Universitätsklinikum Ulm

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Klinik für Zahnärztliche Prothetik

Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. dent. R. G. Luthardt

Übertragungsgenauigkeit der statisch navigierten Implantation - Vergleich von geplanter und klinisch erzielter Implantatposition im Rahmen einer klinischen Studie

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von

Liesa Brunken

Bremen

2020

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: PD Dr. Heike Rudolph

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Frank Wilde

Tag der Promotion: 15.07.2021

Die Widmung wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis……...III
1 Einleitung 1
1.1 Dentale Implantate 1
1.2 Alveolar ridge preservation (ARP) 3
1.3 Implantatplanungssysteme 4
1.4 Navigierte Implantation 5
1.5 Darstellung der aktuellen Literatur 8
2 Material und Methode 13
2.1 Studiendesign 13
2.2 SMOP - Die präoperative Implantatplanung 15
2.3 Überlagerung der Datensätze 16
2.4 Erstellung und Zuordnung der Hilfskonstrukte 18
2.5 Quantitative und qualitative Analyse der Daten 22
2.8 Statistische Auswertung 30
3 Ergebnisse 32
3.1 Beschreibung der Stichprobe 32
3.2 Auswertung des RMS-Fehlers bei der Überlagerung der Datensätze 35
3.3 Hilfskonstrukt Alveole – Überprüfung der Reproduzierbarkeit 35
3.4 Quantitative und qualitative Analyse der Daten 36
4 Diskussion 45
4.1. Klinisches Prozedere (Planung und Umsetzung der Implantatposition) 45
4.2 Digitalisierung der Abformungen und Überführung der Datensätze in ein gemeinsames Koordinatensystem 47

4.3 Zuordnung der Hilfsgeometrien 49
4.4 3D Analyse 50
4.5 Vergleichbarkeit der Ergebnisse 50
4.6 Stichprobenumfang 52
4.7 Vergleich der Studienergebnisse mit der vorliegenden Literatur 52
4.8 Alveolar Ridge Preservation (Vergleich Gruppe A und B) 54
4.9 Zahnregion 55
4.10 Implantatdurchmesser 55
4.11 Implantatlänge 56
4.13 Schlussfolgerung 56
5 Zusammenfassung 58
6 Literaturverzeichnis 61
7 Danksagung 69
8 Lebenslauf 70

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
Abw.	Abweichung
ALARA	as low as reasonably achievable
ARP	Alveolar Ridge Preservation
Avg.	average
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing Computergestützte Konstruktion und Fertigung
CI:95%	95% Konfidenzintervall
CT	Computertomographie
cm	Zentimeter
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Diff	Differenz
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (deutsch: Digitale Bildgebung und -kommunikation in der Medizin)
Dr.	Doktor
DVT	Digitale Volumentomographie
et al.	et alii/et aliae
FZ	Frontzahn
HIV	humanes Immundefizienz-Virus
IGES/.igs	Initial Graphics Exchange Specification
ISO	International Organization for Standardization (deutsch: Internationale Organisation für Normung)

M	Molar
Max	Maximum
Min	Minimum
Min.	Minute(n)
mm	Millimeter
MW	Mittelwert
µm	Mikrometer
n	Anzahl
Nm	Newtonmeter
Nr.	Nummer
PD	Privatdozent
PDF/.pdf	Portable Document Format
	(deutsch: (trans)portables Dokumentenformat)
PM	Prämolar
p-Wert	Signifikanzwert (englisch: p-value)
RMS	Root Mean Square
	(Wurzel, aus dem Mittelwert der Quadrate aller Abweichungen)
SD	Standardabweichung
SMOP	Swiss Meda Operations Planung
STL	STereoLithographys,
	Standard Tessellation Language
vgl.	vergleiche
Zig.	Zigaretten

1 Einleitung

Implantgetragener Zahnersatz stellt heute eine bewährte und wissenschaftlich anerkannte Methode zur funktionellen und ästhetischen Rehabilitation des Zahnbogens nach Zahnverlust dar. Das Ziel einer erfolgreichen Implantation ist der langfristige Ersatz fehlender Zähne durch eine im Knochen verankerte künstliche Zahnwurzel.

1.1 Dentale Implantate

Es gibt eine Vielzahl an Indikationsgebieten für die Verwendung von Implantaten. Neben einer langfristigen und stabilen knochenerhaltenden Verankerung bieten Implantate durch das Prinzip der Pfeilervermehrung die Möglichkeit einen herausnehmbaren Zahnersatz, insbesondere bei Freiendsituationen, zu umgehen. Darüber hinaus lassen sich bei Einzelzahnlücken bzw. Schaltlücken Behandlungsmaßnahmen an Nachbarzähnen und damit ein Verlust natürlicher Zahnhartsubstanz verhindern. Dies macht die Einzelzahnlücke zu einer der Hauptindikationen für eine Therapie mit dentalen Implantaten [10].

Die Kriterien zur Bewertung einer erfolgten Implantation wurden bereits vor Jahrzehnten von Albrektsson et al. formuliert. So ist eine Implantation definitionsgemäß als erfolgreich zu werten, wenn das Implantat sich klinisch fest, entzündungs- und schmerzfrei ohne periimplantäre Osteolyse (umliegende, knöcherne Abbauprozesse) in situ befindet. Der vertikale Knochenabbau sollte dabei eine Höhe von 0,2 mm nach 2 Jahren nicht überschreiten [2, 36]. Darüber hinaus wurden seitdem weitere Parameter zur Bewertung des Erfolgs von implantatgetragenen Restaurationen festgelegt. Diese beinhalten unter anderem die Qualität der prothetischen Versorgung, die Ästhetik des Zahnersatzes und der umliegenden Weichgewebe (rot/weiße Ästhetik), sowie die Mundgesundheit und Patientenzufriedenheit [40]. Der Anspruch an eine als erfolgreich zu wertende implantologische Versorgung ist also bis heute stetig gestiegen.

Die Verwendung einer Insertionsschablone zur statischen Navigation ermöglicht nach vorangegangener Planung eine gezielte Umsetzung der angestrebten Implantatposition. Neben dem klassischen Vorgehen anhand von Planungsmodellen, einem angefertigten Wax-up und zweidimensionalen Röntgenaufnahmen, findet heute die virtuelle Implantatplanung auf Grundlage einer dreidimensionalen Bildgebung immer mehr Verwendung. In Kombination mit Oberflächendaten der intraoralen klinischen Situation und der prothetischen Planung, erfolgt hierbei eine optimale Positionierung der Implantate entsprechend der später gewünschten prothetischen Versorgung (Backward-Planning), gefolgt von einer schablonengeführten Umsetzung in den operativen Situs.

Dieses Vorgehen ermöglicht bereits präoperativ eine präzise Auswertung der vorhandenen anatomischen Strukturen und die Ermittlung der bestmöglichen Implantatposition. In der Vergangenheit war die Positionierung der Implantate häufig durch das vorhandene Knochenangebot limitiert, ungeachtet der angestrebten prothetischen Versorgung. Dies führte häufig zu einem ungünstigen Endergebnis mit einem kompromittierten Okklusionskonzept, eingeschränkter Ästhetik und schlechter Biomechanik [8].

Eine solche Fehlpositionierung von Implantaten, musste zuvor im Dentallabor mit viel Aufwand und Geschick ausgeglichen werden und stellte oft nur eine Kompromisslösung dar [59]. Durch das Backward-Planning ist gewährleistet, dass die Implantate an idealer Stelle platziert werden, was nicht nur die Implantation kontrollierter und sicherer macht, sondern auch das prothetische Endergebnis vorhersagbar werden lässt [66]. Darüber hinaus ermöglicht die navigierte Implantation in vielen Fällen ein minimalinvasives Vorgehen, ohne Bildung eines Zugangslappen, was zu einer geringeren postoperativen Einschränkung des Patienten führt [9, 23].

In diversen Studien wurde die Übertragungsgenauigkeit schablonengeführter Implantationen untersucht und ein Vergleich mit der konventionellen Frei-Hand-Implantation zeigte deutlich genauere Ergebnisse zu Gunsten der geführten Vorgehensweise [6, 38, 62, 63].

1.2 Alveolar ridge preservation (ARP)

Voraussetzung für eine prothetisch orientierte Implantatpositionierung ist ein ausreichendes Knochenangebot. Bei einem vorrausschauenden und umfassenden Behandlungskonzept sollte diesem Punkt bereits bei der Extraktion eines Zahnes Rechnung getragen werden.

Nach Zahnextraktionen kommt es zu resorptiven Veränderungen des Alveolarfortsatzes. Insbesondere tritt ein deutlicher Volumenverlust des Knochens im bukkalen Anteil des leeren Zahnfaches auf. Bereits in den ersten sechs Monaten kommt es zu einem horizontalen Abbau des Alveolarfortsatzes um durchschnittlich 3,80 mm und einem vertikalen Abbau von durchschnittlich 1,24 mm [27]. Dieser Knochenverlust stellt ein Problem bei einer anschließenden Versorgung mit einem Implantat dar und kann zu starken Einschränkungen in Ästhetik, Phonetik und Funktion führen [22].

Eine Möglichkeit die resorptiven Vorgänge am Alveolarfach zu reduzieren, ist die Alveolar Ridge Preservation (ARP). Es unterscheiden sich viele verschiedene Techniken dieser Art des Hart- und Weichgewebsmanagements. Alle haben das Ziel, einen postoperativen Kollaps des Alveolarknochens zu verhindern, um so ideale Grundvoraussetzungen für eine knöcherne Konsolidierung der Alveole zu schaffen. Insbesondere für eine erfolgreiche, langzeitstabile Implantation ist ein ausreichendes Knochenangebot ausschlaggebend [16].

So wie bei den Verfahren gibt es auch bei den Materialen eine Vielzahl an Optionen, aus denen der Behandler für den Kammerhalt wählen kann. Einerseits sind Techniken zum Verschluss der Alveole zum Beispiel mit freien Schleimhauttransplantaten oder Kollagenmembranen beschrieben. Andererseits werden Maßnahmen zum Auffüllen der leeren Alveole unter Verwendung unterschiedlicher Materialien, wie beispielsweise autologer Knochen, Knochenersatzmaterialien verschiedenster Herkunft (allogen, xenogen etc.), Kollagenmatrizes und Polylaktid- oder Polyglykolid-Schwämmen beschrieben [16].

Studienergebnisse zeigen einen deutlichen Vorteil der Maßnahmen des Hart- und Weichgewebsmanagement gegenüber der spontanen Abheilung [22, 57]. Willenbacher et al. schlussfolgerten in ihrer Übersichtsarbeit, dass durch den Einsatz von

ARP die Knochenresorption zwar nie vollständig verhindert, sehr wohl aber deutlich begrenzt werden kann. Die Metaanalyse zeigte, dass im Vergleich zur spontanen Abheilung 1,31 mm bis 1,54 mm horizontaler und 0,91 mm bis 1,12 mm vertikaler Knochen mehr erhalten werden kann [65]. Gerade in der ästhetisch kritischen Zone kann dies für ein optimales Ergebnis und zur Vermeidung augmentativer Maßnahmen von hohem Nutzen sein. Allerdings lässt sich nach aktueller Forschungslage keine zu bevorzugende Technik oder Material nennen, welches im Vergleich signifikant bessere Werte im Knochenerhalt liefert [22, 33, 65].

1.3 Implantatplanungssysteme

Planungssoftwares bilden die Grundlage für die dreidimensionale Planung von Implantatpositionen und stellen das Werkzeug zur virtuellen Verarbeitung digitalisierter Patientendaten dar.

Eine 3D basierte präoperative Diagnostik erlaubt eine detaillierte Bewertung des vorliegenden Knochens in allen räumlichen Dimensionen und ermöglicht so eine Ermittlung der optimalen Anzahl und Position der Implantate unter Berücksichtigung benachbarter Strukturen wie zum Beispiel des N. alveolaris Inferior, Sinus maxillaris oder der Nachbarzähne [35]. Im Vergleich zu herkömmlichen zweidimensionalen Röntgenaufnahmen wie der Panoramaschichtaufnahme, werden anatomische Strukturen in ihrer Dreidimensionalität ohne Informationsverlust dargestellt, was eine räumliche Zuordnung dieser Strukturen häufig überhaupt erst ermöglicht [20, 51]. Weil die DVT bei geringerer Strahlenexposition in der Darstellung der Hartgewebe der Computertomographie (CT) mindestens gleichwertig ist sollte die digitale Volumentomographie (DVT) für die implantologische Planung heute die dreidimensionale Aufnahme der Wahl sein [5, 41, 43, 51].

Die zunehmende Nachfrage nach schablonengeführten Implantationsprogrammen hat dazu geführt, dass es heute eine Vielzahl verschiedener Anbieter von Planungssystemen und Konzepte gibt, aus denen der Behandler wählen kann. Im Rahmen dieser Studie wurde die Planungssoftware SMOP (SwissMeda OperationsPlanung, Swissmeda, Zürich) verwendet.

Grundlage der Planungssoftwares bildet ein DVT- bzw. CT-Scan. Auf eine zeit- und kostenintensive Herstellung einer Röntgenschablone kann heute bei den meisten Systemen verzichtet werden. Fehleranfällige Umkehrprozesse, wie die Fertigung, die exakte Positionierung während der Aufnahme und die spätere Umarbeitung in eine Bohrschablone, werden so umgangen. Es konnte gezeigt werden, dass die Verwendung einer Röntgenschablone nur in Fällen mit ausgeprägten Metallartefakten zu einer Verbesserung der Überlagerungsgenauigkeit führt [49].

Ziel ist es, einen optimalen digitalen Arbeitsablauf zu ermöglichen, der die benötigte Zeit für den eigentlichen chirurgischen Eingriff, deutlich verkürzt. Ein Vorteil der sowohl vom Behandler als auch vom Patient positiv wahrgenommen wird [26].

Eine weitere Verbesserung des Arbeitsablaufs bieten die Planungssoftwares durch serverbasierte Arbeitsoberflächen. Die Kommunikation zwischen Behandler (bzw. Chirurg und Prothetiker), Techniker und Patient ist durch diesen einfachen Datenaustausch deutlich verbessert.

1.4 Navigierte Implantation

Als logische Konsequenz der virtuellen Implantationsplanung braucht es eine zuverlässige Methode zur präzisen Übertragung der Planung in den intraoperativen Situs. Es bieten sich hier verschiedene Möglichkeiten, wobei grundsätzlich eine dynamische von einer statischen Navigation unterschieden wird.

Die dynamische Navigation arbeitet auf Grundlage von 3D-Bilddaten und bietet eine Echtzeitübertragung der Position und Bewegungsbahn von Implantat und Instrumenten in Relation zu einer definierten Referenz. Diese so genannten Referenzpunkte müssen Strukturen sein, die sowohl am realen als auch am virtuellen Patienten eindeutig zu identifizieren sind. Dies ermöglicht dem Behandler intraoperative Justierungen und Anpassungen der definitiven Implantatposition [50]. Die intraoperativ zu erreichende Präzision nimmt dabei linear mit der Entfernung zum Referenzmarker ab [30]. Auch wenn es keine signifikanten Präzisionsunterschiede zwischen dynamischer und statischer Navigation zu geben scheint, hat sich erstere allerdings auf Grund von Aufwand und Kosten bisher in der Zahnmedizin nicht durchgesetzt [45].

Weniger aufwändig in den Punkten Investment und Logistik sind hingegen statische Navigationssysteme in Form von Bohrschablonen [35]. Diese werden anhand der vorherigen virtuellen Planung auf Grundlage der Patientendaten gefertigt. Während der Implantation werden sie in den Mund des Patienten eingebracht und verankert. Dort ermöglichen sie, durch die entsprechend der Planung eingebrachten Bohrlöcher, eine Führung von Bohrer und Implantat in die gewünschte Position.

Je nach patientenindividueller Ausgangssituation erfolgt eine Verankerung der Schablone intraoral mit Hilfe der Restbezahnung (dental), auf der Schleimhaut (mukosal) oder direkt auf dem Knochen (ossär). Im Fall der knöchernen Lagerung kann die Schablone zusätzlich unter der Verwendung von lateralen Stabilisierungspins fixiert werden. Viele Studien haben sich bereits mit dem Einfluss der Art der Verankerung auf die Präzision des Endergebnisses beschäftigt. Jedoch sind die Ergebnisse hier sehr heterogen. Ozan et al. 2009, untersuchten die Übertragungsgenauigkeit von zahn-, mukosa- und knochengetragenen Insertionsschablonen und erhielten signifikant genauere Ergebnisse für die Zahn-getragenen Schablonen. Die Winkelabweichungen beliefen sich hier auf 2,9° ± 1,3°, 4,6° ± 2,6° und 4,5° ± 2,1° [39]. Ähnliche Ergebnisse erhielten auch Geng et al., bei einem Vergleich von Zahn- und mukosagetragenen Schablonen und führten diese auf die Beweglichkeit der Schablone auf Grund von der natürlichen Schleimhautresilienz zurück [19]. Eine andere Studie kam auf Grund von den ermittelten Werte auf ein gegenteiliges Ergebnis, hier brachten mukosagestützte Schablonen bei vollständig zahnlosen Patienten die präzisesten Ergebnisse [13]. Eine weitere Studie untersuchte den Einfluss der Verteilung der Restbezahnung auf die Übertragungsgenauigkeit bei dental getragenen Bohrschablonen und fand heraus, dass die Lückenkonfiguration keinen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis hat [48].

Die Studien zeigen jedoch alle, dass der stabile und reproduzierbare Sitz der Bohrschablone während der Operation von grundlegender Bedeutung und für eine präzise Übertragung unverzichtbar ist [46]. Es ist deshalb zu empfehlen, dass der Behandler den Sitz der Schablone zu Beginn und auch während des Eingriffs überprüft, um ein Abkippen oder Verrutschen auszuschließen [13].

In der Herstellung werden laborgefertigte von stereolithographischen Insertionsschablonen unterschieden.

1.4.1 Laborgefertigte Insertionsschablonen

Die Herstellung einer Bohrschablone im zahntechnischen Labor erfolgt auf Grundlage der dreidimensionalen Bildgebung und angefertigter Gipsmodelle. Zunächst wird ein Wax-up der angestrebten prothetischen Versorgung erstellt. Anhand dessen wird anschließend eine Röntgenschablone gefertigt, welche mit röntgenopaken Referenzstrukturen versehen wird. Diese Röntgenschablone wird für die dreidimensionale Bildgebung in den Patientenmund eingebracht. Die so erhaltenen Daten werden bei der virtuellen Implantat-Planung verwendet und enthalten alle erforderlichen Informationen.

Ist die angestrebte Implantatposition festgelegt, wird in den meisten Fällen die zuvor erstellte Röntgenschablone in eine Bohrschablone umgearbeitet. An einem Bohrtisch überträgt der Techniker die geplanten Implantatpositionen auf die Schablone und bringt Metallhülsen zur Führung der Bohrer ein. Die Anfertigung einer laborgefertigten Insertionsschablone erfordert also eine Vielzahl an Arbeitsschritten. Bei einem so arbeitsintensiven Prozess, bei dem jeder Schritt eine potentielle Fehlerquelle birgt, ist eine präzise Vorgehensweise unabdingbar.

1.4.2 Stereolithographische Insertionsschablonen

Die Herstellung von stereolithographischen Bohrschablonen erfolgt anhand der dreidimensionalen Bilddaten des Patienten, welche zuvor für die virtuelle Implantatplanung verwendet wurden (DVT, digitalisierte Planungsmodelle und Wax-up). Mit der Verbreitung von 3D-Druckern ist es möglich, eine genaue und reproduzierbare Fertigung von virtuell geplanten Bohrschablonen zu gewährleisten [29]. Durch den vollständig digitalen Arbeitsablauf wird bei diesem Verfahren kein weiteres Gipsmodell benötigt und die damit notwendige manuelle Übertragung der Planungsdaten bei der Schablonenherstellung wird so umgangen [34].

Während des Herstellungsprozesses werden von einem 3D-Drucker Schritt für Schritt dünne Schichten eines flüssigen Kunstharzes aufgetragen. Diese werden anschließend durch einen Laserstrahl polymerisiert (Lichthärtung). Auf diese Weise entsteht nach und nach das virtuell entworfene Werkstück. Diese Art der Herstel-

lung bringt einige Vorteile mit sich, wie eine kostengünstige, schnelle Fertigung, Reproduzierbarkeit und geringen Materialeinsatz. Aus diesen Gründen stellt die Fertigung von Schablonen für die geführte Insertion dentaler Implantate bereits ein Standardverfahren im Bereich des 3D-Drucks dar [21].

Farley et al. haben sich im Rahmen einer split-mouth Studie mit dem Vergleich von stereolithographisch und konventionell laborgefertigten Bohrschablonen befasst und berichten von signifikant genaueren Ergebnissen auf Seite der erstgenannten [18]. Ähnliche Ergebnisse konnten auch Kernen et al. in einer in einer in-vitro Studie erzielen, auch hier gab es signifikant genauere Ergebnisse bei Verwendung einer stereolithographischen Bohrschablone [24].

