinal study with Hollow-Cylinder and Hollow-Screw implants.', *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 6(4), pp. 405–412.

Buser, D. A. *et al.* (1988) 'The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results.', *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 3(3), pp. 173–181.

Buser, D., Martin, W. und Belser, U. C. (2004) 'Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations.', *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 19 Suppl, pp. 43–61.

Buser, D., Sennerby, L. und De Bruyn, H. (2017) 'Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions', *Periodontology 2000*, 73(1), pp. 7–21. doi: 10.1111/prd.12185.

Buser, D., Weber, H. P. und Lang, N. P. (1990) 'Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants.', *Clinical oral implants research*, 1(1), pp. 33–40. doi: 10.1034/j.1600-0501.1990.010105.x.

Chappuis, V., Araújo, M. G. und Buser, D. (2017) 'Clinical relevance of dimensional bone and soft tissue alterations post-extraction in esthetic sites', *Periodontology 2000*, 73(1), pp. 73–83. doi: 10.1111/prd.12167.

Coli, P. *et al.* (2017) 'Reliability of periodontal diagnostic tools for monitoring peri-implant health and disease.', *Periodontology 2000*, 73(1), pp. 203–217. doi: 10.1111/prd.12162.

D'haese, J. *et al.* (2017) 'Current state of the art of computer-guided implant surgery', *Periodontology 2000*, 73(1), pp. 121–133. doi: 10.1111/prd.12175.

Dahlin, C. *et al.* (1988) 'Healing of bone defects by guided tissue regeneration.', *Plastic and reconstructive surgery*, 81(5), pp. 672–676. doi: 10.1097/00006534-198805000-00004.

Dahlin, C., Andersson, L. und Linde, A. (1991) 'Bone augmentation at fenestrated implants by an osteopromotive membrane technique. A controlled clinical study.', *Clinical oral implants research*, 2(4), pp. 159–165. doi: 10.1034/j.1600-0501.1991.020401.x.

Elani, H. W. *et al.* (2018) 'Trends in Dental Implant Use in the U.S., 1999–2016, and Projections to 2026', *Journal of Dental Research*, 97(13), pp. 1424–1430. doi: 10.1177/0022034518792567.

Fastermann P, 3D-Druck/Rapid Prototyping, Eine Zukunftstechnologie – kompakt erklärt, 2012.

Finger, I. M. *et al.* (2003) 'The evolution of external and internal implant/abutment connections.', *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*, 15(8), pp. 625–32; quiz 634.

Fürhauser, R. *et al.* (2005) 'Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: The pink esthetic score', *Clinical Oral Implants Research*, 16(6), pp. 639–644. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01193.x.

Gahleitner, A., Watzek, G. und Imhof, H. (2003) 'Dental CT: Imaging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws', *European Radiology*, 13(2), pp. 366–376. doi: 10.1007/s00330-002-1373-7.

Gallucci, G. *et al.* (2014) 'Consensus Statements and Clinical Recommendations for Implant Loading Protocols', *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(Supplement), pp. 287–290. doi: 10.11607/jomi.2013.g4.

Garber, D. A. und Belser, U. C. (1995) 'Restoration-driven implant placement with restoration-generated site development.', *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 16(8), pp. 796,798-802,804.

Gaviria, L. *et al.* (2014) 'Current trends in dental implants', *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40(2), p. 50. doi: 10.5125/jkaoms.2014.40.2.50.

Gebhardt A., *Additive Fertigungsverfahren: Additive Manufacturing und 3D-Drucken für Prototyping – Tooling – Produktion*, 5. Auflage, 2016.

Giacomo, G. A. P. Di *et al.* (2005) 'Clinical Application of Stereolithographic Surgical Guides for Implant Placement: Preliminary Results', *Journal of Periodontology*, 76(4), pp. 503–507. doi: 10.1902/jop.2005.76.4.503.

Guerrero, M. E. *et al.* (2006) 'State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement', *Clinical Oral Investigations*, 10(1), pp. 1–7. doi: 10.1007/s00784-005-0031-2.

Gutmann, J. L. und Levermann, V. M. (2013) 'Transdentale Fixation (Enossal-endodontale Implantate)', *Endodontie*, pp. 367–372.

Den Hartog, L. *et al.* (2011) 'Immediate non-occlusal loading of single implants in the aesthetic zone: A randomized clinical trial', *Journal of Clinical Periodontology*, 38(2), pp. 186–194. doi: 10.1111/j.1600-051X.2010.01650.x.

Horsch F, *3D-Druck für alle – Der do-it-yourself-guide*, 2. Auflage, 2014.

Jacobs, R. *et al.* (2018) 'Cone beam computed tomography in implant dentistry: Recommendations for clinical use', *BMC Oral Health*, 18(1), pp. 1–16. doi: 10.1186/s12903-018-0523-5.

Joda, T. *et al.* (2018) 'Static computer-aided implant surgery (s-CAIS) analysing patient-reported outcome measures (PROMs), economics and surgical complications: A systematic review', *Clinical Oral Implants Research*, 29(January), pp. 359–373. doi: 10.1111/clr.13136.

