

Aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
(Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Schliephake)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Vergleich der Übertragungsgenauigkeit
der intraoralen Real-time-Navigation mit
der statischen, CAD/CAM gefertigten
Pilotbohrschablone bei der Insertion
dentaler Implantate in vitro**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
für Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Robert Stünkel

aus

Hannover

Göttingen 2021

Dekan: Prof. Dr. med. W. Brück

Betreuungsausschuss

Betreuer/in: PD Dr. Dr. Kauffmann

Ko-Betreuer/in: Prof. Dr. Laskawi

Prüfungskommission

Referent/in: PD Dr. Dr. Kauffmann

Ko-Referent/in: Prof. Dr. Laskawi

Datum der mündlichen Prüfung: 24.08.2021

Hiermit erkläre ich, die Dissertation mit dem Titel "Vergleich der Übertragungsgenauigkeit der intraoralen Real-time-Navigation mit der statischen, CAD/CAM gefertigten Pilotbohrschablone bei der Insertion dentaler Implantate in vitro" eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Göttingen, den
.....
(Unterschrift)

Die Daten, auf denen die vorliegende Arbeit basiert, wurden teilweise publiziert:

Stünkel S, Schliephake H, Bohne T, Kauffmann P (2021): Accuracy of intraoral real-time navigation versus static, CAD/CAM manufactured pilot drilling template in dental implant surgery – an in vitro study. Vortrag im Rahmen des Deutschen Chirurgen Kongresses 2021, Mainz, 12.-16.04.2021

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	IV
Abkürzungsverzeichnis	V
1 Einleitung	1
1.1 Präoperative Planung.....	2
1.1.1 Konventionelle Planung.....	3
1.1.2 Planung anhand digitaler dreidimensionaler Datensätze.....	4
1.2 Übertragung der Planung in die Operation.....	5
1.2.1 Bohrschablonen.....	6
1.2.2 Echtzeitnavigation (Real-time-Navigation).....	7
1.3 Zielsetzung der Arbeit.....	10
2 Material und Methoden	11
2.1 Kiefermodell und Versuchsaufbau.....	11
2.2 Datensatzerstellung.....	12
2.2.1 Digitale Volumentomographie.....	12
2.3 Implantatinsertion.....	16
2.3.1 Schablonenunterstützte Insertion.....	17
2.3.2 Real-time-Navigation.....	18
2.4 Implantationsevaluation.....	21
2.4.1 Datenerhebung.....	21
2.4.2 Statistische Auswertung.....	23
3 Ergebnisse	25
3.1 Gesamtgruppenvergleich.....	25
3.1.1 Vergleich Schaltlücke und Freundsituation.....	28
3.1.2 3D-Versatz der Implantatbasis Schaltlücke gegen Freunde.....	29
3.1.3 3D-Versatz der Implantatspitze Schaltlücke gegen Freunde.....	31
3.1.4 Versatz der Basis nach vestibulär.....	33
3.2 Auswertung der Behandler.....	33
3.2.1 Vergleich der Behandler bei Nutzung des Navigationssystems.....	36
3.2.2 Vergleich der Behandler bei Nutzung der statischen Bohrschablone.....	37
3.2.3 Vergleich Navigationssystem gegen Schablone innerhalb der Behandler.....	39
3.3 Lernkurve beim Navigationssystem innerhalb des Versuchs.....	44
3.3.1 Lernkurve Versuchsreihe RS.....	44
3.3.2 Lernkurve Versuchsreihe PK.....	44

4	Diskussion	46
4.1	Diskussion der angewendeten Verfahren.....	46
4.2	Auswertungsmethodik.....	54
4.3	Schablone vs. Navigation.....	55
5	Zusammenfassung.....	60
6	Literaturverzeichnis	61

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Berechnung von Distanzen im Röntgenbild.....	4
Abbildung 2 Straumann®-Bohrersequenz.....	7
Abbildung 3 Visualisierung Nährungsprozess.....	9
Abbildung 4 Teilbezahntes Unterkiefermodell.....	11
Abbildung 5 Dreidimensionale und multiplanare Darstellung des Unterkiefers.....	13
Abbildung 6 Positionierungsmodus.....	14
Abbildung 7 <i>Matching</i> 3D-Daten und Gipsmodell.....	15
Abbildung 8 Durchführung der Implantationen.....	16
Abbildung 9 Pilotbohrschablone <i>in situ</i>	17
Abbildung 10 Das DENACAM®-System.....	18
Abbildung 11 Verwendung des Navigationssystems.....	20
Abbildung 12 <i>Matching</i> von prä- und postoperativem Datensatz.....	21
Abbildung 13 Festlegen der Implantatposition auf dem postoperativen Röntgenbild.....	22
Abbildung 14 Auswertung des Implantatversatzes.....	23
Abbildung 15 Bohrschablone vs. Navigationssystem.....	27
Abbildung 16 Angulation-Schaltlücke und -Freiende.....	29
Abbildung 17 3D-Versatz Implantatbasis Freiende und Schaltlücke.....	30
Abbildung 18 3D-Versatz Implantatspitze Freiende und Schaltlücke.....	32
Abbildung 19 <i>Oro-vestibuläre</i> Abweichungen.....	33
Abbildung 20 Behandlervergleich.....	35
Abbildung 21 Behandlervergleich Pilotbohrschablone.....	39
Abbildung 22 PK Pilotbohrschablone vs. Navigation.....	41
Abbildung 23 RS Pilotbohrschablone vs. Navigation.....	43

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Aufnahmeparameter DVT.....	12
Tabelle 2 Vergleich der Messwerte von Schablonen- zu Navigationsimplantation.....	26
Tabelle 3 PK vs. RS.....	35
Tabelle 4 Navigationssystem PK vs. RS.....	37
Tabelle 5 Pilotbohrschablone PK vs. RS.....	38
Tabelle 6 PK Navigationssystem vs. Schablone.....	40
Tabelle 7 RS Navigation vs. Schablone.....	43

Abkürzungsverzeichnis

CAD *computer aided design*

CAM *computer aided manufacturing*

CT Computertomographie,
Computertomographen

DVT Digitale Volumentomographie

PK erfahrener Behandler

RS unerfahrener Behandler

STL STereoLithographie

1 Einleitung

Der Einsatz dentaler Implantate ist heutzutage ein etabliertes Verfahren für den Ersatz von verloren gegangenen Zähnen zur Rehabilitation des Kauapparates (Buser et al. 2017; Chen und Buser 2014; Jabero und Sarment 2006). Die Anforderungen an Funktionalität und Ästhetik nehmen stetig zu (Papaspnyidakos et al. 2012). Hierbei spielt das ästhetische Endergebnis einen wichtigen Faktor für Behandler und Patienten (Wittneben et al. 2018). Die korrekte Positionierung eines Implantates ermöglicht optimale Resultate einer Behandlung, durch eine langzeitstabile prothetische Versorgung mittels Zahnersatz (D'Haese et al. 2017). Komplexe Anforderungen machen eine profunde präoperative Planung und eine chirurgisch-prothetische Umsetzung notwendig (Kauffmann et al. 2018). In den Anfängen der Implantologie wurde, ungeachtet der späteren prothetischen Versorgung, in die Bereiche mit gutem Knochenangebot implantiert (Widmann und Bale 2006). Das Knochenangebot und anatomische Strukturen, wie Nerven oder die Kieferhöhlen, geben den Indikationsrahmen für ein entsprechendes Implantat vor. Nicht optimal positionierte Implantate können einerseits zu unzureichenden prothetischen Ergebnissen oder langfristig zu einer mangelhaften Osseointegration, also mangelhaftem knöchernem Einheilen, führen (Stanford 1999). Der heutigen Implantologie liegt daher ein prothetisch orientiertes Behandlungskonzept, das sogenannte *backwards planning*, für eine langlebige zufriedenstellende dentale Rehabilitation zugrunde (Schubert et al. 2019; van Assche et al. 2012). Die exakte und vorhersagbare Positionierung von Implantaten, in Abhängigkeit vom geplanten Zahnersatz, ist mittels heutiger Verfahren möglich und eröffnet den Behandlern einen interdisziplinären Austausch zwischen Prothetiker und Chirurg, der das spätere Endergebnis maßgeblich verbessern kann (Orentlicher und Abboud 2011). Andersherum können neue analytische Verfahren die Entscheidung hinsichtlich des prothetischen Ziels beeinflussen und in kompromittierten anatomischen Situationen die optimale Implantatposition definieren (Katsoulis et al. 2009). Der Einzug dreidimensionaler Bildgebungsverfahren bereitete die Grundlage für diese Arbeitsweise (Harris et al. 2012; Jacobs et al. 2018; Mozzo et al. 1998). Anatomische Strukturen, das Knochenangebot und pathologische Veränderungen können analysiert und in das Gesamtkonzept besser einbezogen werden (Jabero und Sarment 2006). Durch die Kombination digitaler Planungsprogramme mit der Übertragung durch labor- oder im Verfahren des *computer aided manufacturing* (CAM) gefertigten Bohrschablonen oder echtzeitnavigiertem Operieren, können Behandler von den dreidimensionalen Datensätzen in der dentalen Implantologie profitieren (D'Haese et al. 2017; Gargallo-Albiol et al. 2019; Jabero und Sarment 2006). Im Vorfeld geplante Implantationen sollen möglichst optimal auf den Patienten übertragen werden. Statische oder dynamische Navigationsmethoden können den Behandler intraoperativ in der Entscheidungsfindung unterstützen bzw. sie ihm sogar abnehmen, was die Fehleranfälligkeit verringern kann (Jacobs et al. 2018; Schneider et al. 2018; Vercruyssen et al. 2014a). Gegenüber der Methode ohne derartige Hilfestellungen, dem freihändigen Implantieren, haben sämtliche Ansätze des navigierten Operierens Vorteile hinsichtlich der