1.5 Darstellung der aktuellen Literatur

Die computergestützte, statisch navigierte Implantation ist in der Zahnmedizin eine bereits weit verbreitete Technologie, mit dem Potential eine höhere Voraussagbarkeit für das prothetische Endergebnis bei weniger invasivem Vorgehen zu ermöglichen. Aus diesem Grund muss ihre Durchführung kritisch evaluiert werden, um eine in der Praxis zufriedenstellende Präzision und den Schutz gefährdeter Strukturen zu gewährleisten [20]. Die Übertragungsgenauigkeit und ihre beeinflussenden Faktoren sind bereits Gegenstand einer Vielzahl veröffentlichter Studien und Übersichtsarbeiten. Der stetige Wandel durch neue beziehungsweise optimierte Implantatsysteme, Planungssoftwares und operative Vorgehensweisen, sowie die große Anzahl potentieller Einflussfaktoren führen weiterhin zu einem hohen Bedarf neuer Untersuchungen.

1.5.1 In-vitro-Studien

Eine Möglichkeit die Vielzahl an einflussnehmenden Faktoren isoliert zu untersuchen, stellen in-vitro-Studien dar. Sie ermöglichen das Ausblenden natürlicher Faktoren wie zum Beispiel Speichelfluss, Blut, eingeschränkte Sicht oder Patientenbewegungen. Zur Anwendung kommen häufig Modelle oder Kadaver (human oder

tierisch), an denen die Implantation unter Laborbedingungen durchgeführt und anschließend analysiert wird. Die so gewonnenen Erkenntnisse lassen sich allerdings nicht uneingeschränkt auf die klinische Realität übertragen. Sie bieten aber durchaus einen Anhaltspunkt zur Einschätzung der maximal mit einem System zu erreichenden Präzision [48].

Kernen et al. untersuchten 2015 im Rahmen einer in-vitro Studie Unterschiede in der Übertragungsgenauigkeit zwischen stereolithographisch im 3D-Druckverfahren gefertigter und laborgefertigter Schablonen und erhielten signifikant genauere Ergebnisse zu Gunsten der stereolithographischen Schablone [24]. Eine weitere Studie stellte einen Vergleich zwischen statisch navigierter- und freihand-Implantation auf. An einem gedruckten Modell mit fehlendem Zahn 16 wurde nach vorrangegangener Planung die Implantation in einem geführten Verfahren mit Bohrschablone (A) und ohne jegliche Hilfsmittel (B) durchgeführt. Implantatneigung und Apexposition waren in Gruppe A (3,91°/0,87 mm) signifikant näher an der geplanten Position als in Gruppe B (8,82°/1,48 mm). Für die Implantatschulter und die Höhenabweichung konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden [56].

1.5.2 Klinische Studien

Klinische Studien hingegen ermöglichen die Untersuchung von Verfahren und Faktoren unter klinisch realistischen Bedingungen. Die Implantation erfolgt hier an zuvor entsprechend des Studienprotokolls rekrutierten Patienten. Die Ergebnisse klinischer Studien lassen sich somit deutlich besser auf die zahnärztliche Realität im Praxisalltag übertragen. Dennoch gibt es auch hier große Unterschiede im Studiendesign.

Tahmaseb et al. veröffentlichten 2018 eine Übersichtsarbeit zur Genauigkeit statisch navigierter Implantation, in der nur klinische Studien berücksichtigt wurden. 20 Studien erfüllten die Kriterien und wurden ausgewertet. Die mittlere Abweichung aller Studien belief sich auf 1,2 mm (1,04 – 1,44 mm) an der Implantatschulter und 1,4 mm (1,28 – 1,58 mm) an der Implantatspitze. Die mittlere Winkelabweichung betrug 3,5° (3,0-3,96°) [55]. Ergebnisse aus in vitro Untersuchungen weisen in der

Regel geringere Abweichungen auf, was mit dem Fehlen der zuvor genannten klinischen Einflussgrößen begründet werden kann [11].

1.5.2.1 Strahlenbelastung bei der Auswertung, alternative Verfahren

Ein großer Nachteil klinischer Studien liegt in der zusätzlichen Strahlenbelastung für die Patienten durch eine häufig angewandte postoperative dreidimensionale Bildgebung (CT/DVT). Diese Aufnahmen haben einen rein wissenschaftlichen Nutzen und sind aus diesem Grund sowohl aus strahlenhygienischen-, als auch aus ethischen Gründen nur schwer zu vertreten. Das für den Strahlenschutz grundsätzlich geltende Optimierungsgebot, international als ALARA („as low as reasonably achievable“) bezeichnet, setzt eine ständige Abwägung von Risiko und Nutzen einer Strahlenexposition voraus. Es muss sichergestellt sein, dass der gesundheitliche Nutzen einer Anwendung am Menschen gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt [12]. Darüber hinaus empfiehlt die deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) in ihrer s2k-Leitlinie zur dentalen digitalen Volumentomographie lediglich eine präoperative DVT-Aufnahme im Rahmen einer computergestützten, dreidimensionalen Planung. Diese sollte unter Verwendung des kleinstmöglichen Field of View erfolgen, um die Strahlenbelastung so gering wie möglich zu halten [51]. Aus diesem Grund bedarf eine zusätzliche Strahlenexposition im Zuge einer Forschungsarbeit neben einer außerordentlichen Rechtfertigung auch einer Genehmigung durch eine Ethikkommission und der Einwilligung des Patienten.

Trotz dieser Einschränkung kommt bis heute bei einer Großzahl der klinischen Studien eine postoperative Bildgebung zur Anwendung [4, 7, 8, 13, 14, 18, 19, 28, 29]. Auch Van Assche et al. haben bereits im Rahmen ihrer 2012 veröffentlichten Übersichtsarbeit zur Übertragungsgenauigkeit statisch geführter Implantation festgestellt, dass alle von ihnen berücksichtigten Studien auf der Erstellung eines zweiten DVT’s basieren. Sie merken an, dass eine Datenüberlagerung mit einem postoperativem Modell eine mögliche Alternative zur zusätzlichen Strahlenbelastung darstellt [59].

Einige Studien haben bereits auf Grundlage eines alternativen Studiendesigns in ihrer Auswertung gänzlich auf eine zusätzliche Strahlenexposition verzichtet. Zur Anwendung kamen indirekte Verfahren zur Evaluation der Übertragungsgenauigkeit mit Hilfe von Digitalisiergeräten. Nickenig et al. haben die postoperative Implantatposition über eine Präzisionsabformung in ein Gipsmodell überführt und dieses anschließend digitalisiert [37, 38]. Das selbe Vorgehen wurde auch von Giordano et al. Und Alevizakos et al. angewendet [3, 20]. Schnutenhaus et al. hingegen digitalisierten direkt die postoperative Präzisionsabformung, um so die Abweichungen bestimmen zu können [48]. Naziri et al. hingegen verzichteten auf eine zusätzliche Strahlenbelastung des Patienten durch ein postoperatives CT eines Gipsmodells [35]. Obwohl bereits entsprechende Verfahren entwickelt wurden, wird bis heute in einer Mehrzahl der Studien auf ein postoperatives CT/DVT nicht verzichtet.

Fragestellung:

Ziel der vorliegenden prospektiven klinischen Untersuchung war die Evaluation der Übertragungsgenauigkeit vollnavigierter Implantationen mittels stereolithographischer Insertionsschablonen unter Verwendung des Implantationssystem Camlog Guide 2.0 (Camlog, Wimsheim, Deutschland). Die Auswertung sollte unter Vermeidung einer zusätzlichen Strahlenbelastung des Patienten erfolgen.

Als Nebenzielgröße wurde der potentielle Einfluss der Parameter

- Anwendung von Maßnahmen des Hartgewebsmanagements in Form von ARP
- Alter/Geschlecht,
- Zahnregion,
- Implantatdurchmesser, Implantatlänge und

auf die Übertragungsgenauigkeit untersucht. Darüber hinaus wurde auch der Frage nachgegangen, ob die Position der leeren Extraktionsalveole in einem Zusammenhang mit der späteren Implantationsplanung steht.

Hypothesen:

- Die Anwendung einer ARP hat einen/keinen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit.
- Die Zahnregion hat einen/keinen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit.
- Der Implantatdurchmesser hat einen/keinen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit.
- Die Implantatlänge hat einen/keinen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit.
- Die Position der leeren Extraktionsalveole hat einen/keinen Einfluss auf die Position der Implantatplanung.

2 Material und Methode

Die Datenerhebung erfolgte im Rahmen einer prospektiven, randomisierten klinischen Studie mit insgesamt 60 Patienten. Alle Patientendaten wurden nach der Genehmigung durch die Ethikkommission der Universität Ulm (Antrag Nr.: 337/12 und 41/14) im Zeitraum vom 13.03.2014 bis zum 05.09.2017 in der Praxis von PD Dr. Schnutenhaus in Hilzingen (Kooperations-Partner der Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universitätsklinikum Ulm) erhoben. Gegenstand der hier vorliegenden Arbeit ist ausschließlich die Analyse dieser Daten.

2.1 Studiendesign

Die Einschlusskriterien für diese Studie waren die folgenden:

- Medizinisch indizierte Extraktion eines Zahns im Oberkiefer
- Versorgung des fehlenden Zahns durch ein Implantat
- Eignung des Implantats für die Versorgung mit einer festsitzenden prothetischen Arbeit nach Einheilung
- Mind. ein Zahn oder bestehendes Implantat in unmittelbarer Nachbarschaft des zu extrahierenden Zahns

Die Ausschlusskriterien waren:

- Personen unter 18 bzw. nicht geschäftsfähige Personen
- Verwendung einer Implantationsschablone nicht möglich (eingeschränkte Mundöffnung)
- Notwendiger zusätzlicher Augmentationsbedarf
- Starke Raucher (> 10 Zig./d)
- Einnahme von Bisphosphonaten
- Schwangere
- Alkohol- und/oder Drogenabusus
- Patienten mit Infektionserkrankungen z.B. Hepatitis oder HIV bzw. AIDS
- Schlecht eingestellter Diabetes mellitus

- Implantation mit dem Camlog Guide 1.0 System (statt 2.0) im Rahmen der klinischen Studie „Sombrero“ (Ethikantragnr. 337/12)

Bei jedem der 60 Patienten erfolgte eine Zahnentfernung im Oberkiefer mit anschließender implantatprothetischer Versorgung der entstandenen Lücke. Ein Teil dieser Patienten stammte dabei aus einer vorgeschalteten klinischen Studie (Ethikantragnr. 337/12, „Sombrero“)

Die Probanden wurden anhand einer Randomisierungsliste in zwei Gruppen (A und B) eingeteilt. Bei Probanden der Testgruppe A wurden nach der Zahnextraktion eine ARP durchgeführt, die Extraktionsalveolen der Kontrollgruppe B heilten ohne weitere Maßnahmen aus. Die Schichtung erfolgte dabei unter Berücksichtigung von Geschlecht (männlich/weiblich) sowie Lokalisation der zu versorgenden Lücke. Die Regionen unterteilten sich in Frontzahn-, Prämolaren- und Molaren-Bereich.

Die Extraktionsalveolen wurden im Anschluss an die Entfernung mittels Alginat abgeformt und digitalisiert (3Shape Scanner D 700, 3Shape A/S, Kopenhagen, Dänemark). Die Probanden der Experimentalgruppe erhielten anschließend Maßnahmen des Hart- und Weichgewebsmanagement (ARP) in Form eines Kollagenkegels (Parasorb Sombrero, Resorba medical GmbH, Nürnberg, Deutschland). Bei der Kontrollgruppe wurde eine konventionelle Heilung über das Blutkoagulum abgewartet.

Elf Wochen nach Zahnentfernung wurde ein digitales Volumentomogramm (Gendex CB500 DVT-Gerät, Auflösung 0,2 Voxel, Gendex Dental Systems, Des Plaines, USA) erstellt, anhand dessen in Kombination mit einer Oberflächendigitalisierung der Ausgangssituation plus Wax-up eine präoperative 3D Planung der Implantatposition vorgenommen wurde. Diese erfolgte mit der Implantatplanungssoftware SMOP (SwissMeda OperationsPlanung, Swissmeda, Zürich).

Die Insertion erfolgte dann in einem vollnavigierten Verfahren mit Hilfe einer stereolithografischen Bohrschablone bei dentaler Abstützung drei Monate nach Extraktion des entsprechenden Zahns. Verwendet wurde das Conelog-Implantat der Firma Camlog (CONELOG Guide, Camlog, Wimsheim, Deutschland). Bei dem Conelog Screw Line Implantatsystem (Camlog Biotechnologies AG, Basel, Schweiz) handelt

sich um enossale, selbstschneidende Schraubenimplantate aus Titan. Der Implantatkörper weist abhängig von Länge und Durchmesser eine Konizität von 3°-9° auf. Charakteristisch und namengebend für das Conelog Implantat ist eine konische Implantat-Abutmentverbindung zur verbesserten Passung durch den Innenkonus [51].

Drei Monate (+/- 2 Wochen) nach der Implantation wurde das klinische Resultat mit Hilfe eines individuellen Löffels, eines Abformpfostens und eines Polyether Abformmaterials (Permadyne Garant, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) erfasst. Der Abformpfosten wurde durch ein aufgeschraubtes Dummieimplantat ergänzt und die Abformung anschließend digitalisiert (3Shape Scanner D 700, 3Shape A/S, Kopenhagen, Dänemark).

Die drei vorliegenden STL-Datensätze (STereoLithography, deutsch: Standard Tessellation Language, Dateiformat zur Beschreibung der Oberflächen von 3D-Objekten mit Hilfe von Dreiecksfacetten (englisch: tessellation = „Parkettierung“)) von Alveole, Implantatplanung und klinischem Resultat wurden im Rahmen der hier vorgestellten Arbeit überlagert und in Bezug auf Position und Präzision analysiert und metrisch ausgewertet.

Alle Implantate der Studienteilnehmer wurden mit einem festsitzenden, implantatgetragenen Zahnersatz versorgt.

2.2 SMOP - Die präoperative Implantatplanung

Für die Planung wurde am Studienort zunächst elf Wochen nach der Zahnextraktion eine DVT-Aufnahme angefertigt, welche in Form eines DICOM-Datensatz (Digital Imaging and Communications in Medicine (deutsch: Digitale Bildgebung und -kommunikation in der Medizin), offener Standard zur Speicherung und zum Austausch von Informationen im medizinischen Bilddatenmanagement) in die Planungssoftware importiert wurde. Zusätzlich erfolgte die Abformung der intraoralen Ausgangssituation am Patienten mit Alginat. Dies ermöglichte eine Überlagerung des DVTs mit dem STL-Datensatz des digitalisierten Patientenmodells zur Darstellung der Weichgewebssituation. Zusätzlich wurde als dritter Datensatz noch der Scan eines Wax-up geladen. Dabei handelt es sich um eine durch den Techniker vorab erstellte Wachs-Modellation der angestrebten prothetischen Versorgung.

Anhand der so gewonnenen Informationen über das Knochenangebot, die Weichgewebssituation und die geplante Versorgung ließ sich die optimale Implantatposition ermitteln. Planung und Implantation erfolgten durch denselben Behandler. Im Anschluss wurde das Schienendesign in einem Labor entworfen und die Schablone stereolithografisch im 3D-Druckverfahren gefertigt.

2.3 Überlagerung der Datensätze

Mit der Übergabe der anonymisierten digitalen Datensätze begann die hier vorgestellte Analyse. Die Überlagerung der Datensätze (Abb. 1) erfolgte mit dem Programm Geomagic Studio (Version 9, Geomagic, NC, USA). Zuerst wurde der SMOP-Planungsdatensatz im STL-Format in das Koordinatenkreuz importiert, dieser legte für alle weiteren Datensätze die Position im Koordinatensystem fest und wurde daher als ‚Master' bezeichnet. Vor der weiteren Bearbeitung wurde eine Kopie des Masters erstellt, um bei den folgenden Arbeitsschritten einen Datenverlust zu verhindern.

Die Kopie des Masters wurde mit Hilfe eines „Snipping-Tools" (Werkzeug zur Beschneidung von Datensätzen) bis auf eine definierte reduzierte Struktur beschnitten. Das entsprach in den meisten Fällen der zu versorgenden Lücke und den begrenzenden Zähnen. Als nächstes wurde die Alveolenabformung in das Koordinatensystem importiert und, nach Erstellung einer Kopie, auf eine ähnliche Größe wie die des Masters reduziert. Die Flächen der Alveolenabformung wurden für eine genauere Überlagerung in eine Punktewolke überführt und dann zunächst dem Master räumlich angenähert, gefolgt von einer groben Zuordnung.

Die Punktewolken wurden bis auf die unveränderliche Zahnhartsubstanz reduziert und dem Master präzise zugeordnet. Dieser Vorgang wurde einige Male wiederholt, wobei die Punktewolke bei jeder Wiederholung um ungenaue Bereiche reduziert wurde. Auf diese Weise ergab sich nach und nach eine immer präzisere Zuordnung, welche durch den RMS-Wert (Root Mean Square, Wurzel aus dem Mittelwert der Quadrate aller Abweichungen) beurteilt wurde. Änderte sich dieser nach einem erneuten Beschneidungsvorgang nicht weiter oder sprang er zwischen zwei Werten hin und her wurde der niedrigere RMS-Wert in einer Excel-Tabelle vermerkt und die

neuen Koordinaten der Punktewolke in Form einer Transformationsmatrix gespeichert. Der Originaldatensatz konnte anschließend über die Transformationsmatrix an die gleiche Position im Koordinatensystem überführt werden.

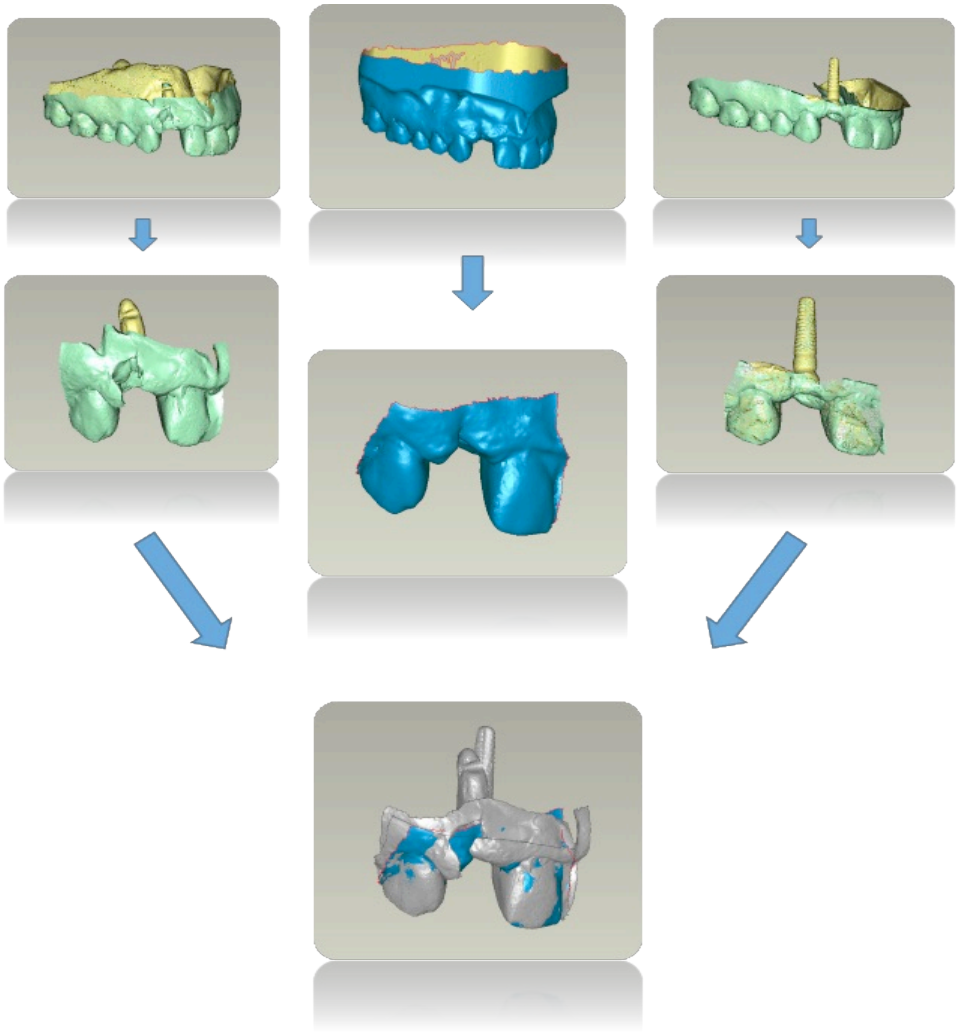


Abb. 1: Zuschneiden der Punktewolken (grün) von Alveolenabformung (links) und Implantatabformung (rechts) und Überlagerung (unten) mit den Oberflächendaten (blau) des Planungsmodells (mitte) mit Hilfe des Programms Geomagic Studio (Version 9, Geomagic, North Carolina, USA). Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

Zuletzt wurde der Implantat-Datensatz in das Koordinatensystem geladen. Die Zuordnung erfolgte nach demselben Prinzip wie zuvor bei der Alveolenabformung. Das Ziel war es, alle drei Flächen so präzise wie es die Software ermöglicht zu überlagern und an die gleiche Position im Koordinatensystem zu bringen, um so die Voraussetzungen für eine nachfolgende Analyse zu schaffen

2.4 Erstellung und Zuordnung der Hilfskonstrukte

Für die geplanten Analysen der Strecken- und Winkelabweichungen war die Verwendung von Hilfskonstrukten notwendig, welche die dreidimensionalen Strukturen von Alveole, Planung und Dummie und ihre exakte Lage im Raum wiedergeben. Ihre Erstellung erfolgte mit Hilfe des Programms Surfacer (Version 10.6, SDRC-Imageware, Neu-Isenburg, Deutschland) unter Verwendung einfacher geometrischer Formen. So besteht das Hilfskonstrukt der Implantatplanung aus zwei Kreisen, welche den oberen und den unteren Rand der Planung umschreiben, verbunden durch eine senkrecht durch den Mittelpunkt verlaufende Achse (Abb. 2).