Kauffmann, P. *et al.* (2018) 'Accuracy of Navigation-Guided Dental Implant Placement with Screw Versus Hand Template Fixation in the Edentulous Mandible', *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(2), pp. 383–388. doi: 10.11607/jomi.5784.

El Kholly, K. *et al.* (2019) 'Influence of surgical guide support and implant site location on accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery', *Clinical Oral Implants Research*, 30(11), pp. 1067–1075. doi: 10.1111/clr.13520.

Lang, N. P. (2019) 'Oral Implants: The Paradigm Shift in Restorative Dentistry', *Journal of Dental Research*, 98(12), pp. 1287–1293. doi: 10.1177/0022034519853574.

Lanis, A. und Alvarez del Canto, O. (2015) *The Combination of Digital Surface Scanners and Cone Beam Computed Tomography Technology for Guided Implant Surgery Using 3Shape Implant Studio Software: A Case History Report*, *International Journal of Prosthodontics*. doi: 10.11607/ijp.4148.

Lin, C. *et al.* (2020) 'Fully Digital Workflow for Planning Static Guided Implant Surgery: A Prospective Accuracy Study', *Journal of Clinical Medicine*, 9(4), pp. 1–15. doi: 10.3390/jcm9040980.

Linkow, L. I. (1966a) 'Clinical evaluation of the various designed endosseous implants.', *The Journal of oral implant and transplant surgery*, 12, pp. 35–46.

Linkow, L. I. (1966b) 'The radiographic role in endosseous implant interventions.', *The Chronicle*, 29(10), pp. 304–311.

Linkow, L. I. und Dorfman, J. D. (1991) 'Implantology in dentistry. A brief historical perspective.', *The New York state dental journal*, 57(6), pp. 31–35. Available at: [https://www.unboundmedicine.com/medline/citation/1896149/Implantology\\_in\\_dentistry\\_\\_A\\_brief\\_historical\\_perspective\\_](https://www.unboundmedicine.com/medline/citation/1896149/Implantology_in_dentistry__A_brief_historical_perspective_).

Loevy, H. T. und Kowitz, A. A. (1997) 'The dawn of dentistry: Dentistry among the Etruscans', *International Dental Journal*, 47(5), pp. 279–284. doi: 10.1002/j.1875-595X.1997.tb00790.x.

Loubele, M. *et al.* (2009) 'Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications', *European Journal of Radiology*, 71(3), pp. 461–468. doi: 10.1016/j.ejrad.2008.06.002.

Oshida, Y. *et al.* (2010) 'Dental implant systems', *International Journal of Molecular Sciences*, 11(4), pp. 1580–1678. doi: 10.3390/ijms11041580.

Ozan, O. *et al.* (2009) 'Clinical Accuracy of 3 Different Types of Computed Tomography-Derived Stereolithographic Surgical Guides in Implant Placement', *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(2), pp. 394–401. doi: 10.1016/j.joms.2008.09.033.

Park, S.-J. *et al.* (2017) 'Reliability of a CAD/CAM Surgical Guide for Implant Placement: An In Vitro Comparison of Surgeons' Experience Levels and Implant Sites', *The International Journal of Prosthodontics*, 30(4), pp. 367–369. doi: 10.11607/ijp.5179.

Pozzi, A., Polizzi, G. und Moy, P. K. (2016) 'Guided surgery with tooth-supported templates for single missing teeth: A critical review', *European Journal of Oral Implantology*, 9(2), pp. 135–153.

Pyo, S.-W. *et al.* (2019) 'Methods Used to Assess the 3D Accuracy of Dental Implant Positions in Computer-Guided Implant Placement: A Review', *Journal of Clinical Medicine*, 8(1), p. 54. doi: 10.3390/jcm8010054.

Rungcharassaeng, K. *et al.* (2015) 'Accuracy of computer-guided surgery: A comparison of operator experience', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), pp. 407–413. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.004.

Sahiwal, I. G. *et al.* (2002) 'Macro design morphology of endosseous dental implants', *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), pp. 543–551. doi: 10.1067/mpr.2002.124432.

Schenk, R. K. *et al.* (1994) 'Healing pattern of bone regeneration in membrane-protected defects: a histologic study in the canine mandible.', *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 9(1), pp. 13–29.

Schou, S. *et al.* (2000) 'A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant.', *Clinical oral implants research*, 11(2), pp. 171–178.

Schroeder, A., Pohler, O. und Sutter, F. (1976) '[Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer].', *Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkunde = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie*, 86(7), pp. 713–727.

Schulz, M. C. *et al.* (2019) 'Pilot-drill guided vs. full-guided implant insertion in artificial mandibles—a prospective laboratory study in fifth-year dental students', *International Journal of Implant Dentistry*, 5(1). doi: 10.1186/s40729-019-0176-4.

Small, I. A. und Misiek, D. (1986) 'A sixteen-year evaluation of the mandibular staple bone plate.', *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 44(1), pp. 60–66. doi: 10.1016/0278-2391(86)90014-5.