Genauigkeit (Block und Emery 2016; D'Haese et al. 2017; Nickenig et al. 2010; Orentlicher und Abboud 2011; Schulz et al. 2019; Siessegger et al. 2001). Auch Behandlern mit weniger klinischer Erfahrung wird es durch die geführte Übertragung der Planung auf den Situs möglich, für die spätere Versorgung ausreichend gute Ergebnisse beim Implantieren zu erzielen (Sun et al. 2019). Die Indikation für längere, stabilere Implantate kann aufgrund der exakten Kenntnisse der Anatomie besser gestellt werden (Siessegger et al. 2001). Zur Vermeidung aufwendiger Knochenaufbauten, können sehr lange Implantate bis in Teile des Jochbeins, das *Os zygomaticum*, inseriert werden. Solche *Zygoma*-Implantate verlaufen mitunter in enger anatomischer Beziehung zur Kieferhöhle (*Sinus maxillaris*) und zur knöchernen Augenhöhle (*Orbita*). Mithilfe der neuen Navigationstechniken werden Eingriffe dieser Art vorhersagbarer und atraumatischer für den Patienten (Gasparini et al. 2017). Verletzungen des sensiblen Nerven im Unterkiefer können eine unerwünschte Folge von Implantationen darstellen (Greenstein et al. 2015). Die präoperative Evaluation der Anatomie und das Nutzen von darauf basierenden statischen oder dynamischen Navigationssystemen kann das Risiko einer Beschädigung dieser nervalen Struktur vermindern (Neugebauer et al. 2010). Neben der Indikationsausweitung profitiert der Patient durch ein geringeres operatives Trauma von der Navigation (Neugebauer et al. 2010). Die geringere Invasivität kommt insbesondere Risikopatienten mit Antikoagulation, Antiresorptivtherapien, nach Bestrahlung oder auch Angstpatienten zugute (D'Haese et al. 2012; 2017; Orentlicher und Abboud 2011).

Erstmals angewendet wurde die dynamische Computer-assistierte Chirurgie in der Neurochirurgie und Orthopädie (Somogyi-Ganss et al. 2015). Mittlerweile findet sie Gebrauch in weiteren medizinischen Disziplinen, wie der Augenheilkunde, der Gefäßchirurgie, der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde oder der chirurgischen Onkologie (Panchal et al. 2019). Das navigierte Operieren wird bereits auch in vielen Bereichen der allgemeinen Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie angewandt (Wu et al. 2019a). Anfänglich wurden Navigationssysteme aus anderen Bereichen für das Implantieren herangezogen (Ewers et al. 2004). Seit 2001 gibt es eigens für die dentale Implantologie abgestimmte, dynamische Echtzeitnavigationssysteme (Brief et al. 2001).

Ziel dieser Arbeit ist es die Implantation mittels statischer, schablonengeführter und dynamischer Echtzeitnavigation im Hinblick auf ihre Übertragungsgenauigkeit zu vergleichen.

1.1 Präoperative Planung

Der Langzeiterfolg von Implantaten kann anhand verschiedener Parameter bewertet werden. Eine suffiziente Osseointegration ohne Bewegung des Implantats, das Fehlen von periimplantären klinischen oder radiologischen Entzündungszeichen und eine funktionelle

und ästhetische Integration von Zahnersatz müssen gewährleistet werden (Smith und Zarb 1989). Heutzutage ist das spätere prothetische Ergebnis die Leistruktur für eine erfolgreiche Implantatplanung und erfordert eine interdisziplinäre Betrachtung (Besimo et al. 1995; Tahmaseb et al. 2018; Wagner et al. 2003). Nach Evaluation des prothetischen Zieles beginnt die Planung mit der Analyse der vorliegenden Anatomie. Diese umfasst die klinische Untersuchung, Modellanalyse sowie Röntgenaufnahmen. Das Ergebnis dieser Auswertung gibt Lage, Achsausrichtung und Anzahl der zu setzenden Implantate vor (Fortin et al. 1995; Wagner et al. 2003). Der Transfer dieser gewonnenen Erkenntnisse in den Eingriff kann durch verschiedene Faktoren, wie z. B. die Lokalisation, ob Ober- oder Unterkiefer, die OP Technik oder den Unterschied von voll- oder teilgeführten Navigationsmethoden, beeinträchtigt werden (Behneke et al. 2012). Die Übertragung der präoperativen Planung ist ein kritischer Schritt für eine erfolgreiche Implantation mit möglichst langzeitstabilem Ergebnis (Verstreken et al. 1998; Wagner et al. 2003).

1.1.1 Konventionelle Planung

Zu Beginn jeglicher Planung ist im persönlichen Gespräch mit dem Patienten das Behandlungsziel zu evaluieren. Zusätzlich gibt eine ausführliche Anamnese Kenntnisse über die gesundheitliche Konstitution des Patienten. Stoffwechselerkrankungen, wie Diabetes mellitus oder Osteoporose, angeborene oder erworbene Beeinträchtigungen der Blutgerinnung und Medikamente, die den Knochenstoffwechsel beeinträchtigen können, sind wichtige Informationen für spätere implantologische Eingriffe. Auch der sonstige Allgemeinzustand und Angewohnheiten, wie ein Nikotinabusus, werden in der Planung berücksichtigt. Die konventionelle Planung umfasst eine radiologische Diagnostik, präoperative Fotos sowie die klinische Beurteilung des späteren Implantatbetts (Schneider et al. 2018). Bis zur konsequenten Einführung dreidimensionaler Röntgentechniken, aber auch heute noch in vielen Praxen weiterhin etabliert, fand die Evaluation von Knochenangebot und -qualität mittels Panoramaschichtaufnahme oder ergänzenden Fernröntgen- und Einzelaufnahmen statt (Besimo et al. 1995; Fortin et al. 2013). Zu Planungszwecken wurden bzw. werden Abdrücke der Kiefer genommen und nach gelenkspezifischer Relationsbestimmung einander zugeordnet. Die einartikulierten Modelle dienen zur korrekten Positionierung der Implantate. Die Implantatachse kann auf die tragenden Höcker des Gegenkiefers ausgerichtet und die Position mit vorhandenen Nachbarzähnen abgestimmt werden. Auf einem sogenannten *wax-up*, der aus Wachs modellierten späteren Situation, kann eine laborgefertigte Schiene hergestellt werden, in die radioopake Marker eingelassen sind. Wird die Schiene während der Erstellung des Röntgenbilds getragen, lässt sich durch die bekannten Maße der Marker die Dimensionierung der Anatomie in der Schichtaufnahme über einen Dreisatz berechnen (Schneider et al. 2018) (Abbildung 1).

$$\begin{array}{c}
 \frac{\text{Reale Distanz}}{\text{Reale Markergröße}} = \frac{\text{Röntgenlogische Distanz}}{\text{Röntgenlogische Markergröße}} \\
 \Leftrightarrow \\
 \text{Reale Distanz} = \frac{\text{Röntgenlogische Distanz} \times \text{Reale Markergröße}}{\text{Röntgenlogische Markergröße}}
 \end{array}$$

Abbildung 1 Berechnung von Distanzen im Röntgenbild. Umrechnung anatomischer Größen durch Referenzieren des röntgenologischen Abbilds vom Erkennungsmarker.