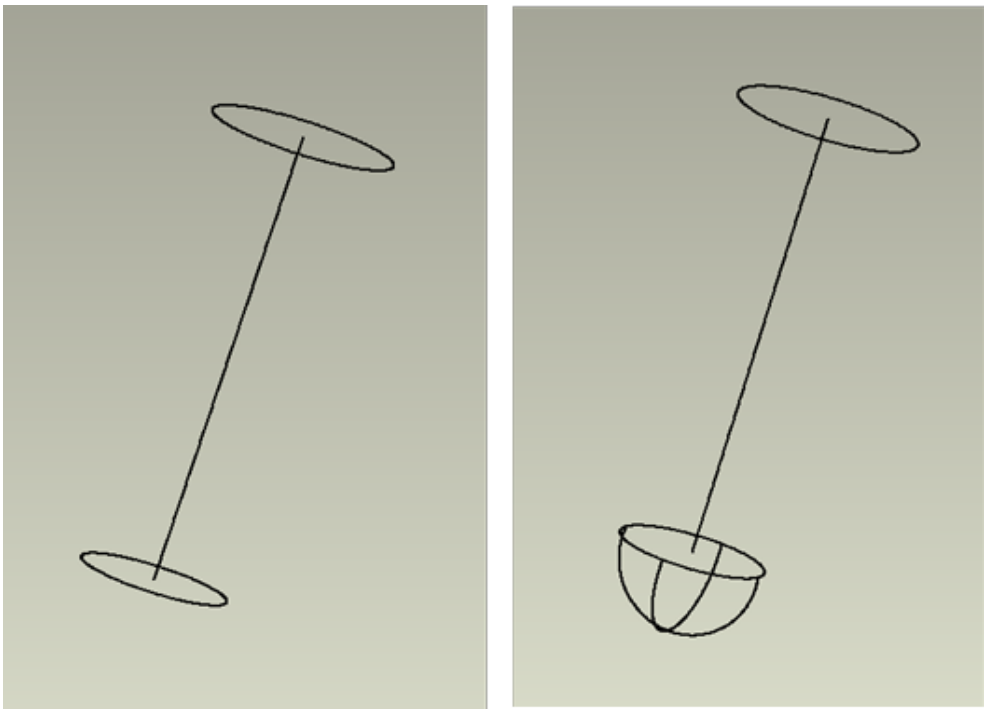


Abb.: 2: Hilfskonstrukte von Planungsimplantat (links) und Abformdummieimplantat (rechts) erstellt mit Hilfe des Programms Surfacer (Version 10.6, Imageware, Neu-Isenburg, Deutschland). Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

Das Hilfskonstrukt für das Implantat verfügt zusätzlich am apikalen Ende über eine Kuppel, beschrieben von zwei Halbkreisen. Die Hilfskonstrukte wurden in unterschiedlichen Größen erstellt und in Durchmesser und Länge den Größen der jeweils verwendeten Implantate angepasst.

Die Konstruktionen für die Alveolen wurden für jeden Fall individuell erstellt (Abb. 3). Das war notwendig, da eine Alveole im Gegensatz zu einem Implantat keine genormte geometrische Figur darstellt. Für die Konstruktion des Hilfskonstrukts wurde der Randverlauf der Alveole im marginalen und apikalen Drittel abgesteckt und die dadurch entstandenen Flächen nach Mittelpunktbestimmung durch eine senkrechte Achse verbunden. Die Mittelpunktbestimmung wurde durch ein eingeblendetes Raster erleichtert. Durch Abzählen der Kästchen konnte die Mitte so genau wie möglich bestimmt werden. Die Hilfskonstrukte für die Alveolen wurden ausschließlich von einer Person (der Autorin dieser Arbeit) erstellt, um Abweichungen durch subjektive Wahrnehmungen zu verhindern. Zur Evaluation der Reproduzierbarkeit wurden zehn Fälle randomisiert ausgewählt und erneut bearbeitet. Anschließend wurden die Abweichungen zwischen Original und Wiederholung mit dem Programm Surfacer 10.6 Imageware ermittelt und in einer Tabelle festgehalten.

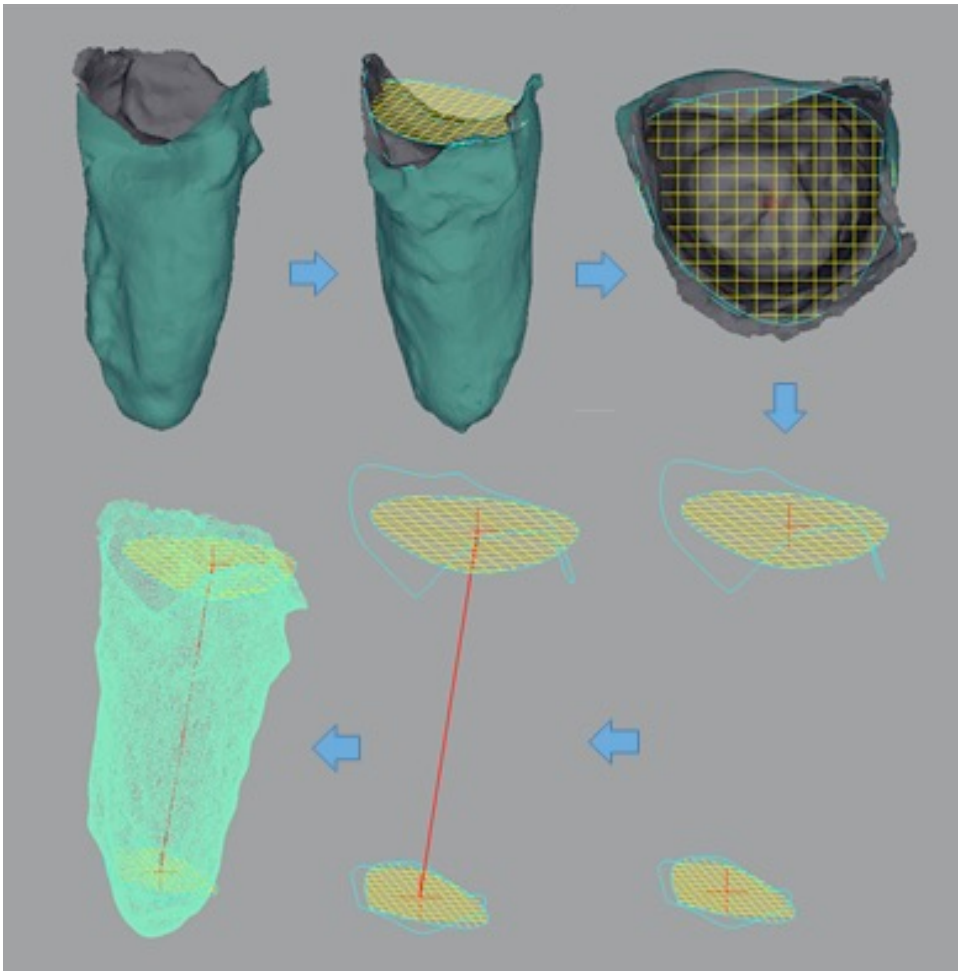


Abb. 3: Arbeitsablauf (im Uhrzeigersinn) für die Erstellung des Alveolen-Hilfskonstrukts mit Hilfe des Programms Surfacer (Version 10.6, Imageware, Neu-Isenburg, Deutschland) , von der ausgeschnittenen Alveole (oben links) bis zum eingezeichneten Hilfskonstrukt (unten links). Die eingezeichneten Hilfsflächen mit Raster (gelb) im oberen und unteren Alveolendrittel dienten zur Festlegung der Mittelpunkte (rote Kreuze), die durch die Alveolenmittelachse (rote Linie) verbunden wurden. Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

Die in Surfacer entstandenen Hilfsstrukturen wurden als igs.-Datensatz (IGES, Initial Graphics Exchange Specification, Datenformat zum digitalen Austausch von Informationen zwischen computer-aided-design-Programmen (CAD)) exportiert und abgespeichert. Anschließend wurden die exportierten Hilfskonstrukte in das Programm Geomagic Studio (Version 9, Geomagic, North Carolina, USA) importiert und den bereits überlagerten Datensätzen zugeordnet (Abb. 4).

Im Fall der Alveole war dazu die Anwendung der zuvor gespeicherten Transformationsmatrix auf die Hilfsachse ausreichend. Für das Dummieimplantat wurde erneut eine Kopie der Punktewolke der digitalisierten Implantatabformung erstellt und bis auf das Implantat beschnitten. Mit Hilfe eines Wizards, einem Programmguide der den Anwender durch die einzelnen Anwendungsschritte führt, wurde die Punktewolke in eine geschlossene Fläche aus Polygonen überführt.

Die Zuordnung der Hilfskonstrukte erfolgte dann zunächst über eine räumliche Annährung und anschließend über eine genaue Überlagerung, wodurch die Hilfskonstrukte exakt an der Position von Alveole, Planung und Implantat zum Liegen kamen. Die Hilfskonstrukte wurden dann unter Speicherung ihrer genauen Koordinaten als igs.-Datei für die Analyse in Surfacer exportiert und abgelegt.

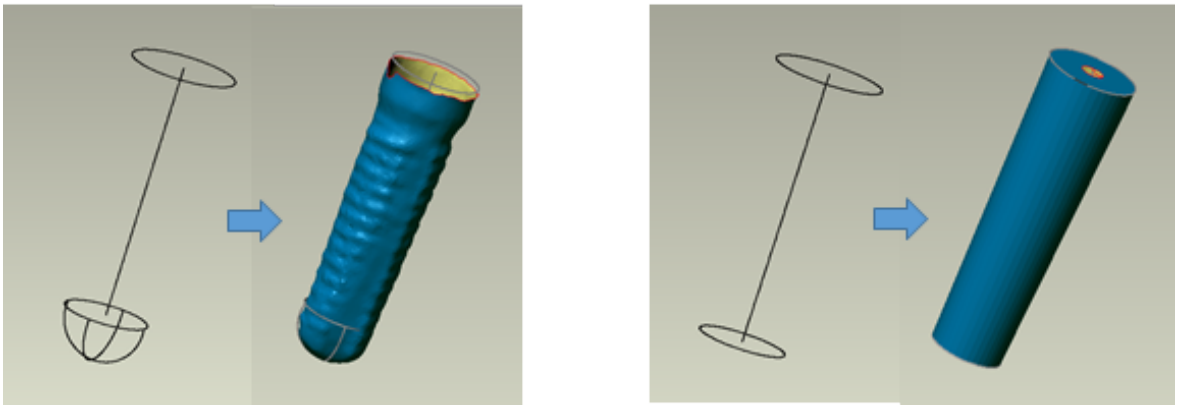


Abb.: 4: Zuordnung und Überlagerung der Hilfskonstrukte (schwarz) mit den Oberflächendaten (blau) von Abformdummieimplantat (links) und Planungsimplantat (rechts) mit Hilfe des Programms Geomagic Studio (Version 9, Geomagic, North Carolina, USA). Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

2.5 Quantitative und qualitative Analyse der Daten

Die Analyse der Position von Planung und klinisch erreichter Implantatposition zueinander wurde in eine metrische Analyse, mit Abstands- und Winkelmessungen und eine 3D-Analyse unterteilt. Der Vergleich zwischen Planungs- und Alveolenposition erfolgte nur in Form von Abstands- und Winkelmessungen.

2.5.1 Metrische Analyse

Die metrische Analyse erfolgte mit Hilfe des Programms Surfacer 10.6 Imageware. Dazu wurden die zuvor räumlich zugeordneten Hilfskonstrukte als igs.-Dateien importiert, wobei wieder der Master zuerst geladen wurde (Abb. 6).

Die metrische Analyse umfasste folgende Messungen (Abb. 5):

- Radiale Abweichung: die dreidimensionale Abweichung der Mittelpunkte zwischen Implantatplanung und klinisch erreichter Implantatposition, gemessen an Implantatschulter (d1) und –Apex (d2) (entspricht dem euklidischen Abstand).
- Höhenunterschied: der räumliche Versatz in der Vertikalen, gemessen am Mittelpunkt der Implantatschulter (h)
- Achsabweichung: Winkelabweichung der Implantatachsen von Planung und klinisch erreichter Implantatposition

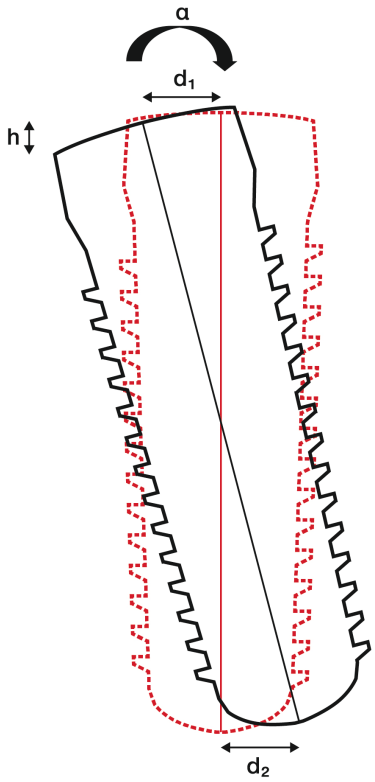


Abb. 5: Metrische Analyse der Abweichung zwischen geplanter und klinisch erzielter Implantatposition, gemessen an der Mittelachse. Bestimmt wurden: Der Abstand an der Implantatschulter (d1), an der Implantatspitze (d2), der Höhenunterschied (h) und die Winkelabweichung (α). Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017. Basierend auf Schnutenhaus et al. 2020 [47], CC BY 4.0, https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/ .

Als erstes erfolgten Abstandsmessungen an den koronalen und apikalen Endpunkten der Implantatachsen. Mit Hilfe des Befehls „distance between points“ wurden nach Markierung der jeweiligen Achsenendpunkte die räumlichen Abweichungen berechnet und diese anschließend in einer entsprechend angelegten Excel-Tabelle notiert.

Für den Höhenversatz im Bereich der Implantatschulter wurde entsprechend die Messung entlang der Z-Achse des Koordinatensystems ermittelt und ebenfalls für die weitere Datenverarbeitung notiert.

Für die Berechnung der Achsabweichung zwischen Planung und Implantat mussten zunächst die räumlichen Informationen von beiden Konstrukten gesichert werden, um diese ohne Informationsverlust im Raum verschieben zu können. Dies erfolgte

über den Befehl „ResetHomeXForm“. Nun konnte das Hilfskonstrukt für das Implantat so lange in den Isoansichten F1-F3 verschoben werden, bis sich die koronalen Endpunkte der Hilfskonstrukte in allen drei Ebenen berührten.

Die Winkelmessung erfolge dann über folgende Punkte:

1. apikales Ende des Planungskonstrukts
2. koronaler Schnittpunkt von Planungs- und Dummiekonstrukt
3. apikales Ende des Dummiekonstrukts

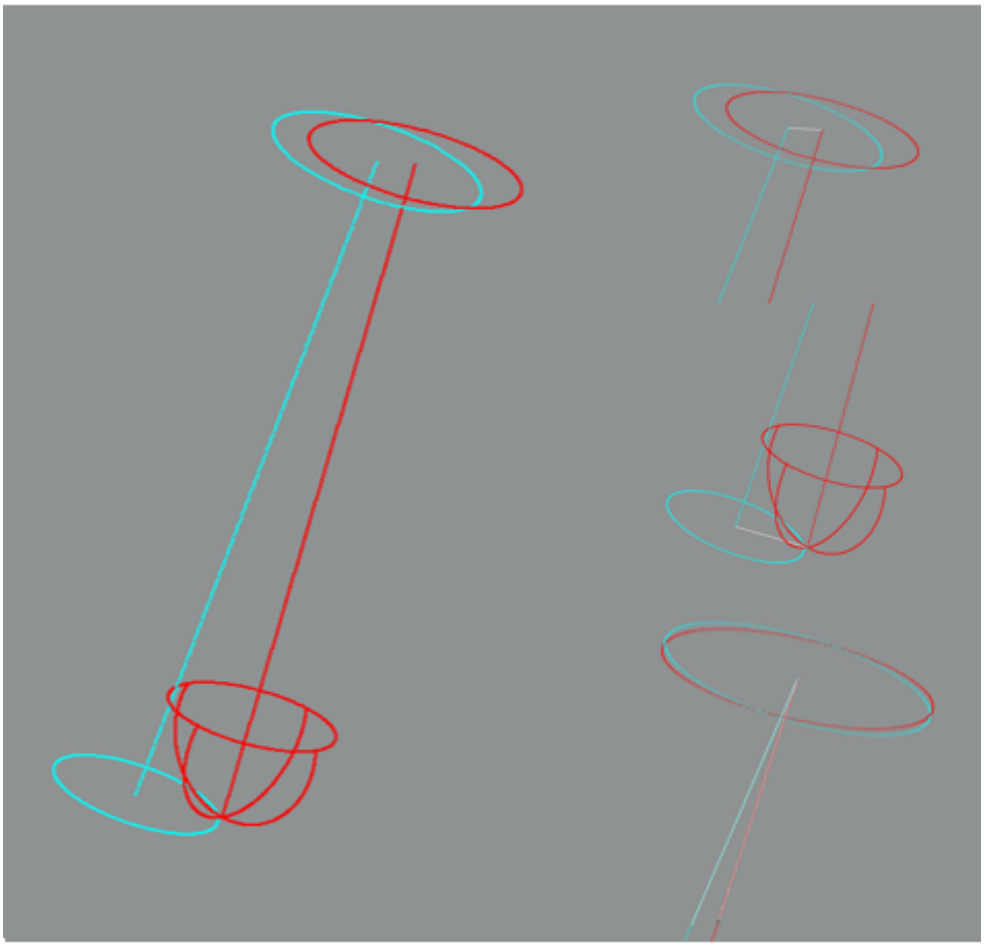


Abb. 6: Darstellung der metrischen Analyse der Abweichung zwischen Implantatplanung (blau) und klinisch erzielter Implantatposition (rot) mit Hilfe des Programms Surfacer (Version 10.6, Imageware, Neu-Isenburg, Deutschland), mit räumlicher Abstandsmessung an der Implantatschulter (oben rechts), Implantatspitze (mitte rechts) und Winkelmessung (unten rechts). Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

Der Wert für den Winkel wurde notiert und das verschobene Hilfskonstrukt über den Befehl „send Home“ an seine Ausgangslage im Raum zurückgesandt. Dasselbe Verfahren wurde nun auch auf die Alveolarachse und das Planungskonstrukt angewendet, wobei die Alveolarachse im Raum verschoben und am Ende zurückgestellt wurde. Auf Grund von deutlichen Längenunterschieden zwischen Planungskonstrukt und Alveole und als Folge der Verschiebung der krestalen Knochenkante durch resorptive Vorgänge nach Zahnentfernung, war eine Auswertung der Abweichung an Implantat-Schulter-und Apex sowie des Höhenunterschieds nicht sinnvoll.

Abschließend wurde noch eine Abstandsberechnung, eine so genannte „Curve-Cloud-Difference“ zwischen Planungs- und Implantatkonstrukt durchgeführt. Hierfür mussten zunächst beide Achsen aus einer Punktewolke in eine Kurve und anschließend die Achse der Planung wiederum in eine Punktewolke aus hundert gleichmäßig verteilten Punkten überführt werden. Farblich kodiert erfolgte dann eine Abstandsmessung zwischen den beiden Konstrukten an jedem der hundert Punkte (Abb. 7). Die Ergebnisse dieser „Curve-Cloud-Difference“ wurden in eine Tabelle überführt und in Form eines Reports in PDF-Format gespeichert.