Smitkarn, P. *et al.* (2019) 'The accuracy of single-tooth implants placed using fully digital-guided surgery and freehand implant surgery', *Journal of Clinical Periodontology*, 46(9), pp. 949–957. doi: 10.1111/jcpe.13160.

Stansbury, J. W. und Idacavage, M. J. (2016) '3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities', *Dental Materials*, 32(1), pp. 54–64. doi: 10.1016/j.dental.2015.09.018.

Sutter, F., Schroeder, A. und Buser, D. A. (1988) 'The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design.', *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 3(3), pp. 161–172.

Tahmaseb, A. *et al.* (2014) 'Computer Technology Applications in Surgical Implant Dentistry: A Systematic Review', *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(Supplement), pp. 25–42. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g1.2.

Tahmaseb, A. *et al.* (2018) 'The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis', *Clinical Oral Implants Research*, 29(May), pp. 416–435. doi: 10.1111/clr.13346.

Taylor, T. D. und Agar, J. R. (2002) 'Twenty years of progress in implant prosthodontics', *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), pp. 89–95. doi: 10.1067/mpr.2002.126818.

Vandeweghe, S. und De Bruyn, H. (2012) 'A within-implant comparison to evaluate the concept of platform switching: a randomised controlled trial.', *European journal of oral implantology*, 5(3), pp. 253–262.

Varga, E. *et al.* (2020) *Guidance means accuracy: A randomized clinical trial on freehand versus guided dental implantation*, *Clinical Oral Implants Research*. doi: 10.1111/clr.13578.

Vercruyssen, M. *et al.* (2014) 'Different techniques of static/dynamic guided implant surgery: Modalities and indications', *Periodontology 2000*, 66(1), pp. 214–227. doi: 10.1111/prd.12056.

Vidigal, G. *et al.* (2017) 'Evaluation of Pink and White Esthetic Scores for Immediately Placed and Provisionally Restored Implants in the Anterior Maxilla', *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(3), pp. 625–632. doi: 10.11607/jomi.5149.

Vinci, R. *et al.* (2020) 'Accuracy of Edentulous Computer-Aided Implant Surgery as Compared to Virtual Planning: A Retrospective Multicenter Study', *Journal of Clinical Medicine*, 9(3), p. 774. doi: 10.3390/jcm9030774.

Ben Yehuda, D. *et al.* (2020) 'Accuracy of Guided Implant Surgery in 25 Edentulous Arches: A Laboratory Observational Study', *Journal of Prosthodontics*, 29(8), pp. 718–724. doi: 10.1111/jopr.13224.

Younes, F. *et al.* (2019) 'A randomized controlled trial on the efficiency of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients', *Clinical Oral Implants Research*, 30(2), pp. 131–138. doi: 10.1111/clr.13399.

## 7 Anhang

### Bohrprotokoll für Pilotstudie zum digitalen Arbeitsablauf für vollständig schablonengeführte Implantationen mit hausintern gefertigten Bohrschienen

Die Parameter für die verschiedenen Programme wurden voreingestellt. Die Hülse des Bohrers muss die Hülse der Schiene berühren. Achtung: Zwischen den Führungshülsen darf nach Abschluss der Bohrung kein Spalt vorhanden sein!

- Sitz der Bohrschablone anhand der Freischnitte in der Schiene prüfen (siehe rote Kreise in Abbildung 21)

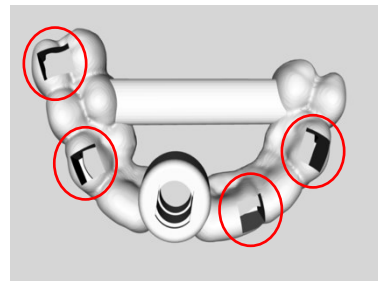


Abb. 21: Bohrschablone mit Freischnitten

- Programm **P2** auswählen (Drehzahl: 1400U/min)
- Körnung vornehmen.
- Pilotbohrer mit Durchmesser **2,0 mm** und Länge **11 mm** einspannen. Pilotbohrung durchführen.
- Programm **P3** auswählen (Drehzahl: 400 U/min).
- Bohrer mit Durchmesser **3,0 mm** und Länge **11 mm** zur weiteren Aufbereitung des Implantatlagers einspannen. Bohrung durchführen.
- Bohrer mit Durchmesser **3,4 mm** und Länge **11 mm** einspannen. Bohrung durchführen.
- Bohrer mit Durchmesser **3,8 mm** und Länge **11 mm** einspannen. Bohrung durchführen.
- Krestalbohrer einspannen und krestalen Anteil des Implantatlagers erweitern.
- Programm **P4** auswählen (Drehzahl: 20 U/min).
- Gewindeschneider einspannen und Gewinde schneiden. Zum Herausdrehen Drehrichtung ändern.
- Implantat aus der Verpackung nehmen, mit dem Einbringinstrument aufnehmen und mit 40N/cm eindrehen.