Die Modelle geben nur einen groben Aufschluss über die tatsächliche knöcherne Beschaffenheit, da dicke oder dünne Schleimhautverhältnisse das geschätzte ossäre Volumen verfälschen können. Zur genaueren Messung kann unter Lokalanästhesie mit Messsonden die Schleimhautdicke beurteilt werden. An verschiedenen Punkten wird per Sondierung auf den Knochen die jeweilige Schichtdicke notiert. Mit einem Sägeschnittmodell des Kiefers kann im Querschnitt so die tatsächliche Lage des Kieferknochens visualisiert werden (Balaji und Bhat 2019; Fitzgerald et al. 2010; Turkyilmaz und Suarez 2009). Nach Abschluss der Planung kann nun mithilfe einer sogenannten Orientierungsschablone oder auch frei Hand implantiert werden.

1.1.2 Planung anhand digitaler dreidimensionaler Datensätze

Eine optimale Auswertung der Knochenverhältnisse ist mit zweidimensionalen Aufnahmen, wie der Panoramaschichtaufnahme, nur eingeschränkt möglich. Sie gibt nur ungenügend Informationen über die tatsächliche räumliche Beschaffenheit des Knochens (D'Haese et al. 2017; Turkyilmaz und Suarez 2009). Weitere Schnittebenen fehlen und Knochenstrukturen können sich überlagern, was eine genaue Aussage über die tatsächliche Dicke des Knochenangebots verhindert (Cohnen et al. 2002). Weder die *bukko-linguale* Breite, noch Abwinkelungen des Alveolarkamms können adäquat bewertet werden (Omami und Al Yafi 2019). Eine dreidimensionale Darstellung der Kieferknochen kann über eine Computertomographie (CT) oder eine digitale Volumentomographie (DVT) erfolgen (Tahmaseb et al. 2018). Neben der Darstellung der Anatomie in allen Raumebenen, kann die prothetische Planung visualisiert, auf die vorliegende Situation projiziert und schließlich durch navigierende Hilfsinstrumente, wie Bohrschablonen, auf den Operationssitus übertragen werden (Guerrero et al. 2006). Das DVT erstellt wie das CT eine multiplanare Darstellung, wodurch eine hohe Genauigkeit und Vorhersagbarkeit von der Planung zur

Operation ermöglicht wird. Es ist ein probates Werkzeug für die Erstellung von dreidimensionalen Röntgenbildern im Kopfbereich (Fokas et al. 2018). Das DVT ist heutzutage das Mittel der Wahl in der Implantologie (Omami und Al Yafi 2019). Die Einführung der DVT Technik in Kombination mit dreidimensionaler Visualisierung am Computer hat zu einem großen Durchbruch in der Planung von Implantaten geführt (D'Haese et al. 2017). Die Strahlendosis ist deutlich geringer, als bei der konventionellen CT (White und Pharoah 2008). Darüber hinaus ist der apparative Aufwand geringer. Die Geräte sind kleiner und preiswerter, als herkömmliche CTs (D'Haese et al. 2017). Aufgrund der Vorteile des DVT ist es in immer größerem Umfang in der täglichen Praxis einsetzbar (Buser et al. 2017). Neben der Implantologie können impaktierte Zähne für kieferorthopädische Behandlungen, die Kiefergelenke und Nasennebenhöhlen beurteilt werden (Silva et al. 2008). Auch Wurzelkanalbehandlungen können von der dreidimensionalen Darstellung profitieren. Das Auffinden der einzelnen Wurzelkanäle wird durch die hochauflösende Darstellung ermöglicht (Patel et al. 2019). In Abwägung der Belastung des Patienten gegen den klinischen Nutzen, ist das DVT heutzutage die präferierte Technik für dreidimensionale Röntgendiagnostik vor implantologischen Eingriffen (Guerrero et al. 2006). Nichtsdestotrotz gelten wie bei allen zur Diagnostik verwendeten bildgebenden Verfahren auch hier die Statuten des ALARA-Prinzips (*As Low As Reasonable Achievable*).

Die Verarbeitung der Daten ist an herkömmlichen Computern möglich. Die Schichtbilder lassen sich in zwei- und dreidimensionaler Ansicht betrachten. Für den Fall irrelevante Bildabschnitte können ausgeblendet werden. Das in dieser Arbeit verwendete Programm CoDiagnostiX® ermöglicht das Einzeichnen des *intraossären* Verlaufs des *Nervus alveolaris inferior* mit seinem Austrittspunkt, dem *Foramen mentale*. Der Nerv kann anschließend in den einzelnen Schichten und in der dreidimensionalen Rekonstruktion auf seine Lage zur Planung oder zu anderen Zähnen begutachtet werden. Die so gewonnene Erkenntnis kann helfen, iatrogene Verletzungen des Nerven zu verhindern (Greenstein et al. 2015).

1.2 Übertragung der Planung in die Operation

Der Transfer des geplanten implantologischen Eingriffs auf den Patienten stellt die größte Herausforderung dar (Miller und Bier 2006). Hilfsmittel für die Übertragung von Position, Angulation und Ausrichtung zu anderen Zähnen und Implantaten können dabei grundsätzlich Bohrschablonen oder Echtzeitnavigationssysteme sein (D'Haese et al. 2017; Vercruyssen et al. 2014a; Vercruyssen et al. 2014b; Wittwer et al. 2007). Beide fallen bei vorheriger Planung am Rechner unter den Oberbegriff der Computer-assistierten Chirurgie. Diese kann als statisch bezeichnet werden, wenn Behelfe, wie Bohrschablonen verwendet werden und als dynamisch, wenn eine intraoperative Echtzeit-Visualisierung zur Überprüfung des geplanten Eingriffs stattfindet (Jorba-Garcia et al. 2019).

1.2.1 Bohrschablonen

Bohrschablonen dienen als statisches Instrument, um die Bohrungen an den geplanten Positionen durchzuführen. Sie können neben der Information über die Eintrittsstelle für die späteren prothetischen Pfeiler auch die Angulation sowie Tiefe der Bohrung beinhalten. Prinzipiell können sie als einfache thermoplastische Tiefziehschiene über eine simulierende Modulation produziert werden. Heute geläufiger ist das Verfahren des sogenannten *rapid prototyping* (Dietrich et al. 2017; Ibrahim et al. 2009). Zum Beispiel finden stereolithographische oder andere additive 3D-Druck-Techniken in der Produktion von Schablonen und anatomischen Modellen zur Veranschaulichung oder Planung Anwendung. Vercruyssen et al. (2014a) stellen die Arbeitsweise im stereolithographischen Produktionsablauf wie folgt dar: Der digitale Plan wird an den Hersteller der Schablone geschickt. Mittels der Stereolithographie wird die Schablone in einem additiven Herstellungsverfahren Schicht für Schicht konstruiert. In einer Wanne mit flüssigem Photopolymerharz, das mit einem ultraviolettes Licht emittierenden Laser ausgehärtet werden kann, wird die gewünschte Form produziert. Jede Schicht stellt im Prinzip einen Querschnitt der Schiene dar. Sie wird durch den Laser verfestigt und mit der darunterliegenden Schicht verschmolzen. Ist die Bohrschablone fertig, können letzte Feinarbeiten, wie Entgratungen und das Einbringen der Bohrhülsen, vom Zahntechniker im Labor vollendet werden (Vercruyssen et al. 2014a).