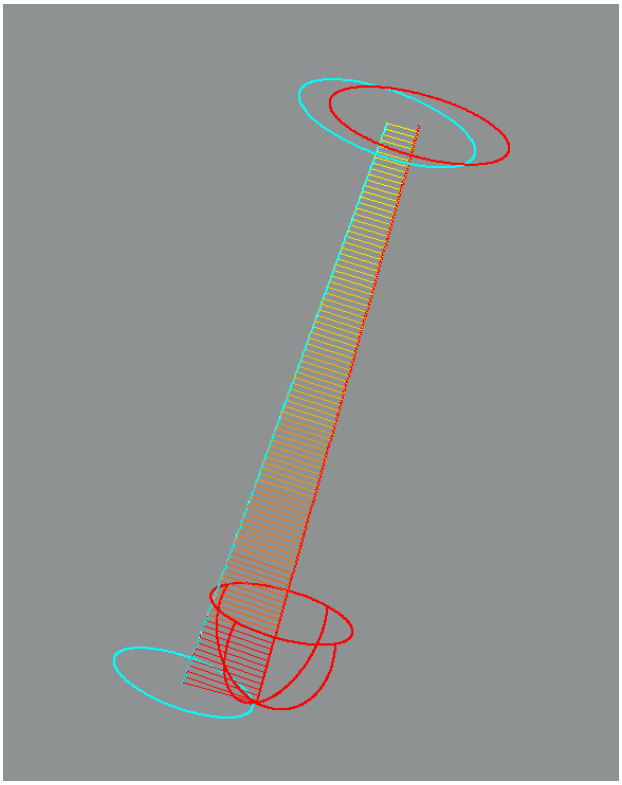


Abb.7: Curve-Cloud-Differenz: Abstandsmessung zwischen der Mittelachse des Hilfskonstrukt der Implantatplanung (cyan) und der klinisch erreichten Implantatposition (rot) mit Hilfe des Programms Surfacer (Version 10.6, Imageware, Neu-Isenburg, Deutschland). Die Messungen erfolgen an hundert gleichmäßig verteilten Punkten und werden farblich kodiert (rot bis grün). Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

2.5.2 3D-Analyse (qualitative Analyse)

In den Fällen, in denen eine ausreichende Übereinstimmung zwischen geplanter und klinischer Implantatposition vorlag, wurde zusätzlich noch eine 3D-Analyse mit dem Programm Geomagic Qualify (Version 9, Geomagic, NC, USA) durchgeführt. Um dieses Verfahren anwenden zu können, durfte die Abweichung zwischen Planung und Implantat nicht mehr als 50% der Implantatbreite betragen. Überprüft wurde dies Anhand der Lage beider Hilfskonstrukte zueinander. Sobald die Mittelachse des Implantatkonstrukts den äußeren Begrenzungskreis der Planung überschritten hatte, war eine 3D-Analyse nicht mehr möglich (Abb. 8).

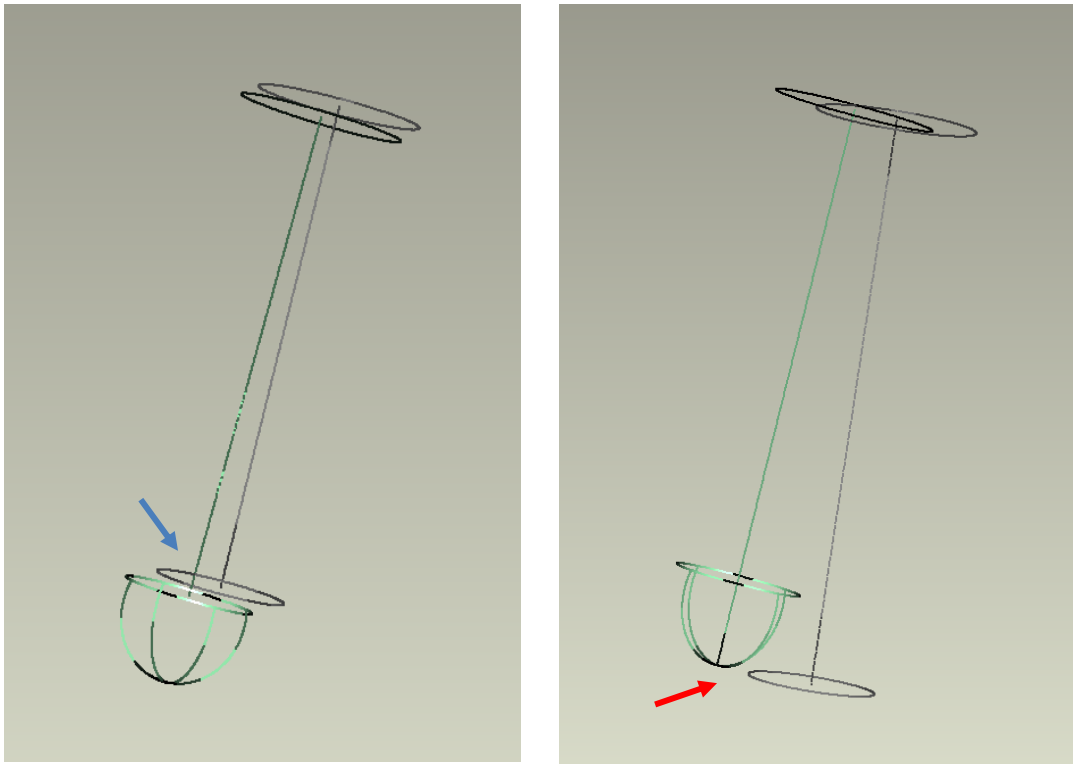


Abb.8: Fallspezifische Überprüfung der Tauglichkeit für eine dreidimensionale Analyse. Links: Die Mittelachse des Implantatkonstrukts (grün) liegt innerhalb des äußeren Begrenzungskreises (siehe blauer Pfeil) des Planungskonstrukts (schwarz), eine dreidimensionale Analyse ist möglich. Rechts: Die Mittelachse des Implantatkonstrukts liegt außerhalb des äußeren Begerenzungskreises (siehe roter Pfeil) des Planungskonstrukts, eine dreidimensionale Analyse ist nicht möglich. Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

War eine 3D-Analyse möglich, wurde eine Berechnung aller mittleren und maximalen (negativ/positiv) Differenzen durchgeführt. Darüber hinaus wurde mit Hilfe von farbkodierten Referenzbildern eine qualitative Darstellung von Ausmaß und Richtung der Abweichung erstellt (Abb. 11).

In Geomagic Qualify wurde zunächst der Gesamtdatensatz eines Patienten mit allen zuvor in Geomagic Studio bearbeiteten Flächen geladen. Bevor die 3D-Analyse zwischen Planung und klinischer Implantatposition erfolgen konnte mussten noch einige Konfigurationen vorgenommen werden. Das Planungsimplantat wurde mit Hilfe des Ellipsen-Tools so beschnitten, dass die Böden des Zylinders vollständig

entfernt wurden. Die so verbliebenen Mantelflächen dienten nun als Referenzdatensatz für den 3D-Vergleich.

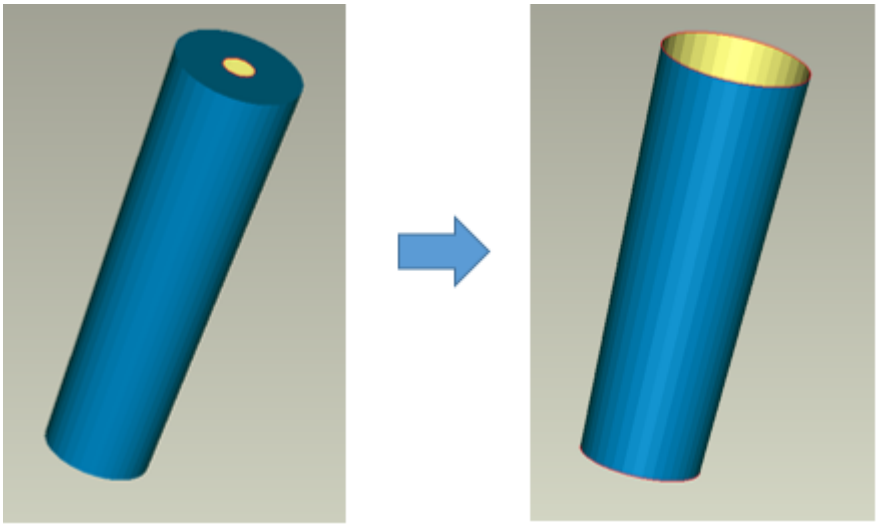


Abb.9: Vorbereitung des Planungsimplantats für die dreidimensionale Abweichungsanalyse mit dem Programm Geomagic Qualify (Version 9, Geomagic, North Carolina, USA). Die Zylinderböden des Planungsimplantat (links) werden entfernt, sodass nur die Mantelfläche (rechts) vorliegt. Im Rahmen der klinischen, prospektiven Studie zur Übertragungsgenauigkeit statisch geführter Implantation durchgeführten Analysen, Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

Das Dummieimplantat bildete den zugehörigen Testdatensatz. Dazu wurde eine Kopie der Punktewolke erstellt und diese nach horizontaler Ausrichtung mindestens auf Höhe des unteren Kreises des eingeblendeten Dummie-Hilfskonstrukts gekürzt. Durch diesen Arbeitsschritt wurde die kuppelförmige Spitze am unteren Ende vollständig entfernt [Abb. 10]. Im Gegensatz zu den Planungsimplantaten aus SMOP haben die Dummieimplantate für die Abformung immer eine einheitliche Länge von 13 mm. Zusätzlich zur Länge unterscheiden sie sich durch ihr kuppelförmiges Zulaufen auch in der Form von den Planungsimplantaten. Aus diesem Grund war dieser Schritt notwendig, um Berechnungsfehler durch Form- und Längenunterschiede bei der 3D-Analyse zu vermeiden. Die verbleibende Punktewolke entsprach nun einer Länge von 11 mm und wurde bei Verwendung kürzerer Implantate weiter eingekürzt.

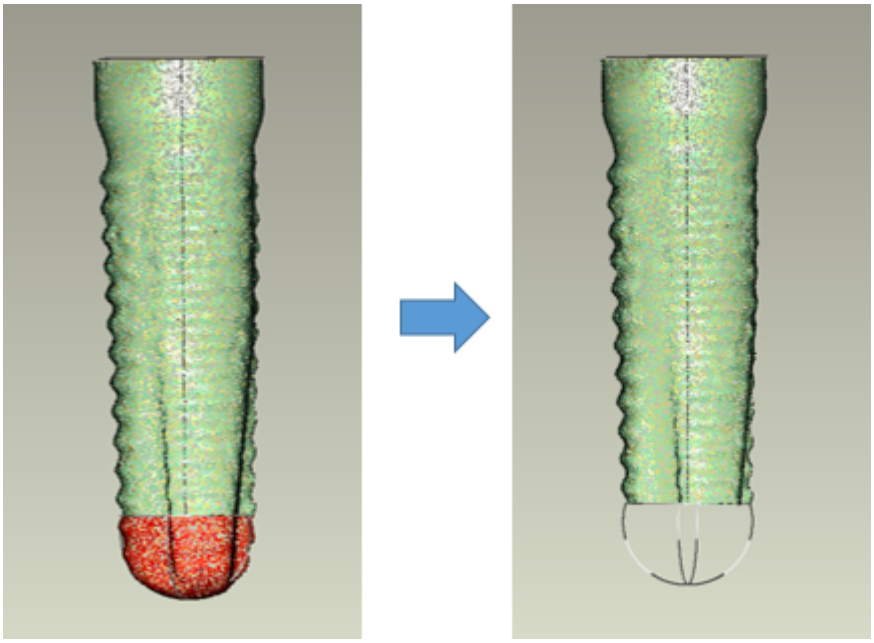


Abb. 10: Kürzung der Punktewolke des Abformdummie (grün) mit dem Programm Geomagic Qualify (Version 9, Geomagic, NC, USA). Links: Die parallel ausgerichtete Punktewolke wurde bis zum unteren Begrenzungskreis des eingebelendeten Dummie-Hilfskonstrukt (graue Linie) markiert (rot). Rechts: der markierte Bereich wurde entfernt. Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

Nach Bearbeitung von Referenz- und Testdatensatz wurden nun folgende Parameter für den 3D-Vergleich festgelegt: Eine maximale Abweichung von 6 mm, Erstellen von Differenzbildern mit 35 Farbsegmenten, eine positive Werteskala von 0,1 mm bis 2 mm und eine entsprechende negative Werteskala von -0,1 mm bis -2 mm.

Im Anschluss wurde die 3D-Analyse durchgeführt und die Ergebnisse sowohl tabellarisch als auch in Form eines pdf-Reports festgehalten. Der Report enthält eine Auflistung aller ermittelten Werte, sowie farblich kodierte Referenzbilder in allen ISO-Ansichten (räumliche Projektion eines Objekts in 6 Ansichten (vorne/hinten, oben/unten, rechts/links)).

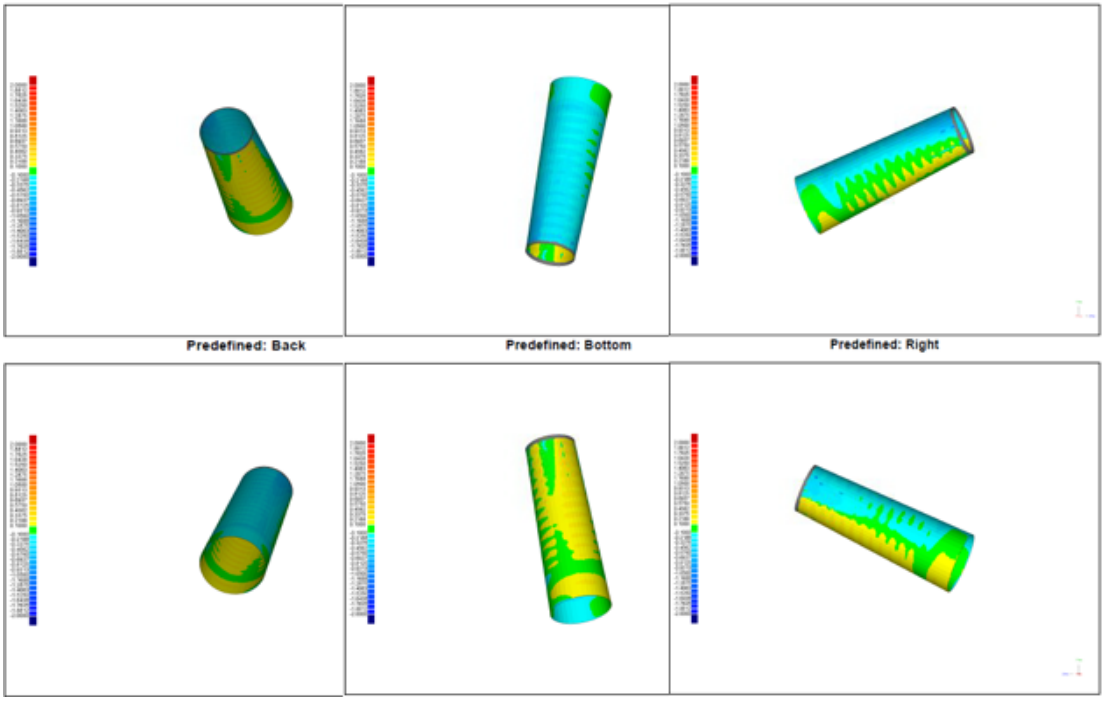


Abb.11: Farblich kodierte Referenzbilder in sechs Ansichten als Ergebnis der dreidimensionalen Analyse mit dem Programm Geomagic Qualify (Version 9, Geomagic, North Carolina, USA). Vorne (oben links), hinten (unten links), oben (oben Mitte), unten (unten Mitte), rechts (oben rechts) und links (unten links). Die farbliche Kodierung spiegelt die Abweichungen zwischen Planung und klinisch erreichter Implantatposition wieder. Grüne Bereiche weisen eine sehr gute Übereinstimmung auf, gelbe/rote bereiche stehen für positive, blaue Bereiche für negative Abweichungen. Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

Auf Grund von fehlender Übereinstimmung in Form und Position konnte die 3D-Analyse bei dem Vergleich von Alveolenposition mit der Implantatplanung keine Anwendung finden.

2.8 Statistische Auswertung

Die deskriptive Datenanalyse erfolgte mit Hilfe des Programms Excel (Microsoft Excel, Version 16.10, 2017). Für kontinuierliche Variablen erfolgte eine Bestimmung von Mittelwert (MW), Minimum (Min), Maximum (Max), Standardabweichung (SD) und dem 95% Konfidenzinterwall (CI:95%). Zusätzlich wurden die Quartile und der Quartilsabstand berechnet, um eine Bewertung der Daten unter Ausschluss der Ausreißer zu ermöglichen. Für die statistische Analyse wurden auf Grund von der

fehlenden Normalverteilung in den Ergebnissen nichtparametrische Tests verwendet. Zur Anwendung kamen zum Vergleich zweier abhängiger Stichproben der Wilcoxon Rangsummentest, zum Vergleich von mehr als zwei unabhängige Stichproben der Kruskal Wallis Test. Assoziationen zwischen verschiedenen kontinuierlichen Variablen wurden mittels Streudiagramm und Spearman-Rangkorrelation untersucht. In Anbetracht des explorativen Charakters dieser Studie müssen alle statistischen Ergebnisse als hypothesengenerierend und nicht als bestätigend interpretiert werden. Alle statistischen Tests wurden auf einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ (zweiseitig) durchgeführt. Bei mehreren Tests wurde keine Anpassung vorgenommen. Die statistische Analyse wurde mit SAS® Version 9.4 durchgeführt (Dr. Jens Dreyhaupt, Institut für Epidemiologie und Medizinische Biometrie, Universität Ulm).

3 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der vorliegenden Studie dargestellt.

3.1 Beschreibung der Stichprobe

Für die vorliegende prospektive Studie stellte sich die Verteilung der Patienten wie folgt dar: Von den ursprünglich 60 Patienten waren 23 (38,3%) männlich und 37 (61,1%) weiblich. In Gruppe A entsprach dies einem männlichen Anteil von 36,6% (11 Patienten) und einem weiblichen Anteil von 63,3% (19 Patienten). Gruppe B (Kontrolle) setzte sich aus 40% Männern (12 Patienten) und 60% Frauen (18 Patienten) zusammen (Abb. 12). Das durchschnittliche Alter belief sich auf 52 ± 12,5 Jahre (24-77Jahre). Nach Abzug der Drop-Outs verblieben 17 männliche und 31 weibliche Probanden. In der Gruppe A lag der männliche Anteil bei 32%, der weibliche Anteil betrug 68%. In der Gruppe B wurden 39,1% männliche und 60,9% weibliche Patienten ausgewertet.

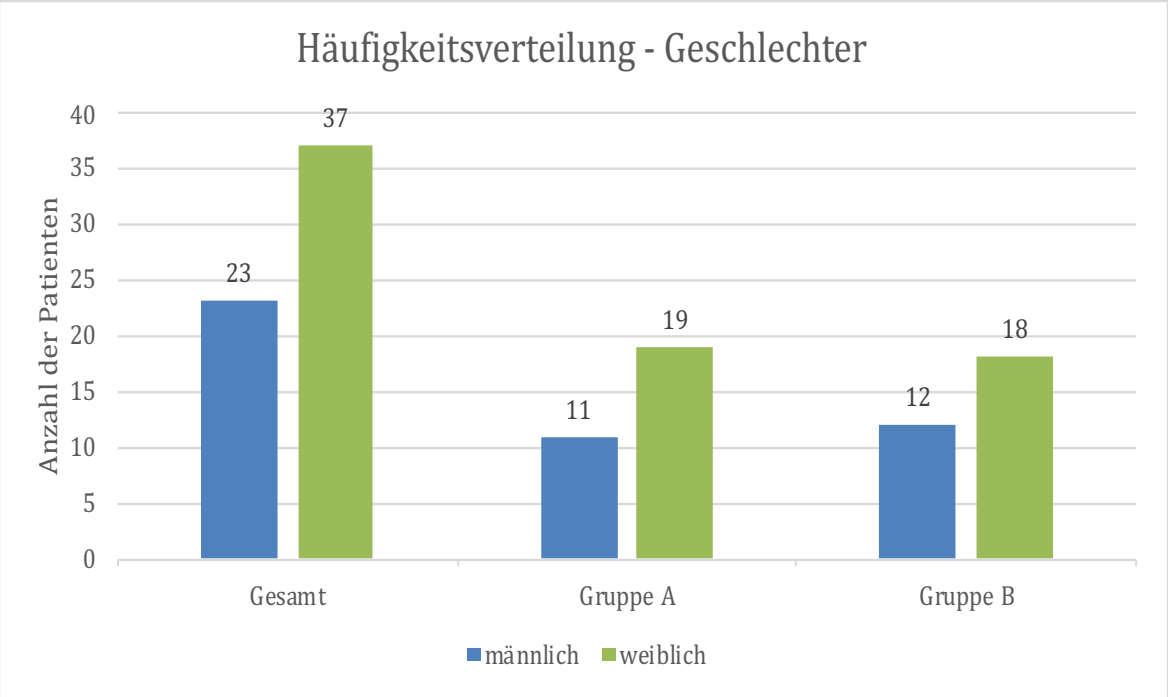


Abb. 12: Häufigkeitsverteilung der Geschlechter männlich (blau) und weiblich (grün) zu Beginn der Studie. Die Angaben beziehen sich auf die Verteilung insgesamt (links), in Gruppe A mit knochenerhaltenden Maßnahmen (Mitte) und Kontroll-Gruppe B (rechts), aufgeführt in Fallzahlen. Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

Von den 60 geplanten Implantaten sollten 18 in der Frontzahn-, 31 in der Prämolaren- und 11 in der Molarenregion implantiert werden. In 12 Fällen konnten entweder keine Daten (vollständige Drop-Outs) oder nur ein Teil der Daten (teilweise Drop-Outs) erhoben und in der Studie berücksichtigt werden. Nach Abzug der Drop-Outs wurden 48 Implantate entsprechend des Studienprotokolls implantiert und konnten nach einer dreimonatigen Einheilphase erfolgreich freigelegt und versorgt werden.