3D Drucker, wie der von uns verwendete von Stratasys® (Stratasys GmbH, 77836 Rheinmünster), verwenden unter anderem das sogenannte Inkjet-basierte 3D-Druck-Verfahren, *Multijet* oder *Polyjet*, zum schichtweisen Produktaufbau. Ein Schlüsselement des tintenstrahlbasierten 3D-Druck-Verfahrens ist der Druckkopf, der Schichten aus lichtempfindlichen Polymerharzen aufsprüht, die das Querschnittsprofil des Modells auf der Bauplattform präzise darstellen. Schichtstärken von 0,02 mm werden aufgesprüht und direkt lichtpolymerisiert. Ein Walzensystem dünnt sie dann auf 0,016 mm aus, was aktuell die kleinste Schichtstärke des *Polyjet* Systems darstellt (Ibrahim et al. 2009). Auch im Vergleich mit der länger etablierten Stereolithographie, ist das *Polyjet* Verfahren hoch präzise (Salmi et al. 2013). Schicht für Schicht wird die Bohrschablone produziert und kann ebenfalls anschließend finiert und mit Bohrhülsen versehen werden.

Ist sie den Hygienevorschriften entsprechend aufbereitet, kann sie im Eingriff verwendet werden. Mittels Bohrschablonen sind die Implantationen präziser, als ohne Hilfsmittel (Scherer et al. 2015). Verschiedene Aspekte wirken sich auf die Genauigkeit des Transfers der Planung auf die klinische Situation aus. Die Schablone kann auf der Restbezaehlung verankert sein sowie schleimhaut- oder knochengetragen im Mund zu liegen kommen (Vercruyssen et al. 2014a). Die Auflage auf Zähnen, Schleimhaut oder Knochen hat Einfluss auf die Genauigkeit der Implantation (El Kholy et al. 2019; Tahmaseb et al. 2018; Vercruyssen et al. 2014b). Nach Lappenpräparation kann das angehobene Weichgewebe eine korrekte Positionierung der Schablone verhindern (Lin et al. 2020). Auch die Fixierung in

der endgültigen Position kann die Umsetzung der Planung verändern (Kauffmann et al. 2018). Das notwendige Überprüfen der korrekten Durchführung macht wiederholtes Auf- und Abnehmen der Schablone notwendig, was die Präzision mindern kann (Schneider et al. 2009). Die Bohrschablone kann Teilschritte der Implantatbettaufrbereitung, wie z. B. lediglich die Pilotbohrung oder aber sogenannt *fully-guided*, jeden Schritt der Bohrung, bis hin zur Implantation, unterstützen (Schulz et al. 2019; Vercruyssen et al. 2014b). Bohrhülsen mit aufsteigendem Durchmesser für die einzelnen, dem Bohrprotokoll entsprechenden Bohrer, legen die endgültige Richtung der Bohrung fest. Auch die Eindringtiefe kann definiert sein (Vercruyssen et al. 2014b). Schulz et al. (2019) konnten im direkten Vergleich zwischen *fully-guided* und Pilotbohrschablonen eine höhere Genauigkeit der *fully-guided* Schablonen ermitteln. Pilotbohrschablonen, wie in diesem Versuch verwendet, legen mit der ersten Bohrung die Achse und Position fest. Die weiteren Bohrungen verlaufen anschließend frei Hand und werden durch den Bohrkanal geführt (Abbildung 2).

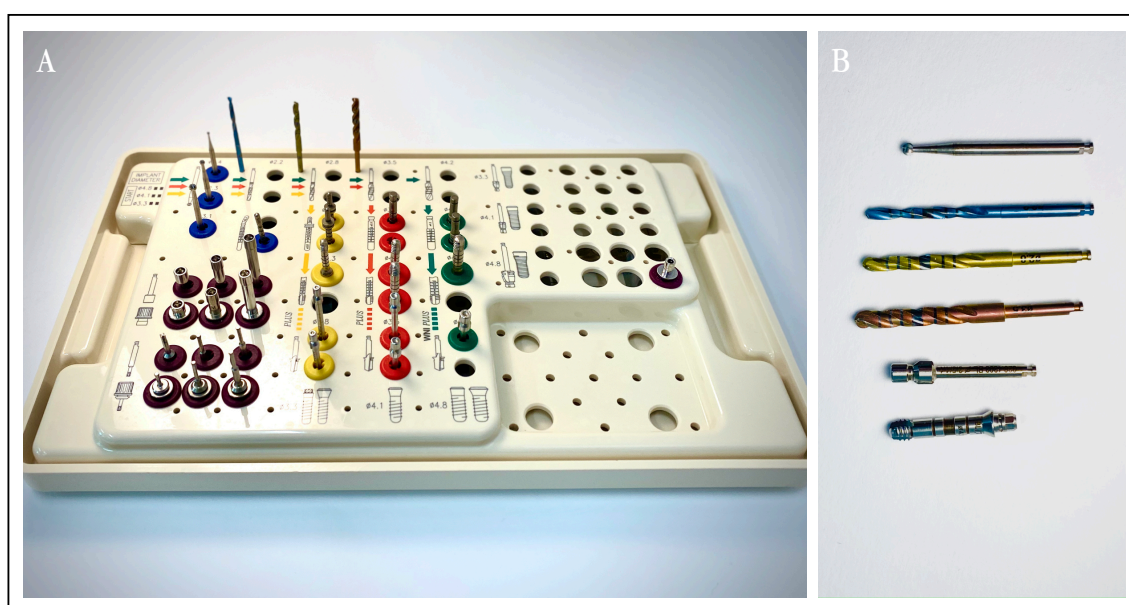


Abbildung 2 Straumann®-Bohrersequenz. A Bohrkassette mit den jeweiligen Durchmessern entsprechenden Bohrsätzen. B Von uns verwendeter Bohrsatz. Rosenbohrer, Pilotbohrer 1 $\varnothing 2,2$ mm, Pilotbohrer 2 $\varnothing 2,8$ mm, Spiralbohrer PRO $\varnothing 3,5$, Profilbohrer, Gewindeschneider. © Institut Straumann AG, 2015. Alle Rechte vorbehalten. Mit freundlicher Genehmigung der Institut Straumann AG.

1.2.2 Echtzeitnavigation (Real-time-Navigation)

Navigationssysteme für die Implantologie erlauben die Überlagerung der Bohrerposition und -bewegungen mit dem dreidimensionalen digitalen Datensatz in Echtzeit (Wittwer et al. 2007). Die im Vergleich zur statischen Bohrschablone sogenannte dynamische Navigation ermöglicht es, den Fortschritt in der Aufbereitung des Implantatbetts zu visualisieren. Abweichungen von der Planung werden in Echtzeit am Bildschirm sichtbar. Im Gegensatz zur Bohrschablone, sind Anpassungen bei variierenden intraoperativen Gegebenheiten jederzeit möglich (Block et al. 2017b). Über optische Tracking-Verfahren werden OP-Situs, Handstück und Navigationssystem einander zugeordnet (Nijmeh et al. 2005). Block et al.

(2017b) unterteilt in aktive und passive Methoden. Beim aktiven *tracking* wird vom Navigationssystem Licht ausgesendet, das von Stereokameras erfasst und zu einem Marker verfolgt wird. Für das passive Verfahren werden Hilfsmittel, wie Erkennungsmarker, genutzt, die das vom System emittierte Licht zu den Kameras zurückwerfen (Block et al. 2017b). Die Erkennungsmarker der dynamischen Navigation sollten radioopak sein, damit sie im dreidimensionalen Röntgendatensatz eindeutig erkannt werden können (Siessegger et al. 2001). Die CT oder das DVT wird mit dem Marker durchgeführt. Anschließend können die Planungssoftwares den Marker im Datensatz isolieren und erkennen. Der Marker verbleibt bei unserem System als Referenz während der gesamten Dauer der Implantation rigide im Mund verankert. Die Bandbreite zwischen den Navigationssystemen umfasst neben intraoralen Erkennungsmarkern auch teilweise oder ganz extraorale Alternativen. Im Mund können die Marker auf Zähnen, an Prothesen oder *ossär*, mittels Minischrauben, verankert sein (van Assche et al. 2012; Vercruyssen et al. 2014b; Wittwer et al. 2007). Wang et al. (2014) nutzte ein System, dass gänzlich auf einen Marker verzichtet. Es zeichnet simultan den Kopf des Patienten sowie das Handstück auf und errechnet die zugehörige Position im Raum. In anderen Varianten der Navigationssysteme ist die zusätzliche, isolierte Erkennung des Handstücks, durch die im Raum installierten Kameras, notwendig. Hierfür können Elemente zur Referenz auf dem Handstück montiert sein (Ma et al. 2019).