Alle 48 Implantate wurden im Oberkiefer in unmittelbarer Nähe zu einem benachbarten Zahn bzw. Implantat inseriert, wodurch immer eine dentale Abstützung der Bohrschablone gewährleistet war. Die Verteilung auf die Regionen ergab sich mit 13 Fällen in der Frontzahn-, 28 Fällen in der Prämolaren- und 7 Fällen in der Molaren-Region (Abb. 13). Alle Implantate wurden in Länge und Durchmesser entsprechend der Planung inseriert.

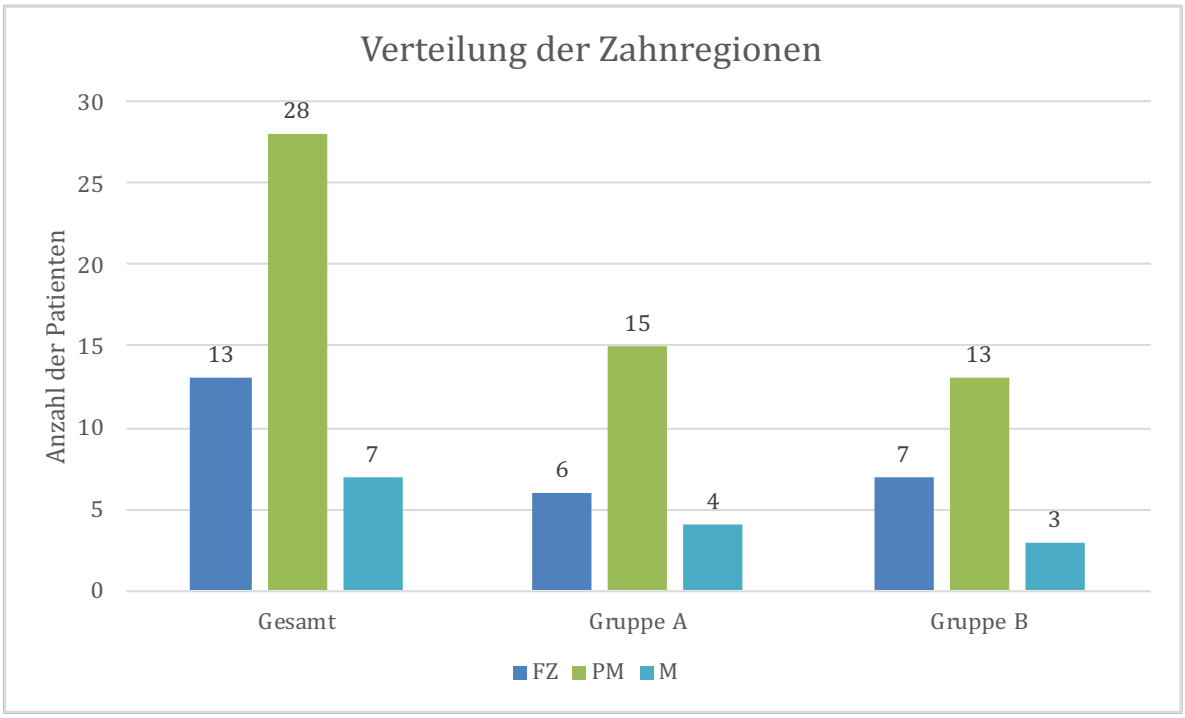


Abb.13: Verteilung der implantologisch versorgten Zahnregionen insgesamt (links), in Gruppe A mit knochenerhaltenden Maßnahmen (Mitte) und Kontroll-Gruppe B (rechts). Unterschieden wird in Frontzahn- (FZ/blau), Prämolaren- (PM/grün) und Molaren-Region (M/cyan). Angaben in Fallzahlen zu Beginn der Studie. Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

3.1.1 Vollständige Drop-Outs

In zwei Fällen war keine Datenerhebung möglich. Sie wurden als vollständige-Drop-outs gewertet und komplett aus der Studie ausgeschlossen.

- In einem Fall kam es zum Abbruch der Teilnahme durch den Patienten aus gesundheitlichen Gründen. Der Abbruch erfolgte vor Beginn der Behandlungen.
- Im zweiten Fall ist der Patient nach Einschluss in die Studie nicht mehr er schienen.

3.1.2 Teilweise-Drop-Outs

In zehn Fällen war es nur möglich einen Teil der erforderlichen Daten zu erheben.

In acht Fällen wurden die Behandlungsschritte vor Implantation entsprechend des Studienprotokolls durchgeführt, weshalb die Daten für den Vergleich von Alveole und Implantatplanung in der Statistik berücksichtigt werden konnten.

- In drei Fällen erfolgte ein Abbruch der Teilnahme vor Implantation durch den Patienten
- Auf Grund von intraoperativ nicht erreichter Primärstabilität (> 25 Ncm) wurden die Daten von vier weiteren Fällen ausgeschlossen
- In einem Fall kam es zum Datenverlust nach Erhebung

Der Vergleich von Alveole und Planung war in zwei Fällen auf Grund von unzureichenden Alginatabformungen nicht möglich. Der abgeformte Anteil der Alveole reichte in diesen Fällen nicht aus, um eine zutreffende Aussage über die Alveolarachse zu treffen.

Somit standen 48 Fälle für den Vergleich von Implantatplanung und klinisch erzielter Implantatposition und 56 Fälle für den Vergleich von Implantatplanung und Extraktionsalveole zur Verfügung.

3.2 Auswertung des RMS-Fehlers bei der Überlagerung der Datensätze

Die Zuordnung und Überlagerung der Datensätze erfolgte immer über die vorhandene Zahnhartsubstanz. Bei der Zuordnung von der Alveolenabformung zur Planung der Implantatposition ergab sich ein mittlerer RMS-Fehler von 42,2 µm bei einer Standardabweichung von 15,4. Bei der Zuordnung der Modelldatensätze von Planung der Implantatposition und klinisch erzielter Implantatposition lag der mittlere RMS-Fehler bei 31,6 µm (SD 10,2).

3.3 Hilfskonstrukt Alveole – Überprüfung der Reproduzierbarkeit

Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der individuell erstellten Hilfskonstrukte für die Extraktionsalveolen, wurden zehn Fälle zufällig ausgewählt und vier Wochen nach der ersten Konstruktion erneut bearbeitet. Die anschließende Analyse der Abweichungen zwischen Original und Wiederholung ergab einen mittleren Abstand von 0,18 mm im zervikalen und 0,17 mm im apikalen Alveolendrittel. Die mittlere Winkelabweichung belief sich auf 1,3° [Tab. 1].

Tab. 1: Reproduzierbarkeit der fallspezifisch erstellten Hilfskonstrukte. Angegeben wurden die Ergebnisse als Mittelwert, Maximum, Minimum und Standardabweichung (SD) der Abweichungen koronal und apikal in Millimeter und der Winkelabweichung in Grad. Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

	Abweichung koronal [mm]	Abweichung apikal [mm]	Winkelabweichung [°]
Mittelwert	0,18	0,17	2,1
Maximum	0,47	0,43	2,8
Minimum	0,07	0,03	0,1
SD	0,1	0,1	0,8

3.4 Quantitative und qualitative Analyse der Daten

Im Folgenden werden die deskriptiven und statistischen Ergebnisse der Analysen der Übertragungsgenauigkeit im Allgemeinen und unter Betrachtung einzelner Parameter dargestellt.

3.4.1 Abstand an der Implantatschulter (koronal)

Die Abstandsmessungen an der Implantatschulter von Achsenmittelpunkt zu Achsenmittelpunkt, ergab einen Mittelwert von 0,7 mm bei einer Standardabweichung von 0,3. Die maximale Abweichung betrug hier 1,7 mm und das Minimum 0,2 mm. Es wurde ein Quartilsabstand von 0,33 berechnet. Damit liegen 50% der ermittelten Werte zwischen 0,46 mm (unteres Quartil) und 0,79 mm (oberes Quartil) (Abb. 14).

3.4.2 Abstand an der Implantatspitze (apikal)

Im Bereich der Implantatspitze lag der errechnete Mittelwert bei 1,4 mm. Die Standardabweichung betrug hier 0,6. Die Abweichungen erstreckten sich von einem Minimum von 0,3 mm bis zu einem Maximum von 3,5 mm. 50% der Abweichungen an der Implantatspitze lagen zwischen 0,99 mm und 1,61 mm mit einem entsprechenden Quartilsabstand von 0,63 (Abb. 14).

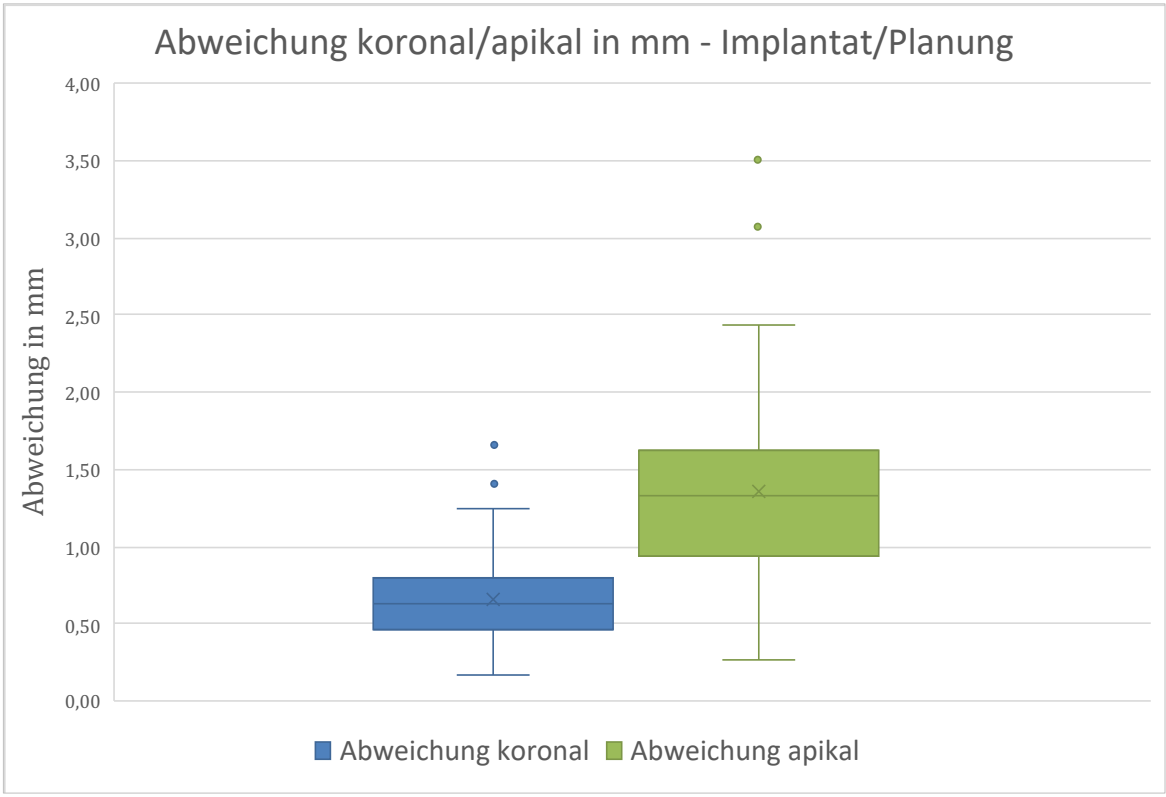


Abb. 14: Ermittelte Abweichungen koronal (blau/links) und apikal (grün/rechts) in mm zwischen Planung und klinisch erreichter Implantatposition, dargestellt in Form von Boxplots inklusive Ausreißer (Punkte). Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

3.4.3 Höhenabweichung

Der Höhenversatz von der Planung zum klinisch positionierten Implantat lag bei allen 48 Implantaten im Mittel bei 0,3 mm mit einer zugehörigen Standardabweichung von 0,3. In zwei Fällen ergab sich eine exakte Übereinstimmung der Insertionstiefe mit der geplanten Position. Daraus resultierte im Minimum kein Höhenversatz (0,0 mm), während das Maximum bei 1,4 mm lag (Abb. 15).

In 15 Fällen (31,3%) lag das Implantat weiter apikal und in 12 Fällen (25%) weiter koronal als die Planung. Der Maximalwert aller zu weit apikal liegenden Implantaten betrug 1,4 mm. Ein Höhenunterschied von weniger als 0,2 mm wurde als „Planungshöhe erreicht“ definiert. 21 Implantate (44,8%) erfüllten dieses Kriterium und lagen somit definitionsgemäß auf der geplanten Höhe im Knochen.

3.4.4 Winkelabweichung

Die Analyse der Achsenabweichungen zwischen Planung und Implantat ergaben ein Mittel von 4,1° bei einer errechneten Standardabweichung von 2,1. Das Maximum lag mit 11,0° deutlich über dem Mittelwert. Das Minimum betrug 0,4°. 50% der Abweichungen wurden zwischen 2,7° und 4,9° ermittelt, was einem Quartilsabstand von 2,26 entspricht (Abb. 15).

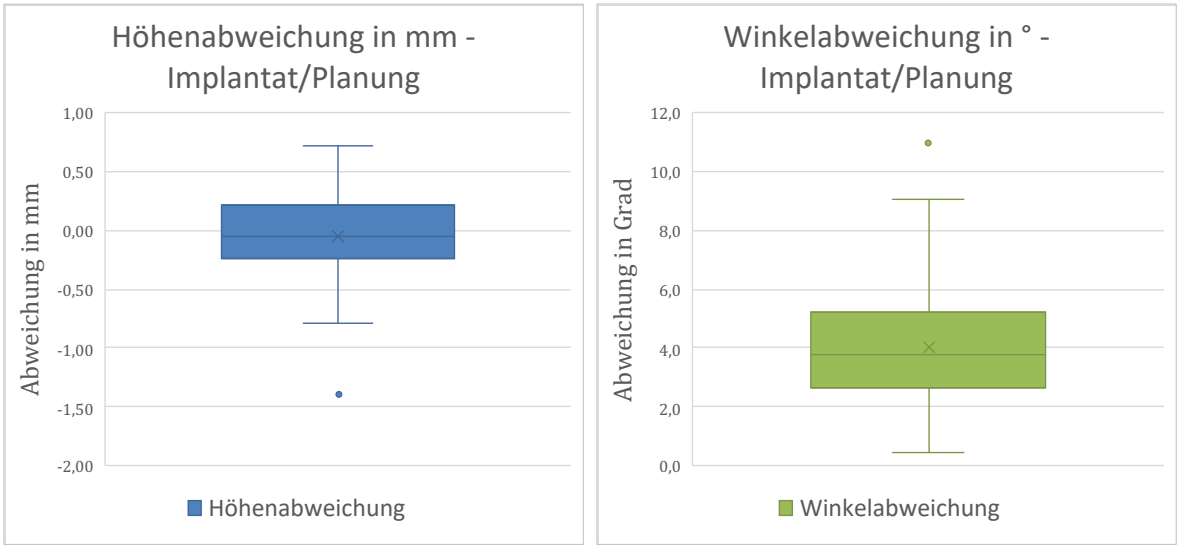


Abb. 15: Ermittelte Höhenabweichung (blau/links) und Winkelabweichung (grün/rechts) zwischen Planung und klinisch erreichter Implantatposition in Form von Boxplots inklusive Ausreißer (Punkte). Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

3.4.5 Metrische Analyse (Implantationsplanung vs. Alveole)

Die Analyse des Vergleichs zwischen Extraktionsalveole und Implantatplanung erfolgte im Hinblick auf die Fragestellung, ob es eine Korrelation zwischen der Position der Zahnwurzel und der späteren Planung der Implantatachse gibt und wie dies von der Anwendung einer Alveolar ridge preservation beeinflusst wird. Die Auswertung der Winkelmessungen von 56 Fällen ergab eine mittlere Winkelabweichung von 12,4° bei einer Standardabweichung von 6,0. Das Maximum lag bei einem Winkel von 28,5°, das Minimum bei 2,1°. Die Analyse der Gruppen ergab einen Mittelwert von 12,0° für Gruppe A (ARP) und 12,7° für Gruppe B (spontane Heilung). Bei

Betrachtung der Zahnregionen beliefen sich die Mittelwerte auf 13,2° für die Frontzahn-, 11,5° für die Prämolaren-, und 13,8° für die Molaren- Region.

3.4.6 3D-Analyse (qualitative Analyse)

Die dreidimensionale Analyse zwischen Implantatplanung und klinisch erzielter Implantatposition mit dem Programm Geomagic Qualify war in 40 von 49 Fällen möglich.

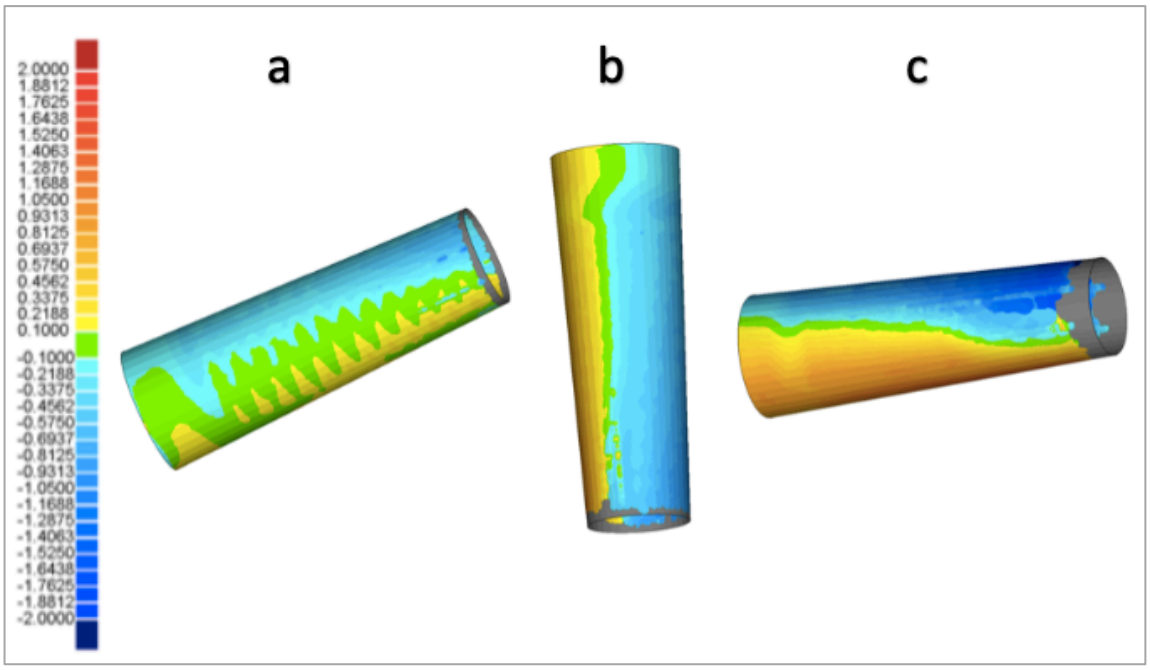


Abb. 16: Darstellung der farbkodierten Referenzbilder als Ergebnis der dreidimensionalen Analyse mit dem Programm Geomagic Qualify (Version 9, Geomagic, North Carolina, Vereinigte Staaten von Amerika) mit einer hohen (a), einer mittleren (b) und einer geringen Übereinstimmung (c). Die Farbskala (links) reicht von +2 Millimeter (dunkelrot) bis -2 Millimeter (dunkelblau) der Zwischenbereich wird durch farbliche Abstufungen dargestellt. Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017.

Die entstandenen farbkodierten Bilder ermöglichen eine qualitative Beurteilung der Übereinstimmung auf einen Blick. Die Farbskala reicht von +2 mm (dunkelrot) bis -2 mm (dunkelblau) der Zwischenbereich wird durch farbliche Abstufungen dargestellt (Abb16.). Der positive Mittelwert ergab 0,5 mm bei einem Maximum von

2,1 mm. Der negative Mittelwert belief sich auf -0,4 mm mit einem Maximum von -3,7 mm. Die mittlere Standardabweichung lag bei 0,5.

3.5 Statistische Analyse

Im Folgenden werden die ermittelten Ergebnisse unter den Gesichtspunkten möglicher Einflussfaktoren beschrieben. Zusätzlich zur deskriptiven Statistik wurde zur Einstufung der statistischen Relevanz wurden diverse statistische Tests durchgeführt. Zur Anwendung kamen zum Vergleich zweier abhängiger Stichproben der Wilcoxon Rangsummentest, zum Vergleich von mehr als zwei unabhängige Stichproben der Kruskal Wallis Test. Assoziationen zwischen verschiedenen kontinuierlichen Variablen wurden mittels Streudiagramm und Spearman-Rangkorrelation untersucht. Das Signifikanzniveau wurde bei 0,05 festgelegt.

3.5.1 Alveolar Ridge Preservation (Vergleich zwischen Gruppe A und B)

Für die Studie wurden die Probanden randomisiert in zwei Gruppen (A und B) eingeteilt. Während bei Gruppe B nach Zahnextraktion eine spontane Wundheilung abgewartet wurde, erhielten die Probanden der Gruppe A Maßnahmen der ARP in Form von equinen (vom Pferd) Kollagenkegeln (PARASORB Sombrero, Resorba Medical GmbH, Nürnberg). Zum statistischen Gruppenvergleich wurde der Wilcoxon Rangsummentest durchgeführt.

Die Betrachtung der Mittelwerte der untersuchten Parameter lässt keine Rückschlüsse auf einen Zusammenhang zwischen angewandter ARP und der Übertragungsgenauigkeit zu. Die Abweichungen im Bereich der Implantatschulter und des Apex wiesen in allen ermittelten Werten, Mittelwert, Standardabweichung, Minimum und Maximum ähnliche Werte auf (Abb. 17). Der durchgeführte Wilcoxon Rangsummentest bestätigt diesen Eindruck. Die Anwendung einer ARP hat weder signifikanten Einfluss auf die koronale ($p=0,88$), noch auf die apikale Abweichung ($p=0,88$). Auch die Ergebnisse der Höhenabweichung ($p=0,21$) reihen sich in dieses Bild ein. Die Werte der Winkelabweichung zeigten deutliche Unterschiede (Tab. 2).

Der Wilcoxon Rangsummentest zeigte auch in dieser Auswertung, dass hier kein signifikanter Einfluss besteht (p=0,19).

Tab. 2: Ergebnisse der Analyse der Abweichungen zwischen Implantatplanung und klinisch erzielter Implantatposition in Gruppe A mit knochenerhaltenden Maßnahmen (schwarz) und Kontroll-Gruppe B (grün). Angegeben sind Mittelwert, Maximum, Minimum und die Standardabweichung (SD) der Abweichungen koronal, apikal und vertikal (Höhenabweichung) in Millimeter, sowie die Winkelabweichung in Grad. Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017. Modifiziert nach Schnutenhaus et al. 2020 [47].

	Abweichung koronal [mm]	Abweichung apikal [mm]	Höhenabweichung [mm]	Winkelabweichung [mm]
Mittelwert	0,73 0,62	1,44 1,32	0,30 0,27	4,0 4,1
Maximum	1,66 1,41	3,07 3,50	1,40 0,72	9,1 11,0
Minimum	0,36 0,19	0,47 0,26	0,00 0,00	0,8 0,4
SD	0,30 0,28	0,58 0,71	0,30 0,23	1,9 2,4

3.5.2 Zahnregion

Bei der Auswertung wurden die Implantationsregionen in Frontzahn- (FZ), Prämolaren- (PM) und Molaren-Region (M) unterteilt. Die Mittelwerte für die koronale Abweichung lagen mit 0,67 mm (FZ), 0,66 mm (PM) und 0,73 mm (M), genauso wie die entsprechenden Werte für die apikale Abweichung 1,41 mm (FZ), 1,31 mm (PM) und 1,61 mm (M) nah beieinander. Auch für den Höhenunterschied lässt sich nach Anwendung des Kruskal Wallis Test kein signifikanter Unterschied feststellen (p=0,28). Die Mittelwerte lagen hier bei 0,24 mm (FZ), 0,33 mm (PM) und 0,18 mm (M) (Abb. 18). Die Analyse der Winkelabweichung ergibt für den Mittelwert der Molarenregion 5,6° dieser liegt damit deutlich höher als die Werte für die Frontzahn- (3,8°) und Prämolaren-Region (3,8°). Dieses Ergebnis ist jedoch nicht signifikant (p=0,14).

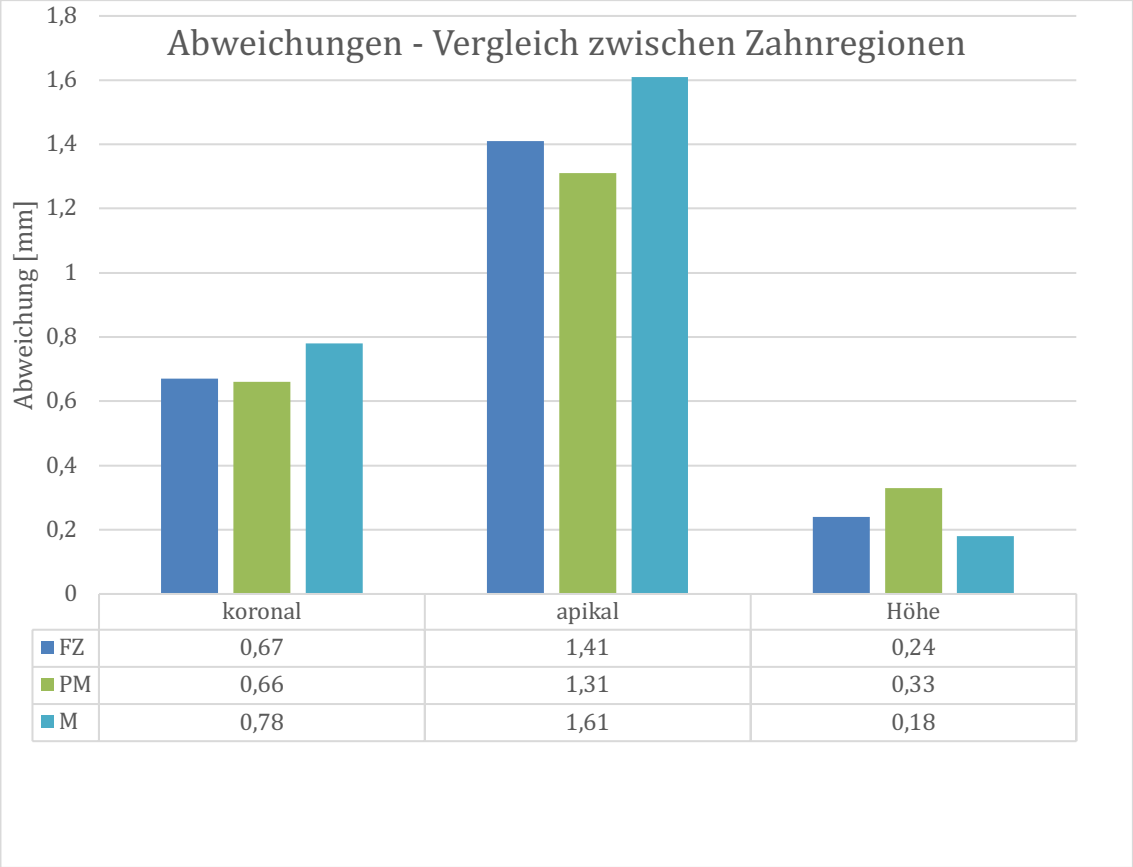


Abb. 17: Vergleich der gemessenen Abweichungen zwischen Implantatplanung und klinisch erzielter Implantatposition in Abhängigkeit von der versorgten Zahnregion. Unterschieden wurden Frontzahn- (FZ/blau), Prämolaren- (PM/grün) und Molaren-Region (M/Cyan). Angegeben sind die Abstände koronal, apikal und vertikal (Höhenunterschied) in Millimeter. Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017. Modifiziert nach Schnutenhaus et al. 2020 [47].

3.5.3 Implantatdurchmesser

Im Rahmen der Studie wurden Implantate mit den Durchmessern 3,8 mm und 4,3 mm verwendet. Bei Betrachtung der Mittelwerte der apikalen Abweichung (1,30 mm/1,54 mm) und der Winkelabweichung (3,6°/5,2°) lässt sich eine Tendenz zu Gunsten des schmaleren Implantats (Ø 3,8 mm) erkennen (Tab. 3). Zur Überprüfung der Tendenz wurde auch hier der Wilcoxon Rangsummentest herangezogen. Hier bestätigt sich ein signifikanter Einfluss des Implantatdurchmessers auf das Ausmaß der Winkelabweichung (p=0,04). In Bezug auf die apikale Abweichung bleibt es jedoch nur bei einer Tendenz, ein signifikanter Einfluss lässt sich hier nicht bestätigen (p=0,25). Auch für alle weiteren Parameter konnte hier kein signifikanter

Einfluss festgestellt werden. Die Analyse der koronalen Abweichung ergab Mittelwerte von 0,65 mm und 0,73 mm (p= 0,64), die Höhenabweichung lag bei 0,28 mm und 0,31mm (p=0,65).

Tab. 3: Ergebnisse der Analyse der Abweichungen zwischen Implantatplanung und klinisch erzielter Implantatposition in Abhängigkeit vom Implantatdurchmesser. Unterschieden wurden Implantate mit einem Durchmesser von 3,8mm (schwarz) und 4,3mm (grün). Angegeben sind Mittelwert, Maximum, Minimum und die Standardabweichung (SD) der Abweichungen koronal, apikal und vertikal (Höhenabweichung) in Millimeter, sowie die Winkelabweichung in Grad. Signifikantes Resultat bei p≤0,05 (*). Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017. Modifiziert nach Schnutenhaus et al. 2020 [47].

	Abweichung koronal [mm]	Abweichung apikal [mm]	Höhenabweichung [mm]	Winkelabweichung [mm]
Mittelwert [CI:95%]	0,65 0,70	1,31 1,47	0,27 0,30	3,57 * 4,94
Maximum	1,25 1,66	3,07 3,50	0,79 1,40	9,0 * 11,0 *
Minimum	0,19 0,18	0,26 0,34	0,01 0,00	0,4 * 1,2. *
SD	0,23 0,41	0,58 0,80	0,21 0,37	1,7 * 2,6 *

3.5.4 Implantatlänge

Zur Anwendung kamen Implantate mit 9 mm, 11 mm und 13 mm Länge. Bei der rein deskriptiven Betrachtung der Werte für die apikale und koronale Abweichung, sowie für die Winkelabweichung, lässt sich eine deutliche Tendenz erkennen (Tab. 4), bei der mit steigender Implantatlänge größere Abweichungen gemessen wurden. Nach Anwendung des Kruskal Wallis Test konnte jedoch lediglich ein signifikanter Einfluss der Implantatlänge auf den apikalen Abstand bestätigt werden (p=0,02).

Tab.4: Vergleich der gemessenen Abweichungen zwischen Implantatplanung und klinisch erzielter Implantatposition in Abhängigkeit von der Implantatlänge in Millimeter (mm). Unterschieden wurden Implantate mit der Länge 9mm (schwarz), 11mm (grün) und 13mm (blau). Angegeben sind Mittelwert, Maximum, Minimum und die Standardabweichung (SD) der Abweichungen koronal, apikal und vertikal (Höhenabweichung) in Millimeter, sowie die Winkelabweichung in Grad. Signifikantes Resultat bei p≤0,05 (*). Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Ulm, im Zeitraum von 2014 bis 2017. Modifiziert nach Schnutenhaus et al. 2020 [47].

	Abweichung koronal [mm]	Abweichung apikal [mm]	Höhenabweichung [mm]	Winkelabweichung [°]
Mittelwert	0,64 0,62 0,75	1,06 * 1,26 * 1,64 *	0,31 0,25 0,32	3,4 3,8 4,5
Maximum	1,66 1,41 1,25	1,87 * 3,50 * 3,07 *	1,40 0,68 0,79	5,9 11,0 9,1
Minimum	0,24 0,19 0,50	0,47 * 0,26 * 1,14 *	0,00 0,01 0,05	0,8 0,4 2,6
SD	0,49 0,27 0,21	0,53 * 0,73 * 0,52 *	0,50 0,16 0,24	1,8 2,6 1,7

Schlussfolgernd lässt sich somit sagen, dass

- die Anwendung einer ARP keinen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit der Implantatposition hat.
- die Zahnregion keinen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit hat.
- die Position der leeren Extraktionsalveole keinen Einfluss auf die Position der Implantatplanung hat.

Hingegen zeigte sich, dass

- der Implantatdurchmesser einen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit hat.
- die Implantatlänge einen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit hat.

4 Diskussion

Die dentale Implantologie integriert bildgebende Verfahren und 3D-Planungen, um ästhetisch und funktionell optimale Ergebnisse zu erzielen. Mit der Optimierung der dreidimensionalen Bildgebung und der Entwicklung präziser Planungsprogramme ist es den Behandlern möglich, bereits präoperativ die implantatprothetische Versorgung individuell zu planen und zu visualisieren, um so selbst komplizierte Fälle sicher und vorhersagbar versorgen zu können. Voraussetzung für ein solches Vorgehen ist eine exakte Übertragung der Planung in den intraoperativen Situs und ein ausreichendes Knochenangebot, welches, wenn nicht vorhanden, präoperativ oder simultan zur Implantatinsertion durch Knochenaugmentation geschaffen werden muss.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Präzision der Übertragung mit einer stereolithographisch gefertigten Bohrschablone zu ermitteln, ohne den Patienten durch eine postoperative dreidimensionale Röntgendiagnostik einer unnötigen Strahlenbelastung auszusetzen. Nebenzielgröße war der Einfluss von Maßnahmen des Hart- und Weichgewebsmanagements im Sinne einer ARP auf die Position der Implantatplanung.

4.1. Klinisches Prozedere (Planung und Umsetzung der Implantatposition)

Die Präzision der Übertragung einer Planung in eine klinisch erzielte Implantatposition ist abhängig von der Größe des Gesamtfehlers. Dieser entsteht im Verlauf der einzelnen Arbeitsschritte von der Planung bis hin zur Implantation und ist immer als Summe der einzelnen Fehlerquellen zu betrachten.

Beginnend mit der dreidimensionalen Bildgebung durch ein DVT ist der einfließende Fehler abhängig von der räumlichen Auflösung der Bilddaten. Das hier verwendete DVT-Gerät (Gendex CB500M; Gendex Dental Systems, Des Plaines, Illinois, USA) weißt bei einer Schichtdicke von 0,2 Voxel eine Genauigkeit von 0,2 mm auf. Verzerrungen oder Fehlinformationen in der DVT-Aufnahme, wie sie zum Beispiel

durch Bewegungs- oder Metallartefakte entstehen beeinflussen die Bildqualität negativ und können bei einer späteren Überlagerung mit dem zugehörigen Modell-Scan zu zusätzlichen Ungenauigkeiten führen [42, 49, 54].

Ungenauigkeiten bei der Abformung entstehen sowohl bei den Alginatabformungen der Alveole und der präoperativen Ausgangssituation als auch bei der Präzisionsabformung mit einem Polyether nach Implantation. Sowohl die Ungenauigkeiten verschiedener Abformmethoden und -materialien als auch Abweichungen bei der Gipsmodellherstellung wurden bereits in vielen Studien untersucht und analysiert [31, 44]. Die Ergebnisse zeigten Abweichungen im Hundertstel-Millimeter-Bereich. Mit der hier angewandten Doppelmischabformung wurde das Verfahren mit den geringsten Abweichungen gewählt [31]. Das Situationsmodell der präoperativen Ausgangssituation wurde mit einem Scanner in einen digitalen Datensatz überführt. Die Digitalisierung dieses Modells führt ebenfalls zu Ungenauigkeiten. Laut Herstellerangaben liegt der Präzisionsfehler des verwendeten Digitalisiergeräts (3Shape Scanner D700; 3Shape, Copenhagen, Denmark) bei 20 μm.

Mit Hilfe der verwendeten Planungssoftware SMOP wurden die gewonnenen Datensätze virtuell überlagert. Eine gegebenenfalls notwendige Feinjustierung geschah ausschließlich durch den Behandler, weshalb hier sowohl die Erfahrung als auch der investierte Zeitaufwand einen Einfluss auf die Genauigkeit haben. Das stereolithographische Druckverfahren, welches zur Herstellung der Bohrschablonen verwendet wurde, führt zu einer weiteren Ungenauigkeit. Hier sind neben der verwendeten Software und dem 3D-Drucker auch die Produktions- und Qualitätskontrollen sowie die Materialeigenschaften des verwendeten Kunststoffs ausschlaggebend [4, 25]. Die in dieser Studie zur Verwendung kommenden stereolithographischen Bohrschablonen des Herstellers SMOP wurden bereits in einer in vitro Studie mit konventionell laborgefertigten Schablonen verglichen. Die Auswertung lieferte signifikant genauere Werte für die stereolithographische Bohrschablone, sowohl in mesio-distaler als auch in vertikaler Richtung [24]. Die Positionierung der Bohrhülse in der Schablone generiert ebenfalls einen nicht zu unterschätzenden Fehler. Kühl et al. untersuchten die hier auftretenden Abweichungen genauer und bestimmten eine mittlere Abweichung von 0,22 mm am oberen und

0,24 mm am unteren Hülsenrand bei einer Achsenabweichung von 1,5° gegenüber der Planung [25].

Intraoperativ kommt es zu einer Reihe weiterer potentieller Fehlerquellen. Besonders zu beachten ist hier der stabile und reproduzierbare Sitz der Bohrschablone im Mund des Patienten. Die Relevanz der Passung wurde bereits in mehreren Studien belegt [46].

Jee Ho Lee et al. fanden heraus, dass der Durchmesserunterschied zwischen Bohrhülse und Bohrer einen Einfluss auf die Präzision bei der Übertragung haben [29]. Dieser systemimmanente minimale Unterschied im Durchmesser ist allerdings notwendig, um eine reibungslose Führung des Bohrers in der Hülse während der Implantation zu gewährleisten. Für das Camlog Guide 2.0 – System gibt der Hersteller eine maximale Winkelabweichung von 1,53° an.

Des Weiteren sollten die klinischen und patientenindividuellen Gegebenheiten während der Implantation Erwähnung finden. Einschränkungen in der Sicht, Patientenbewegungen, Blutung, Speichelfluss oder eine eventuelle Einschränkung der Mundöffnung sind Faktoren, die einen Fehler in der Übertragungsgenauigkeit begünstigen und von OP zu OP variieren.

Alle aufgeführten Fehlerquellen müssen und dürfen nur als Summe der einflussnehmenden Faktoren in die Bewertung der hier vorliegenden Daten und die daraus zu ziehenden Schlüsse Einfluss finden. Eine Betrachtung von isolierten Einzelfaktoren wie sie in in-vitro-Studien ermittelt werden, sind, beispielsweise für die Festlegung von Sicherheitsabständen zum Schutz gefährdeter Strukturen, nicht zulässig.

4.2 Digitalisierung der Abformungen und Überführung der Datensätze in ein gemeinsames Koordinatensystem

Um eine Analyse mit dem vorgesehenen Verfahren zu ermöglichen, war es notwendig, neben dem Gipsmodell (Planungsmodell) auch die zwei Abformungen (nach Extraktion und nach Implantation) zu digitalisieren. Dies geschah ebenfalls mit dem zuvor erwähnten Digitalisiergerät (3Shape D700). Hier geht die vom Hersteller angegebene Messunsicherheit von 20 µm als Fehler ein. Vergleichbare Studien, in

denen dieser Schritt ebenfalls über die Herstellung eines Gipsmodells läuft, verzeichnen an dieser Stelle auf Grund von größer ausfallenden Ungenauigkeiten bei der Digitalisierung eines Gipsmodells eine stärkere Verfälschung der Ergebnisse. In einer entsprechenden Studie zum Vergleich digitaler und konventioneller Abformung an Hand von Einzelstümpfen lagen die mittleren Abweichungen bei der Digitalisierung eines Gipsstumpf bei 14,3/-7,7 μm während die direkte Digitalisierung der Abformung eine mittlere Abweichung von 6,4/-5,7 μm aufwies [66]. Derartige Fehler erhöhen sich mit der Größe des Messobjekts und damit des Messfeldes, sind also für Ganzkiefermodelle entsprechend größer.