Die Spitze des Handstücks wird über einen Registrierungsvorgang vor jeder Bohrung in seiner Position zum OP nahen Marker detektiert und dem Datensatz entsprechend zugeordnet (Mandelaris et al. 2018; Somogyi-Ganss et al. 2015). Ein einfacher Abgleich einer markanten anatomischen Stelle, wie einem festen Zahn, mit der Position im Navigationssystem, kann vor Beginn der Bohrung die Genauigkeit verifizieren (Stefanelli et al. 2019). Der Bezug zur geplanten Position wird durch ein visuelles Annähern an ein Ziel auf dem Bildschirm demonstriert. Fadenkreuze oder Zielscheiben zeigen die anvisierte Planung und in Bezug dazu den Abstand der Bohrspitze in Millimetern, den Winkel der Längsachse und die schon erreichte Bohrtiefe (Mandelaris et al. 2018) (Abbildung 3).

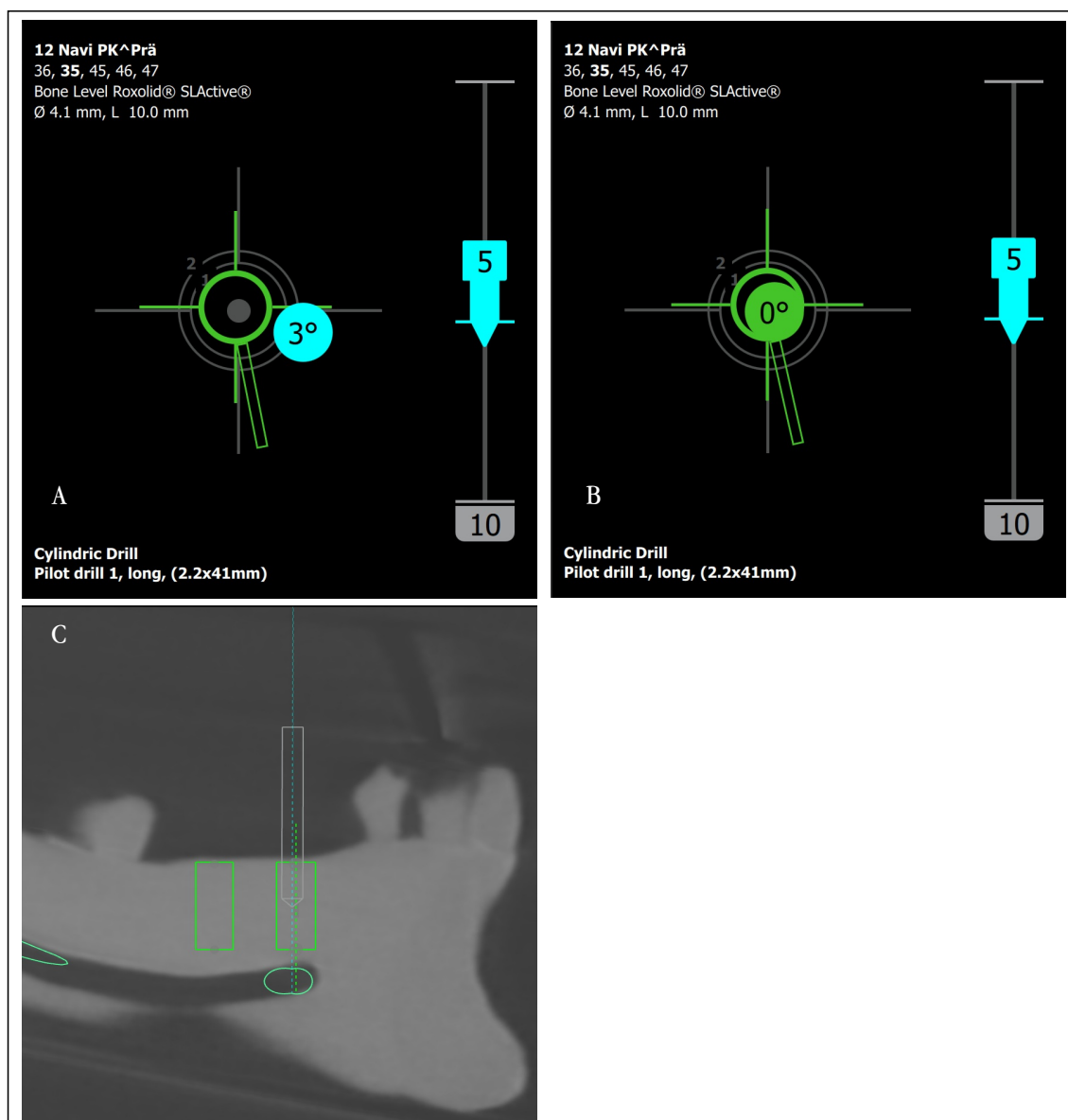


Abbildung 3 Visualisierung Nährungsprozess. A Screenshot aus dem DENACAM®-System. Darstellung der erzielten Genauigkeit während des Eingriffs im Fadenkreuz-Design. B Erreichen der Zielposition und gleichzeitig Kontrolle über die rechts dargestellte erreichte Tiefe. C Simultane Übersichtsdarstellung der Bohrung.

Die Präzision der Operation wird durchgehend über den Bildschirm überprüft, weniger über den Blick auf den klinischen Situs (Panchal et al. 2019). Eine ergonomisch sinnvolle Haltung und der übersichtliche Zugang zum OP-Gebiet bei eingeschränkter Mundöffnung können so erleichtert werden (Lopes et al. 2020; Panchal et al. 2019). Die Visualisierung des OP-Situs gelingt auf konventionellen Bildschirmen, bis zum Einsatz von *augmented reality* mit dazugehörigen Projektoren oder Brillen (Ma et al. 2019).

In der Literatur sind diverse Systeme zur dynamischen Navigation für die Implantologie beschrieben (Brief et al. 2005; Casap et al. 2011; 2004; Chiu et al. 2006; Kramer et al. 2005; Mandelaris et al. 2018; Stefanelli et al. 2019; Vercruyssen et al. 2014a; Wittwer et al. 2007). Das Verfahren der computer-assistierten Chirurgie ist aktuell geprägt von sperrigen

Trackingapparaten, Ungenauigkeiten in den Bildregistrierverfahren, durch Patientenbewegungen oder in der Referenzierung des Patienten zum Navigationssystem (Wang et al. 2014). Die benötigte Kameraeinheit ist meist fern des Patienten befestigt. Sie kann zum Beispiel fest an der Decke montiert sein (Vercruyssen et al. 2014a). Bei anderen Systemen sind die Kameras an einem Schwenkarm vom Bildschirm ausgehend angebracht (Emery et al. 2016; Jorba-Garcia et al. 2019). Auch im Raum verschiebbare Elemente auf Stativen sind möglich (Jiang et al. 2018; Wu et al. 2019b). Gemeinsam ist die dominante apparative Größe. Beim, im vorliegenden Versuch benutzten, DENACAM®-System der Firma mininavident® (4410 Liestal, Schweiz) ist die Kameraeinheit direkt am Handstück montiert und der Referenzierungsmarker intraoral positioniert.

Das Arbeiten mit dem Navigationssystem ist ein neue Art des Operierens, von dessen potenziellen Vorteilen bisherige Anwender laut Sun et al. (2019) überzeugt sind. Ein erfolgreiches, verlässliches Behandlungsergebnis hängt dabei auch davon ab, inwiefern der jeweilige Behandler mit der indirekten, navigierten Methodik zurechtkommt (Jiang et al. 2018; Sun et al. 2019). Implantologisch unerfahrene Kliniker und Studenten konnten in präklinischen Versuchen präzise Ergebnisse mit statischer und dynamischer Navigation erzielen (Golob Deeb et al. 2019; Schulz et al. 2019). Im Allgemeinen profitieren auch klinisch erfahrene Chirurgen von der Unterstützung durch computerassistierte Verfahren (Schulz et al. 2019).