Die drei Datensätze befanden sich nach ihrer Digitalisierung auf Grund von der zeitlich unabhängigen Verarbeitung in unterschiedlichen Koordinatensystemen. Um einen Vergleich zu ermöglichen, war es notwendig die Datensätze in einem gemeinsamen Koordinatensystem zu überlagern. Als Referenzdatensatz (Master) wurden die Flächendaten des Planungsmodells festgelegt. Die Zuordnung der beiden anderen Datensätze erfolgte in Form von Punktewolken auf die Oberfläche des Planungsmodells. Das Ziel war eine möglichst genaue Überlagerung mit einem möglichst gering ausfallenden Fehler im Sinne einer best-fit-Registrierung. Dieser wurde als RMS-Wert (root mean square) notiert, und lag im Mittel bei einem Wert von 0,04 mm (SD: 0,015) für die Zuordnung der Alveolenabformung und bei 0,03 mm (SD: 0,01) für die Zuordnung der Implantatabformung. Diese Werte liegen deutlich innerhalb der linearen Expansion eines ungesägten Gipsmodells.

Die zu erreichende Genauigkeit bei der Überlagerung ist weiterhin beeinflusst durch die zeitlichen Abstände zwischen den Abformungen. Zwischen der Zahnentfernung und der Implantatplanung lagen sechs bis acht Wochen. Weitere drei bis vier Wochen vergingen bis zu Implantation, gefolgt von weiteren 12 bis 14 Wochen bis zur Implantatabformung. Dies ergibt eine Zeitspanne von sechs bis sieben Monaten vom Beginn bis zum Ende der Datenerhebung. Veränderungen der Schleimhaut und des Knochens sowie damit einhergehende Zahnbewegungen führen hier Ungenauigkeiten bei der Überlagerung.

Das in dieser Studie gewählte Vorgehen, welches die Erfassung der klinisch erzielten Implantatposition durch die Digitalisierung der Implantatabformung vorsieht, hat

neben offensichtlichen strahlenhygienischen Gründen den Vorteil einer höheren erzielbaren Präzision verglichen mit einer erneuten postoperativen DVT -Aufnahme. Hier stehen Auflösungsungenauigkeiten von ca. 200 µm (je nach gewählter Voxelgröße) einer vom Hersteller ausgeschriebenen Messunsicherheit von 20 µm entgegen (für das in dieser Studie verwendete Digitalisiergerät). Die meisten vergleichbaren Studien verwenden zur Auswertung der Übertragungsgenauigkeit eine zweite, postoperative, DVT-Aufnahme [32]. Die Zuordnung läuft dann entweder über anatomische Referenzpunkte, oder über geometrische Referenzmarker die in der Röntgenschablone verbaut sind. In solchen Fällen ist ein sicherer und reproduzierbarer Sitz der Röntgenschablone Voraussetzung für ein aussagekräftiges Ergebnis. Zusätzlich kann es bei einer Umlaufzeit eines DVT-Geräts von mehreren Sekunden leicht zu Bewegungsartefakten kommen. Die Aussagekraft der in einer Studie erhaltenen Daten sind also direkt abhängig von der Präzision des angewendeten Digitalisierungsverfahrens.

4.3 Zuordnung der Hilfsgeometrien

Um eine Auswertung der Lage von Alveole, Implantatplanung und klinisch erzielter Implantatposition zueinander zu ermöglichen, war es notwendig den Flächendatensätzen zuvor konstruierte Hilfsgeometrien zuzuordnen.

Anders als bei den genormten Implantatkörpern war es im Fall der Alveolen auf Grund der natürlichen anatomischen Diversität nicht möglich, standardisierte Hilfsgeometrien zu konstruieren. So musste für jeden Fall eine spezifische Implantatachse festgelegt und erstellt werden. Die Festlegung der Achse wurde anhand eines standardisierten Protokolls durchgeführt. Zur Reduktion individueller Abweichungen bei der Festlegung wurde dieser Arbeitsschritt nur von der Promovendin durchgeführt. Um eine Bewertung der Reproduzierbarkeit dieses Vorgehens vornehmen zu können, wurde das Einzeichnen der Alveolarachse an einer zufällig ausgewählten Stichprobe vier Wochen nach der ersten Konstruktion wiederholt und die Abweichungen ausgewertet. Die Ergebnisse zeigen mittlere Abweichungen von 0,18 mm (SD 0,1) zervikal, 0,17 mm (SD 0,1) apikal und 1,3° (SD 0,8) Winkelabweichung. Da bereits die Auflösung des DVT mit 0,2mm als limitierende Größe für

die erzielbare Genauigkeit diskutiert wurde, kann das entwickelte Verfahren für die im Rahmen der hier vorgestellten Untersuchung durchgeführten Analysen als geeignet bewertet werden.

Die verwendeten Hilfsgeometrien für die Planung und das Implantat konnten von einer Vorläuferstudie (Ethikantragnr. 339/14) mit identischem Prozedere übernommen werden. Ihre Zuordnung erfolgte analog zum Vorgehen bei der Zuordnung der Abformdatensätze zu den Flächendaten des Planungsmodells. Der Vorteil bei der Verwendung solcher standardisierter Hilfsgeometrien liegt in der Reproduzierbarkeit. Im Vergleich zu anderen Studien, bei denen entweder eine manuelle Festlegung von koronalen und apikalen Messpunkten erfolgte [4], oder keine näheren Angaben zum gewählten Vorgehen gemacht wurden [6, 19, 24], kann hier eine subjektive Fehlergröße als vernachlässigbar betrachtet werden.

4.4 3D Analyse

Die erfolgte 3D Analyse mit dem Programm Geomagic Qualify ermöglicht einen Genauigkeitsvergleich unter Einbezug der gesamten Implantatoberfläche. Während bei den vorrangegangenen Analysen lediglich Abweichungen im Bereich der Implantatschulter und des Apex gemessen wurden, besteht hier die Möglichkeit einer visuellen Darstellung der Abweichung zwischen Planung und Implantatanalog. die farbkodierten Differenzbilder ermöglichen eine qualitative Erfassung der Abweichungen auf einen Blick. Die 3D Analyse kann jedoch nur in Fällen mit geringer Abweichung angewendet werden. Die Tatsache, dass eine 3D-Analyse in 41 von 49 Fällen möglich war, lässt bereits einen Rückschluss auf die gute erzielte Genauigkeit zu. Die Minima und Maxima haben hierbei jedoch keine Aussagekraft, da sich die Oberflächenbeschaffenheit von Planung und Implantatanalog deutlich unterscheidet.

4.5 Vergleichbarkeit der Ergebnisse

Es liegen zahlreiche Studien zur Analyse der Übertragungsgenauigkeit statisch navigierter Implantationen vor. Allerdings lässt die Vielzahl beeinflussender Parameter

einen direkten Vergleich der Ergebnisse nur bedingt zu. An erster Stelle ist das Studiendesign zu nennen. In-vitro-Untersuchungen sind auf Grund von mangelnder Berücksichtigung der vielfältigen und komplexen klinischen Einflussgrößen wie ein beschränktes Sichtfeld, Blutung, eingeschränkte Mundöffnung oder Patientenbewegung nur sehr eingeschränkt mit den Ergebnissen klinischer Studien zu vergleichen [11]. Allerdings können sie als Anhaltspunkt für die maximal zu erreichende Präzision dienen [48]. Auch die Zusammensetzung des Patientenguts sollte berücksichtigt werden. Faktoren wie der zu versorgende Kiefer (Maxilla/Mandibula), die Restbezahnung (Zahnlos/Lückengebiss) und die Lückenkonfiguration (Einzelzahn/Schaltlücke/ Freiendlücke) nehmen Einfluss auf das Ergebnis [6, 35, 39, 58]. Des Weiteren unterscheiden sich die Studien bei der Datenerfassung (DVT/CT-Aufnahme versus Oberflächendigitalisierung), der Herstellung der Schablonen (Laborgefertigt/gefräst/gedruckt), der Lagerung der Schablonen (Zahn- oder Schleimhautgetragen) und bei dem zugrunde liegenden OP-Protokoll (teilweise oder vollständig navigiert/ offen oder geschlossen).

Der Prozess der Auswertung der gesammelten Daten trägt ebenfalls zu einer eingeschränkten Vergleichbarkeit von Studienergebnissen bei. Im Rahmen einer systematischen Übersichtsarbeit fanden Schneider et al. heraus, dass es häufig keine ausreichende Beschreibung der angewandten Methodik zur Abstands- und Winkelmessung gibt, oder aber die Richtung der Abweichung in den Studien nicht konsequent dargestellt wurde. Während einige Studien die Abweichungen in horizontaler oder vertikaler Richtung wiedergegeben haben, wurde in anderen die Abweichung in allen drei Dimensionen zusammen als räumliche Abweichung angegeben [46]. Im Rahmen einer weiteren systematischen Übersichtsarbeit fanden Bover-Ramos et al. unter Berücksichtigung von 34 Studien zwischen 2005 und 2015 heraus, dass nur wenige Studien eine Analyse bezüglich der vertikalen Abweichung vornehmen. Die Angabe dieses Wertes hat jedoch eine klinische Relevanz, da ein Höhenversatz in der unmittelbaren Nähe gefährdeter Strukturen (Nervus alveolaris inferior/Sinus maxillaris) einen irreversiblen Schaden anrichten kann [11].

4.6 Stichprobenumfang

Der Stichprobenumfang umfasste vor Erhebung der klinischen Daten 60 Patienten. Abzüglich der Drop-Outs wurden 48 Fälle analysiert und in der Auswertung berücksichtig [47]. Vergleicht man diese Zahlen mit vergleichbaren prospektiven Studien so ist die Anzahl der Studienteilnehmer in dieser Studie überdurchschnittlich [15, 19, 53, 60]. Zwar liegt die Anzahl der ausgewerteten Implantatpositionen in vergleichbaren Studien häufig höher, jedoch wurden in den meisten Fällen pro Patienten mehrere Implantate berücksichtigt. Es ist jedoch zu beachten, dass in einem Fall aufgetretene Fehler, wie z.B. Bewegungsartefakte bei der Bildgebung, eine schlechte Schablonenpassung oder Ungenauigkeiten bei der Überlagerung für jedes der analysierten Implantate in die finale Auswertung einfließt. Die Auswertung von nur einem Implantat pro Patienten bei einer möglichst hohen Probandenzahl ist somit als aussagekräftiger und deutlich weniger anfällig für eine Ergebnisverfälschung (Bias).

4.7 Vergleich der Studienergebnisse mit der vorliegenden Literatur

Die erzielten Werte dieser Studie reihen sich sehr gut in die Ergebnisse aktueller Studien zur Übertragungsgenauigkeit ein. Die Abweichungen sind entweder vergleichbar oder geringer und weisen auf eine angemessene klinische Präzision des hier angewandten Verfahrens hin.

Schneider et al. ermittelten 2009 im Rahmen einer systematischen Übersichtsarbeit beim Vergleich von zehn Studien folgende Werte: Im Bereich der Implantatschulter ergab sich eine mittlere Abweichung von 1,07 mm, im Bereich der Implantatspitze 1,63 mm und die Winkelabweichung betrug im Mittel 5,26° (3,94-6,58°). Der Höhenunterschied belief sich auf 0,43 mm, wobei nur zwei der zehn ausgewerteten Studien den Höhenversatz untersuchten. Die Werte der vorliegenden Studie sind deutlich kleiner, was ein Hinweis auf eine höhere Genauigkeit des angewandten Verfahrens ist. Allerdings ist an dieser Stelle die Heterogenität der berücksichtigten Studien der Übersichtsarbeit zu erwähnen. Neben klinischen Studien wurden auch in-vitro, Kadaver- und Tierstudien ausgewertet, was einen Vergleich der Ergebnisse erschwert [46].

2012 verglichen Van Assche et al. ebenfalls die Literatur zum Thema Genauigkeit statisch navigierter Implantation. 19 Studien erfüllten alle Kriterien und wurden im Rahmen einer systematischen Übersichtsarbeit berücksichtigt. Allerdings wurden auch hier zwei der Studien an Modellen und fünf an Körperspendern durchgeführt. Die Meta-Analyse ergab eine mittlere Abweichung von 0,99 mm (0-6,5 mm) an der Implantatschulter und 1,24 mm (0-6.9 mm) im Bereich der Implantatspitze. Die mittlere Winkelabweichung betrug 3,81° (0-24,9°) und der Höhenunterschied 0,46 mm (-2,33-4,2 mm) [59]. Die Werte sind mit den hier ausgewerteten Ergebnissen vergleichbar.

Bover-Ramos et al. haben in einer weiteren systematischen Übersichtsarbeit ähnliche Werte ermittelt. Der Vergleich der Studien ergab eine mittlere Abweichung von 1,1 mm an der Implantatschulter, 1,4 mm an der Implantatspitze und eine mittlere Achsabweichung 3,98°. Der Höhenunterschied in der Vertikalen wurde auf Grund mangelnder Angaben nicht ermittelt. Auch hier wurden In Vitro, Kadaver- und klinische Studien berücksichtigt und zusätzlich auf ihre Ergebnisse hin verglichen. In den in-vitro Studien wurden signifikant geringere Abweichungen an Implantatschulter, -spitze und Achsabweichung ermittelt (0,77 mm, 0,85 mm, 2,39°). Eine mögliche Erklärung sind die fehlenden Einflüsse von Mundöffnung, Sichtfeld, Patientenbewegung, Blut und Speichel [11].

2018 haben Thamaseb et al. eine Übersichtsarbeit veröffentlicht, in der nur klinische Studien betrachtet wurden. 20 Artikel haben die Einschlusskriterien erfüllt und wurden in die die Auswertung einbezogen. Das entsprach einer Anzahl von 2238 Implantaten in 471 Patienten. Die mittlere Abweichung wurde an der Implantatschulter mit 1,2 mm (1,04 – 1,44 mm) und an der Implantatspitze mit 1,4 mm (1,28 – 1,58 mm) ermittelt. Die Winkelabweichung belief sich auf 3,5°. Auch hier wurde der Höhenunterschied aus Mangel an Ergebnissen nicht berücksichtigt. Signifikant genauere Ergebnisse ergaben sich bei der Auswertung von Fällen mit teilbezahnten Kiefern im Vergleich zu zahnlosen [55].

Vergleicht man die hier gewonnenen Daten mit den Ergebnissen der Übersichtsarbeit von Thamaseb et al. stellt man fest, dass die Abweichung an der Implantatschulter mit 0,67 mm deutlich besser ausfällt und auch die Abweichung an der Im-

plantatspitze mit 1,38 mm in einem sehr guten Bereich liegt. Lediglich die Winkelabweichung fällt mit 4,1° zu 3,5° in der hier vorgestellten Analyse schlechter aus [47].

Schnutenhaus et al. untersuchten im Rahmen einer vorangegangenen retrospektiven Studie die Übereinstimmung von geplanter und klinisch erzielter Implantatposition unter Anwendung des auch hier eingesetzten Analyseverfahrens [48]. Bei einer prospektiven Studie, wie sie den hier analysierten Daten zu Grunde liegt, macht die Anwendung einer exakt gleichen Vorgehensweise in OP-Protokoll, Datengewinnung und Auswertung einen Vergleich der jeweiligen Ergebnisse besonders aussagekräftig. Faktoren, die auf Grund eines unterschiedlichen Studiendesigns die Ergebnisse beeinflussen, sind weitgehend eliminiert. Vergleicht man die Ergebnisse der beiden Studien fällt auf, dass sie zwar in einem sehr ähnlichen Bereich anzusiedeln sind, die hier vorliegenden Werte jedoch auf eine höhere Präzision hinweisen. Besonders auffällig sind hier die deutlich besseren Werte bei der Abweichung an der Implantatschulter (1,2mm (Schnutenhaus et al.), 0,7mm (vorliegende Studie) und bei der Höhenabweichung (0,8mm (Schnutenhaus et al.), 0,3mm (vorliegende Studie)). Eine mögliche Erklärung für diesen Unterschied sind die vorhandenen natürlichen Nachbarzähne, welche im Fall der vorliegenden Studie im Studiendesign als notwendiges Einschlusskriterium festgelegt sind. Bereits in der Vorläuferstudie fanden Schnutenhaus et al. heraus, dass ein natürlicher Nachbarzahn signifikanten Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit im Bereich der Implantatschulter und der Höhe hat. Auch auf die übrigen Parameter (Abweichung apikal und Winkelabweichung) hat ein Nachbarzahn einen positiven, wenn auch nicht signifikanten Einfluss [47, 48].

4.8 Alveolar Ridge Preservation (Vergleich Gruppe A und B)

Der Vergleich zwischen Testgruppe A (ARP) und Kontrollgruppe B (spontane Abheilung) ergab nach statistischer Auswertung keinen signifikanten Einfluss von Maßnahmen des Hart- und Weichgewebsmanagements auf die Übertragungsgenauigkeit der schablonengeführten Implantation. Das lässt darauf schließen, dass das Volumen des Knochens im Implantationsgebiet keinen Einfluss auf die

Präzision des angewandten Verfahrens hat. In Fällen mit geringem Knochenangebot ist eine präzise Positionierung des Implantats besonders wichtig, weshalb die geführte Implantation hier von besonderem Nutzen ist. Bei der Auswertung der aktuellen Literatur konnten keine vergleichbaren Studien gefunden werden. Eine Einordnung der Ergebnisse durch literarische Vergleiche ist deshalb an dieser Stelle nicht möglich.

4.9 Zahnregion

Bei der Untersuchung des Einflusses der Implantatposition im Zahnbogen auf die Übertragungsgenauigkeit ließ sich für keinen der betrachteten Parameter ein signifikanter Einfluss feststellen. Diese Erkenntnis deckt sich mit den Ergebnissen von Naziri et al. und Verhamme et al., die dies ebenfalls untersuchten [35, 64]. Jee-Ho Lee et al. jedoch erhielten signifikant höhere Abweichungen im Bereich der Frontzähne (Schneidezähne und Eckzähne) im Vergleich mit der Prämolaren- und Molaren-Region. Sie kamen zu dem Schluss, dass eine präzise Arbeitsweise und eine andauernde Überprüfung des Schablonensitzes insbesondere im hochästhetischen Frontzahnbereich von großer Bedeutung ist [29]. Im Kontrast dazu stehen die Ergebnisse von D`haese et al., die wiederum im Frontzahnbereich genauere Werte als im Seitenzahnbereich verzeichneten [15]. Eine mögliche Ursache für die gegensätzlichen Ergebnisse könnten die Unterschiede im Studiendesign darstellen. Während Jee-Ho Lee et al. ausschließlich Implantationen an zahnlosen Patienten mit mukosal getragenen Bohrschablonen und geschlossener Vorgehensweise (flapless) auswerteten, erfolgte die Implantation bei D'haese et al. an Patienten mit Restbezahnung, dental getragenen Bohrschablonen und unter Bildung eines Mukoperiostlappens.

4.10 Implantatdurchmesser

Die Analyse des Einflusses von unterschiedlichen Implantatdurchmessern auf die Übertragungsgenauigkeit bei der Implantation hat in der vorliegenden Untersuchung ein präziseres Ergebnis zu Gunsten des kleineren Durchmessers ergeben. Unterschieden wurden Implantate mit dem Durchmesser 3,8 mm und 4,3 mm. Eine

Signifikanz ließ sich jedoch nur bei der Winkelabweichung feststellen [47]. Es gibt keine weitere Studie, die sich gezielt mit dem Einfluss des Implantatdurchmessers auf die Übertragungsgenauigkeit auseinandersetzt, was eine Einordnung dieser Ergebnisse erschwert.

4.11 Implantatlänge

Die Werte dieser Studie zeigen einen signifikanten Einfluss der Implantatlänge auf die Abweichung an der Implantatspitze (p=0.02). Auch die Werte für die koronale Abweichung sowie für die Winkelabweichung weisen, wenn auch nicht signifikant, auf einen tendenziell negativen Einfluss einer steigenden Implantatlänge auf die Übertragungsgenauigkeit hin [47]. Die Ergebnisse der Abstandsmessung an 100 gleichmäßig verteilten Messpunkten (Curve-Cloud-Difference) bestätigen diese Annahme zusätzlich. Sowohl Mittelwerte als auch die Maximalwerte zeigen bei steigender Implantatlänge signifikant größere Abweichungen (Mittelwerte: p=0,01/ Maxima: p=0,01). Diese Werte decken sich mit den Ergebnissen der aktuellen Literatur [17]. Jee-Ho Lee et al. erhielten signifikant größere Werte in der Abweichung in allen ermittelten Parametern, mit Ausnahme der koronalen Abweichung an der Implantatschulter [29]. In einer weiteren Studie wurden 236 gesetzte Implantate verschiedener Hersteller in vier Gruppen entsprechend ihrer Länge unterteilt: Gruppe 1: 8-9 mm (n=20), Gruppe 2: 10-11 mm (n=112), Gruppe 3: 12-13 mm (n=99) und Gruppe 4: 14 mm (n=5). Die Ergebnisse zeigten, dass die erzielte Übertragungsgenauigkeit der Implantate aus Gruppe 1 deutlich präziser waren als in Gruppe 2 und 3. Die Werte in mesio-distaler Ausrichtung waren sowohl an der Implantatschulter (p=0,006), als auch an der Spitze (p=0,013) signifikant [35].