1.3 Zielsetzung der Arbeit

Die Arbeit befasst sich mit dem Vergleich eines neuartigen Echtzeitnavigationssystems zur etablierten, statischen Methode, CAD/CAM gefertigter Pilotbohrschablonen, in der dentalen Implantologie. Wesentliche Fragestellungen sind folgende:

1. Ist das dynamische Navigieren über einen intraoralen Referenzmarker geeignet, um dentale Implantate präzise zu inserieren?
2. Ist die uneingeschränkte Umsetzung des geplanten Zahnersatzes und der Schutz anatomischer Strukturen dabei gewährleistet?
3. Ist das Echtzeitnavigationssystem genauer in Bezug auf Eintrittspunkt, Angulation und Tiefengenauigkeit verglichen mit einer Pilotbohrschablone?
4. Ergibt sich ein Unterschied in der Übertragungsgenauigkeit zwischen Schaltlücke und Freundsituation?
5. Inwiefern beeinflusst die klinische Erfahrung des Behandlers das Ergebnis der navigierten Implantation?

2 Material und Methoden

2.1 Kiefermodell und Versuchsaufbau

Die Implantationen erfolgten in einem In-vitro-Versuch an anatomischen Kunststoffmodellen ohne Schleimhautmaske. Es wurden zwölf Unterkiefermodelle des Typs „Mandibula teilbezahlt Uni Göttingen Art.-Nr. 1009“ der Firma GOS® (Göttinger OP-Simulationssysteme, Inhaber Dr. Thomas Bohne e.K., 37154 Northeim) in der Knochenqualität D1 verwendet (Bohne 1998). Die Teilbezahnung des Modells umfasst die verbliebenen Zähne 37, 34, 33, 32, 31, 41, 42, 43, 44 (Abbildung 4).



Abbildung 4 Teilbezahntes Unterkiefermodell. Unterkiefermodell der Art „Mandibula teilbezahlt Uni Göttingen Art.-Nr. 1009“ mit dem DENAMARK® Erkennungsmarker.

Das Modell ist nach betriebsspezifischer Kunststoffmischung zusammengesetzt.

Pro Kiefer wurden fünf Implantate der Straumann® AG (4002 Basel, Schweiz) der Art „bone level implant \varnothing 4,1 mm RC, 10 mm“ gesetzt. Die Implantate wurden im Seitenzahnbereich in

eine Schlatlücke 35,36 und in eine Freundsituation an den Zahnpositionen 45, 46 sowie 47 inseriert. Insgesamt wurden 60 Implantate gesetzt.

2.2 Datensatzerstellung

2.2.1 Digitale Volumentomographie

Von den Modellen wurden mittels DVT dreidimensionale Röntgenaufnahmen angefertigt. Für die Zuordnung des optischen Navigationssystems wurde ein Erkennungsmarker während der Röntgenaufnahme im Modell fixiert. Der Marker ist in der Halterung DENATRAY® 01 M1600 der Firma mininavident® (4410 Liestal, Schweiz) verankert. Die Halterung wird nach Erwärmung eines thermoplastischen Kunststoffgranulats als fließfähige Basis auf der Zahnreihe fixiert. Nach deren Auskühlung ist sie lagestabil und reproduzierbar an Ort und Stelle einzusetzen.

Für die Implantation mittels Bohrschablone sind keinerlei Referenzmarker auf dem Modell notwendig.

Für die Bilderstellung wurde das Gerät PaX-Zenith 3D® der Firma vatech® (445-175, Korea) benutzt. Die verwendeten Aufnahmeparameter sind Tabelle 1 zu entnehmen.

Tabelle 1 Aufnahmeparameter DVT

Spannung	120 kV
Strom	6 mA
Belichtungszeit	24000 ms
Dosis-Flächen-Produkt	18.3724 dGy x cm ²
Breite	160 mm
Höhe	160 mm

Die Modelle wurden möglichst parallel zur Kauebene ausgerichtet und auf einer Box von 15 cm Höhe befestigt, um sie sicher im Strahlengang zu platzieren. Es wurde jeweils ein präoperatives DVT sowie ein postoperatives DVT nach Implantation angefertigt, um das OP-Ergebnis mit der ursprünglichen Planung zu vergleichen. Dieses Vorgehen erfolgte sowohl bei der Verwendung der Bohrschablonengruppe wie auch bei der Navigationsgruppe. Anschließend wurden die Abweichungen der beiden Gruppen miteinander verglichen.

Die Aufnahmen wurden prä- und postoperativ mit dem Programm coDiagnostiX 9® (Dental Wings GmbH, 09111 Chemnitz) bearbeitet. Das Programm erlaubt neben der Betrachtung des Datensatzes die Markierung relevanter Strukturen und die Planung von

Implantatpositionen sowie Bohrschablonen für das Setzen von Implantaten. Bei der Erstellung einer Planung wird man schrittweise durch das Programm geführt.

Zu Beginn der Planung werden die Datensätze der Unterkiefer von störenden, irrelevanten Umgebungsstrukturen freigestellt und segmentiert (Abbildung 5). Der *Nervus alveolaris inferior* wird markiert und die Implantatposition farblich unter Berücksichtigung des Nervverlaufs festgelegt (Abbildung 5).

Zur Übersicht kann das Modell anhand definierter Achsen im Raum orientiert werden. Mithilfe programminterner Tools lassen sich multiplanare Rekonstruktionen des Kiefers erstellen sowie eine Panoramaschichtaufnahme simulieren. Diese dient einer Übersichtsdarstellung der Unterkieferanatomie in 2D. Eine zweidimensionale Darstellung aller vorhandenen Zähne, zahnfreier Areale sowie des Unterkiefernerven wird so auf einem Bild ermöglicht.

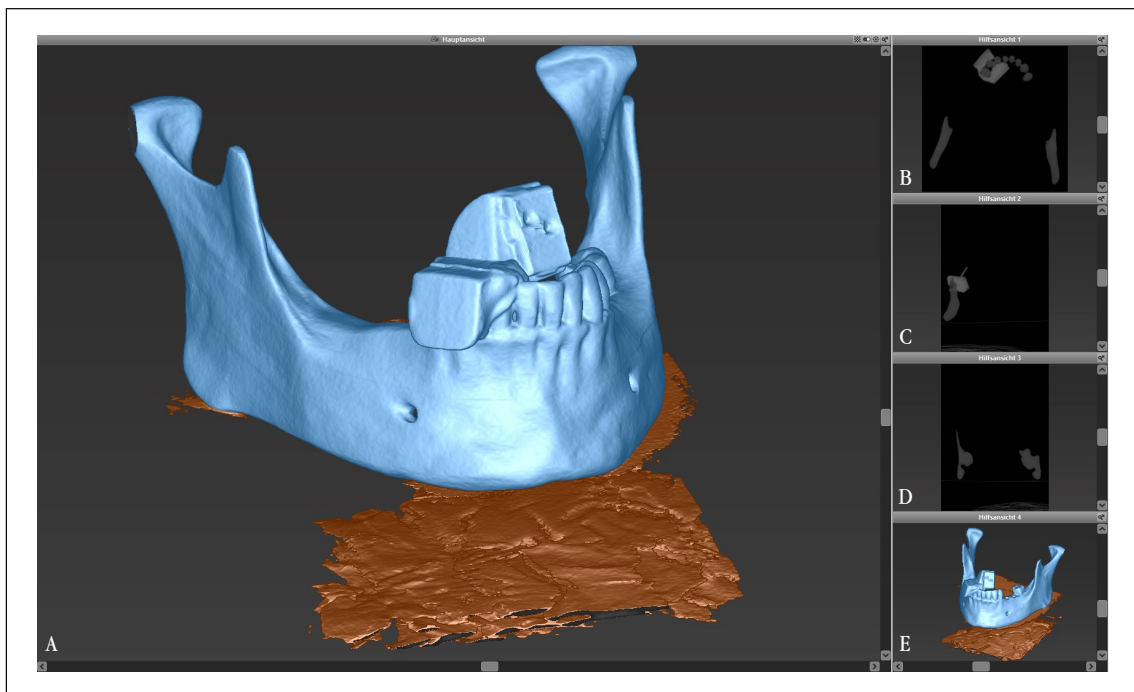


Abbildung 5 Dreidimensionale und multiplanare Darstellung des Unterkiefers. A + E Blau markiert, der für die Behandlung wesentliche Bereich. Braun markiert, Artefakte, wie die Positionierungsbox. B-D zusätzlich multiplanare Darstellung der Schnittbildebeneen. © Institut Straumann AG, 2015. Alle Rechte vorbehalten. Mit freundlicher Genehmigung der Institut Straumann AG.

Anhand einer Implantatbibliothek wurde der zu implantierende Implantattyp ausgewählt und an der gewünschten Position eingefügt. Die Implantate werden dabei vom Programm auf die Größe maßstabsgetreu in das Modell platziert und entsprechen damit realen Implantatgrößen. An allen fünf geplanten Punkten wurde das o. g. Implantat der Firma Straumann® *bone level* 4,1 mm RC, 10 mm gewählt.

Insgesamt wurden 60 Implantate einzeln für sich geplant und positioniert. Die genaue Lage kann nach Bedarf in 3D- oder 2D-Schnittbild-Darstellung visualisiert und kontrolliert werden. Angulation, horizontale und vertikale Position und der Abstand der Implantate zueinander sowie zu benachbarten Strukturen werden festgelegt (Abbildung 6).

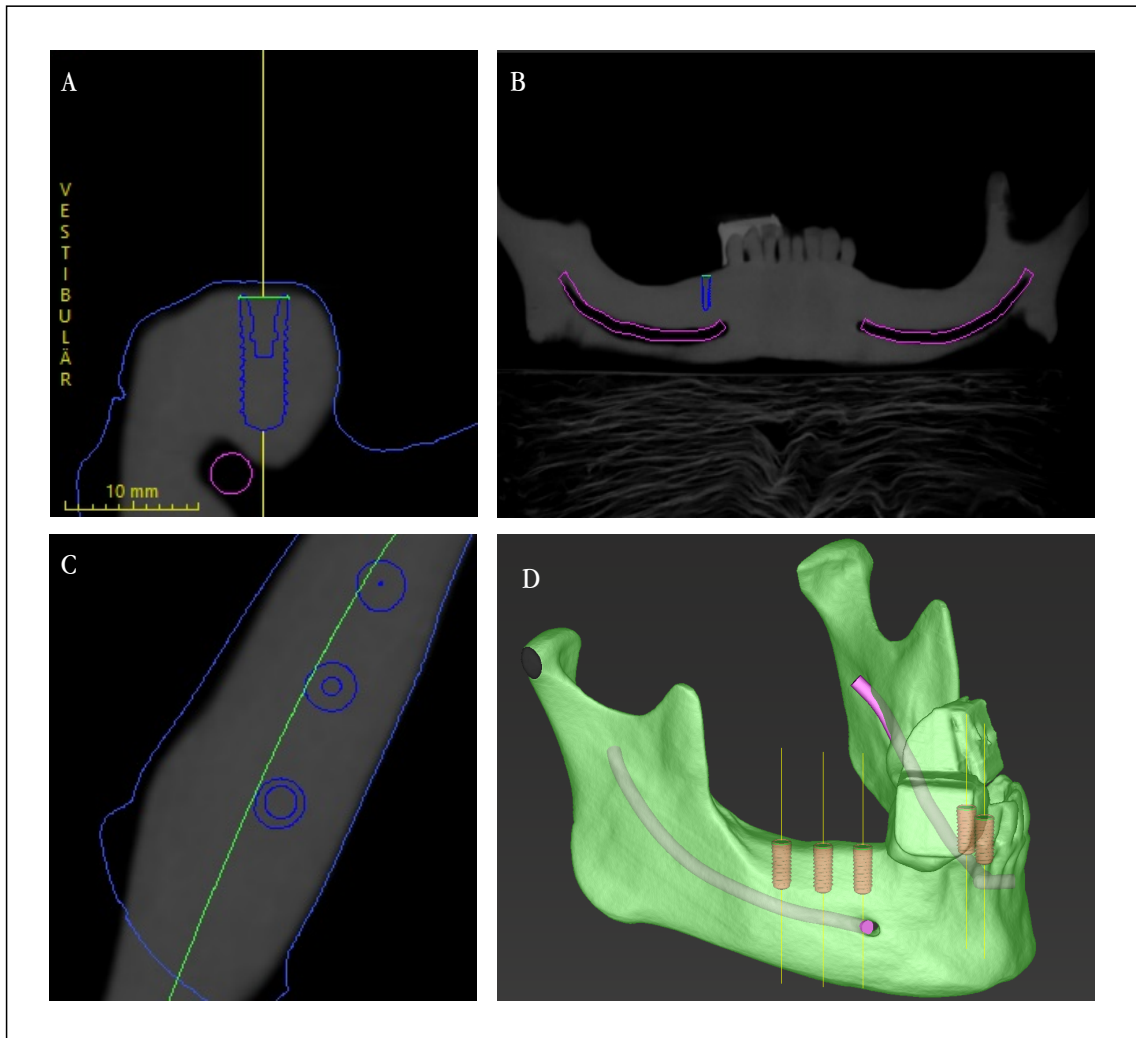


Abbildung 6 Positionierungsmodus. A-C Multiplanare Darstellung. D 3D-Darstellung. In rosa Verlauf des *N. alveolaris inferior*. © Institut Straumann AG, 2015. Alle Rechte vorbehalten. Mit freundlicher Genehmigung der Institut Straumann AG.

Die Planung für die Echtzeitnavigation ist mit dem Definieren der Implantatpositionen abgeschlossen und der Fall kann für die weitere Verwendung exportiert werden. Es ist hierbei zu beachten, dass der Referenzierungsmarker im Planungsdatensatz gut sichtbar dargestellt ist.

Nach Planung der Implantatposition innerhalb der Software, wird diese Information über das Modellieren einer virtuellen Bohrschablone in die reale Behandlung umgesetzt. Sie ist in der späteren Anwendung auf den verbliebenen Zähnen fixiert und gibt die Position und Angulation der Implantate wieder (Abbildung 7). Für die genaue Ausarbeitung der Schablone benötigt der Zahntechniker ein Gipsmodell, das im Voraus für die Schablonenplanung

digitalisiert und mit dem DVT Datensatz übereinandergelegt (*gematched*) wurde. Zur deckungsgleichen Passung des DVT und des digitalisierten Gipsabdruckes werden zumindest drei anatomische Punkte in beiden Datensätzen ausgewählt (Abbildung 7). Diesen Vorgang bezeichnet man als *matching*. Das Programm berechnet so die Lage, die anschließend in 2D und 3D kontrolliert werden kann.