4.13 Schlussfolgerung

Die Computer gestützte, statisch navigierte Implantation hat in den vergangenen Jahren an Bedeutung für die zahnärztliche Implantologie gewonnen. Sie verspricht ein vorhersagbares prothetisches Ergebnis bei weniger invasiver Vorgehensweise. Gerade weil die computergestützte Implantation eine bereits weit verbreitete Technologie ist, muss diese Art der Durchführung weiterhin kritisch evaluiert werden.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen eine gute Übertragungsgenauigkeit bei unterschiedlicher Insertionsregion und unterschiedlichen Implantatlängen/-durchmessern. Längere Implantate schneiden tendenziell schlechter ab, hier wächst die Abweichung proportional zur Implantatlänge. Der negative Einfluss größerer Implantatdurchmesser auf die Winkelabweichung lässt sich aus den vorliegenden Daten nicht begründen. Maßnahmen des Hartgewebsmanagements in Form von ARP haben keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Implantatposition.

Trotz der zuvor erwähnten eingeschränkten Vergleichbarkeit der aktuellen Studien, lassen die Ergebnisse Rückschlüsse auf eine für den klinischen Alltag angemessene Präzision zu, welche den Ergebnissen der Freihandimplantation deutlich überlegen sind [1, 38, 61, 63]. Aus diesem Grund sollte sie insbesondere in Fällen mit erhöhtem Risiko für die Schädigung sensibler Strukturen Anwendung finden. Vor diesem Hintergrund ist allerdings zu betonen, dass nicht die in den Studien erzielten Mittelwerte, sondern die Maximalwerte ausschlaggebend sind. Sie zeigen wie groß die möglichen Abweichungen von der Planung trotz der Anwendung einer Insertionsschablone sein können. Die Ergebnisse bestätigen die im allgemeinen Konsensus angeratenen 2 mm Sicherheitsabstand zu gefährdeten Strukturen wie dem Nervus alveolaris inferior oder dem Sinus maxillaris im Rahmen der Implantatplanung. Darüber hinaus verdeutlichen diese Werte auch, dass die statisch navigierte Implantation in keinem Fall einen Ersatz für eine fundierte chirurgische Ausbildung und eine umsichtige, konzentrierte Arbeitsweise des Implantologen darstellt.

Auch wenn durch den Einsatz von Bohrschablonen der eigentliche chirurgische Eingriff verkürzt und in einigen Fällen augmentative Verfahren umgangen werden können, ist der klinische Mehrwert insbesondere aus prothetischer Sicht zu sehen.

Die geplante Implantatposition ist bei der statisch navigierten Implantation nicht von der vorherigen Position des zu ersetzenden Zahns beeinflusst. Eine Korrelation zwischen Lage der Zahnwurzel und angestrebter Planung lässt sich nicht erkennen.

5 Zusammenfassung

Das Ziel der statisch navigierten Implantation ist eine prothetisch orientierte Implantatpositionierung bei minimalinvasivem Vorgehen und optimaler Nutzung des vorhandenen Knochenangebots unter Schonung gefährdeter Strukturen. Nur wenn die Übertragung der virtuellen Planung in den operativen Situs präzise umgesetzt werden kann, können diese Erwartungen erfüllt werden.

Ziel der Analyse von Daten aus einer klinischen, prospektiven Studie war die Untersuchung der Übertragungsgenauigkeit einer vollständig statisch navigierten Implantation durch Berechnung der Abweichungen zwischen virtueller Planung und klinisch erzielter Implantatposition. Die Anwendung von Maßnahmen des Hartgewebsmanagements, die Zahnregion, der Implantatdurchmesser und die Implantatlänge wurden als potentielle Einflussfaktoren auf die Übertragungsgenauigkeit untersucht. Darüber hinaus wurde auch der Frage nachgegangen, ob die Position der leeren Extraktionsalveole in einem Zusammenhang mit der späteren Implantationsplanung steht.

Es wurden 48 Implantate der Firma Camlog (Conelog Implantate, CAMLOG Guide 2.0, Camlog, Wimsheim, Deutschland) in 48 Patienten inseriert und ihre Abweichung zur virtuellen Planung ausgewertet. Zur Anwendung kam ein Analyseverfahren, welches zuvor im Rahmen einer Vorläuferstudie von Schnutenhaus et al. etabliert wurde. Auf eine zusätzliche Strahlenbelastung des Patienten durch eine postoperative dreidimensionale Bildgebung wurde verzichtet. Bei allen Patienten wurde zunächst nach Zahnextraktion eine Abformung der Alveole erstellt. Die Implantatplanung erfolgte mit der Planungssoftware SMOP (Swiss Meda Operations Planung, Swissmeda, Zürich) auf Grundlage einer digitalen Volumentomographie, eines Situationsmodells und eines Wax-up der angestrebten prothetischen Versorgung. Die klinisch erzielte Implantatposition wurde mit Hilfe einer Präzisionsabformung und eingeschraubtem Implantatanalog festgehalten und mit einem Digitalisiergerät (3Shape Scanner D 700, 3Shape A/S, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert. Zur Auswertung wurden die Datensätze von Planung, Alveole und klinischem Ergebnis auf Grundlage der verbliebenen Zahnhartsubstanz überlagert. Im Anschluss erfolgte eine Analyse der Parameter Abstand auf Höhe der Implantatschul-

ter und des Implantatapex, Höhenversatz und Winkelabweichung. Für den Vergleich von Alveole und Implantatplanung wurde lediglich die Winkelabweichung berechnet.

Die mittleren Abweichungen beliefen sich auf 0,67 mm an der Implantatschulter, 1,38 mm am Implantatapex und 0,28 mm Höhenunterschied. Die Winkelabweichung betrug im Mittel 4,1°. Sowohl die zu versorgende Zahnregion als auch die Anwendung von Maßnahmen des Hartgewebsmanagements hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit. Für den Implantatdurchmesser ergaben sich signifikant genauere Ergebnisse bei schmaleren Implantaten im Bereich des Implantatapex und der Winkelabweichung. Die Implantatlänge hatte einen signifikanten Einfluss auf die apikale Abweichung.

Die Ergebnisse dieser Studie sind vergleichbar oder besser als die Werte ähnlicher Untersuchungen. Sie weisen auf eine für den klinischen Alltag angemessene Präzision hin, wobei die Betrachtung der Maximalwerte die Notwendigkeit eines Mindestabstands zu gefährdeten Strukturen bestätigt. In dem gesamten Arbeitsablauf gibt es eine Vielzahl an Faktoren, die einen Einfluss auf die zu erzielende Präzision haben können. Aus diesem Grund ist eine sorgfältige Arbeitsweise Voraussetzung für eine erfolgreiche Anwendung des Verfahrens. In keinem Fall kann eine Führungsschablone eine fundierte chirurgische Ausbildung ersetzen.

Teile dieser Dissertation wurden bereits in folgendem Fachartikel veröffentlicht:

Schnutenhaus S, Brunken L,Edelmann C, Dreyhaupt J, Rudolph H, Luthardt RG: Alveolar ridge preservation and primary stability as influencing factors on the transfer accuracy of static guided implant placement: a prospective clinical trial. BMC Oral Health 20: 178 (2020)

DOI: https://doi.org/10.1186/s12903-020-01155-x

Licensed under a Creative Common Attribution 4.0 International License, https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/

6 Literaturverzeichnis

1. Abduo J, Lau D: 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. Int J Implant Dent 6: 10 (2020)

2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR: The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1: 11-25 (1986)

3. Alevizakos V, Mitov G, Stoetzer M, von See C: A retrospective study of the accuracy of template-guided versus freehand implant placement: A nonradiologic method. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 128: 220-226 (2019)

4. Arisan V, Karabuda ZC, Ozdemir T: Accuracy of two stereolithographic guide systems for computer-aided implant placement: a computed tomography-based clinical comparative study. J Periodontol 81: 43-51 (2010)

5. Arisan V, Karabuda ZC, Piskin B, Ozdemir T: Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-aided implant placement. Part II: reliability of mucosa-supported stereolithographic guides. Clin Implant Dent Relat Res 15: 907-917 (2013)

6. Behneke A, Burwinkel M, Behneke N: Factors influencing transfer accuracy of cone beam CT-derived template-based implant placement. Clin Oral Implants Res 23: 416-423 (2012)

7. Behneke A, Burwinkel M, Knierim K, Behneke N: Accuracy assessment of cone beam computed tomography-derived laboratory-based surgical templates on partially edentulous patients. Clin Oral Implants Res 23: 137-143 (2012)

8. Beretta M, Poli PP, Maiorana C: Accuracy of computer-aided template-guided oral implant placement: a prospective clinical study. J Periodontal Implant Sci 44: 184-193 (2014)

9. Block MS, Emery RW: Static or Dynamic Navigation for Implant Placement-Choosing the Method of Guidance. J Oral Maxillofac Surg 74: 269-277 (2016)

10. Bornstein MM, Halbritter S, Harnisch H, Weber HP, Buser D: A retrospective analysis of patients referred for implant placement to a specialty clinic: indications, surgical procedures, and early failures. Int J Oral Maxillofac Implants 23: 1109-1116 (2008)

11. Bover-Ramos F, Vina-Almunia J, Cervera-Ballester J, Penarrocha-Diago M, Garcia-Mira B: Accuracy of Implant Placement with Computer-Guided Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis Comparing Cadaver, Clinical, and In Vitro Studies. Int J Oral Maxillofac Implants 33: 101-115 (2018)

12. Bundesministerium der Justiz und Verbraucherschutz: Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzgesetz - StrlSchG). 2017 https://www.gesetze-im-internet.de/strlschg/BJNR196610017.html (28.02.2020)

13. Cassetta M, Stefanelli LV, Giansanti M, Calasso S: Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical template. Int J Oral Maxillofac Implants 27: 655-663 (2012)

14. Cassetta M, Stefanelli LV, Giansanti M, Di Mambro A, Calasso S: Accuracy of a computer-aided implant surgical technique. Int J Periodontics Restorative Dent 33: 317-325 (2013)

15. D'Haese J, Van De Velde T, Elaut L, De Bruyn H: A prospective study on the accuracy of mucosally supported stereolithographic surgical guides in fully edentulous maxillae. Clin Implant Dent Relat Res 14: 293-303 (2012)

16. De Risi V, Clementini M, Vittorini G, Mannocci A, De Sanctis M: Alveolar ridge preservation techniques: a systematic review and meta-analysis of histological and histomorphometrical data. Clin Oral Implants Res 26: 50-68 (2015)

17. Derksen W, Wismeijer D, Flügge T, Hassan B, Tahmaseb A: The accuracy of computer-guided implant surgery with tooth-supported, digitally designed drill guides based on CBCT and intraoral scanning. A prospective cohort study. Clin Oral Implants Res 30: 1005-1015 (2019)

18. Farley NE, Kennedy K, McGlumphy EA, Clelland NL: Split-mouth comparison of the accuracy of computer-generated and conventional surgical guides. Int J Oral Maxillofac Implants 28: 563-572 (2013)

19. Geng W, Liu C, Su Y, Li J, Zhou Y: Accuracy of different types of computer-aided design/computer-aided manufacturing surgical guides for dental implant placement. Int J Clin Exp Med 8: 8442-8449 (2015)

20. Giordano M, Ausiello P, Martorelli M: Accuracy evaluation of surgical guides in implant dentistry by non-contact reverse engineering techniques. Dent Mater 28: e178-185 (2012)

21. Güth J-F, Trimpl J, Edelhoff D, Schweiger J: 3-D-Druck in der Zahnheilkunde. Bayerisches Zahnärzteblatt BZB 55: 46-55 (2018)

22. Horowitz R, Holtzclaw D, Rosen PS: A review on alveolar ridge preservation following tooth extraction. J Evid Based Dent Pract 12: 149-160 (2012)

23. Hultin M, Svensson KG, Trulsson M: Clinical advantages of computer-guided implant placement: a systematic review. Clin Oral Implants Res 23 Suppl 6: 124-135 (2012)

24. Kernen F, Benic GI, Payer M, Schar A, Muller-Gerbl M, Filippi A, Kuhl S: Accuracy of Three-Dimensional Printed Templates for Guided Implant Placement Based on Matching a Surface Scan with CBCT. Clin Implant Dent Relat Res 18: 762-768 (2016)

25. Kuhl S, Payer M, Zitzmann NU, Lambrecht JT, Filippi A: Technical accuracy of printed surgical templates for guided implant surgery with the coDiagnostiX software. Clin Implant Dent Relat Res 17 Suppl 1: e177-182 (2015)

26. Kurt BR: [Template guided surgery with the open-access software "smop"]. Swiss Dent J 124: 305-323 (2014)

27. Lang NP, Pun L, Lau KY, Li KY, Wong MC: A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. Clin Oral Implants Res 23 Suppl 5: 39-66 (2012)

28. Lee DH, An SY, Hong MH, Jeon KB, Lee KB: Accuracy of a direct drill-guiding system with minimal tolerance of surgical instruments used for implant surgery: a prospective clinical study. J Adv Prosthodont 8: 207-213 (2016)

29. Lee JH, Park JM, Kim SM, Kim MJ, Lee JH, Kim MJ: An assessment of template-guided implant surgery in terms of accuracy and related factors. J Adv Prosthodont 5: 440-447 (2013)

30. Luebbers HT, Messmer P, Obwegeser JA, Zwahlen RA, Kikinis R, Graetz KW, Matthews F: Comparison of different registration methods for surgical navigation in cranio-maxillofacial surgery. J Craniomaxillofac Surg 36: 109-116 (2008)

31. Luthardt RG, Walter MH, Quaas S, Koch R, Rudolph H: Comparison of the three-dimensional correctness of impression techniques: a randomized controlled trial. Quintessence Int 41: 845-853 (2010)

32. Makins SR: Artifacts interfering with interpretation of cone beam computed tomography images. Dent Clin North Am 58: 485-495 (2014)

33. Morjaria KR, Wilson R, Palmer RM: Bone healing after tooth extraction with or without an intervention: a systematic review of randomized controlled trials. Clin Implant Dent Relat Res 16: 1-20 (2014)

34. Naziri E. Klinische Genauigkeit der schablonengestützten Implantatinsertion. Med Dissertation, Universität Ulm, Bundeswehrkrankenhaus Ulm (2015)

35. Naziri E, Schramm A, Wilde F: Accuracy of computer-assisted implant placement with insertion templates. GMS Interdiscip Plast Reconstr Surg DGPW 5: Doc15 (2016)

36. Neukam FW. Lebenserwartung von Implantaten und Implantatlager. Wissenschaftliche Stellungnahmen der DGZMK, 2000
https://www.implantate.com/fileadmin/dokumente/lebenserwartung_implant.pdf (12.01.2020)

37. Nickenig HJ, Eitner S: An alternative method to match planned and achieved positions of implants, after virtual planning using cone-beam CT data and surgical

guide templates--a method reducing patient radiation exposure (part I). J Craniomaxillofac Surg 38: 436-440 (2010)

38. Nickenig HJ, Wichmann M, Hamel J, Schlegel KA, Eitner S: Evaluation of the difference in accuracy between implant placement by virtual planning data and surgical guide templates versus the conventional free-hand method - a combined in vivo - in vitro technique using cone-beam CT (Part II). J Craniomaxillofac Surg 38: 488-493 (2010)

39. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF: Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. J Oral Maxillofac Surg 67: 394-401 (2009)

40. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO: Success criteria in implant dentistry: a systematic review. J Dent Res 91: 242-248 (2012)

41. Pauwels R, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, Horner K, Bogaerts R, Consortium SP: Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index. Dentomaxillofac Radiol 41: 583-593 (2012)

42. Pettersson A, Komiyama A, Hultin M, Nasstrom K, Klinge B: Accuracy of virtually planned and template guided implant surgery on edentate patients. Clin Implant Dent Relat Res 14: 527-537 (2012)

43. Poeschl PW, Schmidt N, Guevara-Rojas G, Seemann R, Ewers R, Zipko HT, Schicho K: Comparison of cone-beam and conventional multislice computed tomography for image-guided dental implant planning. Clin Oral Investig 17: 317-324 (2013)

44. Rudolph H, Quaas S, Haim M, Preissler J, Walter MH, Koch R, Luthardt RG: Randomized controlled clinical trial on the three-dimensional accuracy of fast-set impression materials. Clin Oral Investig 17: 1397-1406 (2013)

45. Ruppin J, Popovic A, Strauss M, Spuntrup E, Steiner A, Stoll C: Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. Clin Oral Implants Res 19: 709-716 (2008)

46. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE: A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. Clin Oral Implants Res 20 Suppl 4: 73-86 (2009)

47. Schnutenhaus S, Brunken L, Edelmann C, Dreyhaupt J, Rudolph H, Luthardt RG: Alveolar ridge preservation and primary stability as influencing factors on the transfer accuracy of static guided implant placement: a prospective clinical trial. BMC Oral Health 20: 178 (2020)

48. Schnutenhaus S, Edelmann C, Rudolph H, Dreyhaupt J, Luthardt RG: 3D accuracy of implant positions in template-guided implant placement as a function of the remaining teeth and the surgical procedure: a retrospective study. Clin Oral Investig 22: 2363-2372 (2018)

49. Schnutenhaus S, Groller S, Luthardt RG, Rudolph H: Accuracy of the match between cone beam computed tomography and model scan data in template-guided implant planning: A prospective controlled clinical study. Clin Implant Dent Relat Res 20: 541-549 (2018)

50. Schramm A, Gellrich NC. Intraoperative Navigation und computerassistierte Chirurgie. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M (eds). Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. Stuttgart, New York: Thieme, 2010:479-498.

51. Schulze R. s2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie. 2013 https://secure.owidi.de/documents/10165/1373255/dvtlang.pdf/809e3360-3c46-4814-a489-09ca8b5ce166 (18.09.2019).

52. Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K: Theoretical optimum of implant positional index design. J Dent Res 88: 731-735 (2009)

53. Stubinger S, Buitrago-Tellez C, Cantelmi G: Deviations between placed and planned implant positions: an accuracy pilot study of skeletally supported stereolithographic surgical templates. Clin Implant Dent Relat Res 16: 540-551 (2014)

54. Tadinada A, Jalali E, Jadhav A, Schincaglia GP, Yadav S: Artifacts in Cone Beam Computed Tomography Image Volumes: An Illustrative Depiction. J Mass Dent Soc 64: 12-15 (2015)

55. Tahmaseb A, Wu V, Wismeijer D, Coucke W, Evans C: The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res 29 Suppl 16: 416-435 (2018)

56. Tan PLB, Layton DM, Wise SL: In vitro comparison of guided versus freehand implant placement: use of a new combined TRIOS surface scanning, Implant Studio, CBCT, and stereolithographic virtually planned and guided technique. Int J Comput Dent 21: 87-95 (2018)

57. Ten Heggeler JM, Slot DE, Van der Weijden GA: Effect of socket preservation therapies following tooth extraction in non-molar regions in humans: a systematic review. Clin Oral Implants Res 22: 779-788 (2011)

58. Turbush SK, Turkyilmaz I: Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: an in vitro study. J Prosthet Dent 108: 181-188 (2012)

59. Van Assche N, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M: Accuracy of computer-aided implant placement. Clin Oral Implants Res 23 Suppl 6: 112-123 (2012)

60. Van de Wiele G, Teughels W, Vercruyssen M, Coucke W, Temmerman A, Quirynen M: The accuracy of guided surgery via mucosa-supported stereolithographic surgical templates in the hands of surgeons with little experience. Clin Oral Implants Res 26: 1489-1494 (2015)

61. Varga E, Jr., Antal M, Major L, Kiscsatári R, Braunitzer G, Piffkó J: Guidance means accuracy: A randomized clinical trial on freehand versus guided dental implantation. Clin Oral Implants Res: (2020)

62. Vercruyssen M, Cox C, Coucke W, Naert I, Jacobs R, Quirynen M: A randomized clinical trial comparing guided implant surgery (bone- or mucosa-supported) with mental navigation or the use of a pilot-drill template. J Clin Periodontol 41: 717-723 (2014)

63. Vercruyssen M, Coucke W, Naert I, Jacobs R, Teughels W, Quirynen M: Depth and lateral deviations in guided implant surgery: an RCT comparing guided

surgery with mental navigation or the use of a pilot-drill template. Clin Oral Implants Res 26: 1315-1320 (2015)

64. Verhamme LM, Meijer GJ, Berge SJ, Soehardi RA, Xi T, de Haan AF, Schutyser F, Maal TJ: An Accuracy Study of Computer-Planned Implant Placement in the Augmented Maxilla Using Mucosa-Supported Surgical Templates. Clin Implant Dent Relat Res 17: 1154-1163 (2015)

65. Willenbacher M, Al-Nawas B, Berres M, Kammerer PW, Schiegnitz E: The Effects of Alveolar Ridge Preservation: A Meta-Analysis. Clin Implant Dent Relat Res 18: 1248-1268 (2016)

66. Zügel D, Luthardt RG, Graf MR, Rudolph H: Abformung - konventionell versus digital. Zahnmedizin up2date 10: 359-380 (2016)

7 Danksagung

Die Danksagung wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.

8 Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.