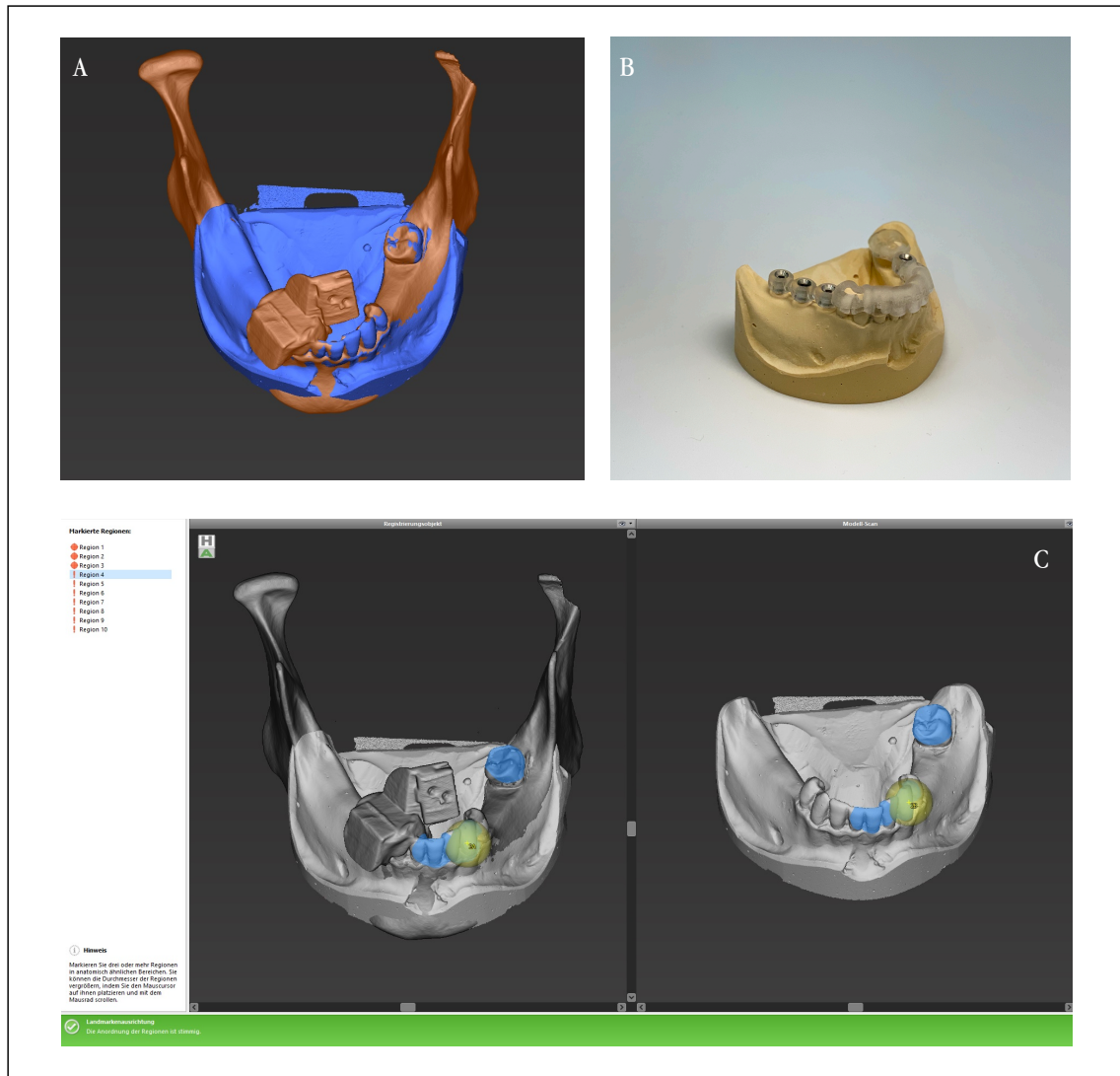


Abbildung 7 *Matching* 3D-Daten und Gipsmodell A Kongruenz nach Matching-Prozess. B Fertige Bohrschablone auf Gipsmodell. Führungshülsen *in situ*. C Matching-Prozess durch Auswahl zumindest dreier deckungsgleicher Punkte. © Institut Straumann AG, 2015. Alle Rechte vorbehalten. Mit freundlicher Genehmigung der Institut Straumann AG.

Sichtfenster innerhalb der Schablone können konstruiert werden und erlauben bei der späteren operativen Durchführung eine Passungskontrolle der Schablone unter Sicht. Nach virtueller Konstruktion der Schablone wird diese als STL Datei, dem Standardformat für stereolithographische Produktionsverfahren, exportiert und im 3D-Druck-Verfahren mit dem CONNEX1 OBJET500® (Stratasys GmbH, 77836 Rheinmünster) aus biokompatiblen Photopolymer MED610® (Stratasys GmbH, 77836 Rheinmünster) hergestellt (Abbildung 7).

Zum korrekten Einführen des Bohrsystems wurden nach der 3D-Druck-Herstellung der Schablonen pro Implantat Hülsen in die Schablone eingearbeitet. Es wurden Universalhülsen der Firma steco-system-technik® GmbH & Co. KG (22529 Hamburg) mit einem Innendurchmesser von 2,35 mm und einer Länge von 6 mm benutzt. Dieser Hülsendurchmesser erlaubt die Führung eines Straumann Pilotbohrers (Durchmesser 2,2 mm).

2.3 Implantatinsertion

Beide Varianten, Pilotbohrschablone und Echtzeitnavigation, verlaufen zur realitätsnäheren Durchführung in DSEclinical 5197® Kombiplatz Simulationseinheiten der Firma KaVo® (KaVo Dental GmbH, Bismarckring 39, 88400 Biberach, Deutschland). Die Einheiten tragen KaVo Dentale Patientensimulatoren® (Abbildung 8). Diese umfassen einen Kunststoffkopf mit elastischer Gesichtsmaske. Die Wangenweichteile und eine eingeschränkte Mundöffnung begrenzen so die Zugänglichkeit zum OP-Situs (Abbildung 8).

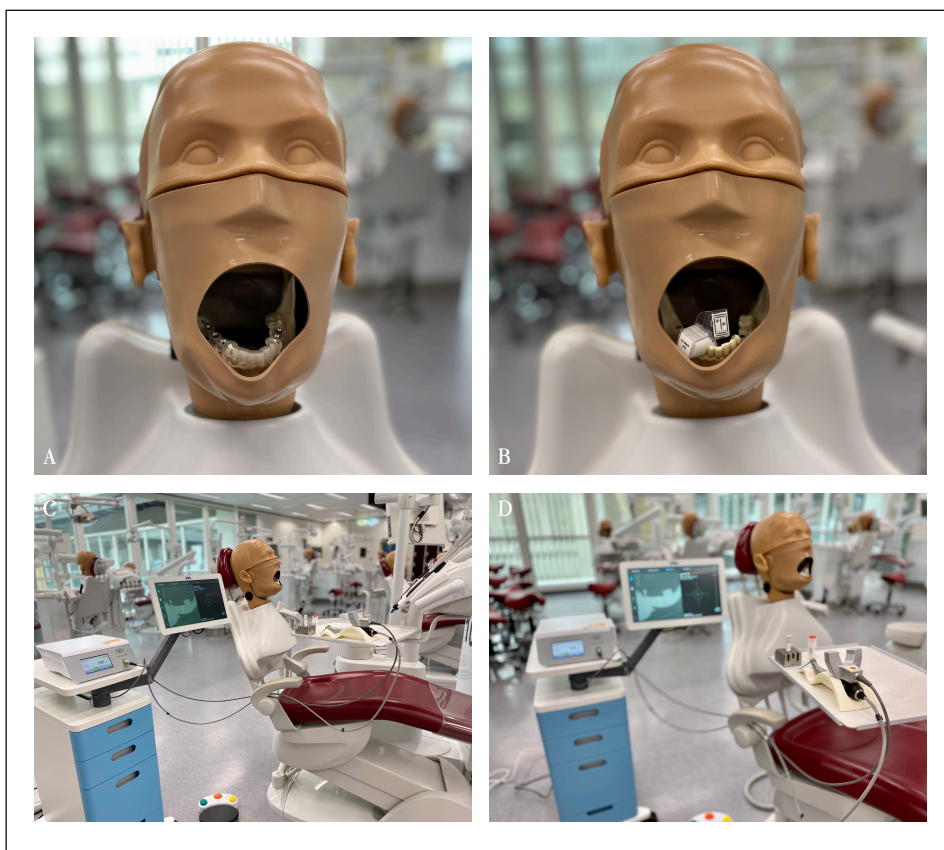


Abbildung 8 Durchführung der Implantationen. A Pilotbohrschablone im KaVo Dentale Patientensimulatoren® Modul. Herausnehmbare elastische Gesichtsmaske in situ. B DENAMARK® und DENATRAY® für die Echtzeitnavigation im KaVo Dentale Patientensimulatoren® Modul. C DSEclinical 5197® Kombiplatz Simulationseinheiten der Firma KaVo®. DENACAM® Gesamtmodul mit Motoreinheit, DENATOUCH® Bildschirm, Fußpedal und Handstück. D Bildschirm im Implantationsmodus. DENACAM® mit eingespannter Bohrspitze, Registrierblock und einem steril verpackten Implantat auf dem Behandlungstray.

2.3.1 Schablonenunterstützte Insertion

Die Bohrschablone wurde vor der Implantation lagestabil auf dem Modell fixiert (Abbildung 9). Entsprechend des vom Hersteller Straumann® vorgegebenem Bohrprotokolls, unterteilt sich die Präparation des Implantatbetts in die Basispräparation und die Feinpräparation. Begonnen wurde mit dem groben Ankörnen des Kieferkamms an Ort der Implantatpositionen, mittels kugelförmigem Rosenbohrer. Es schließen sich die Spiralbohrungen mit zunehmendem Durchmesser an. Zunächst wurde mit dem Pilotbohrer 1 mit 2,2 mm Durchmesser die Richtung vorgegeben. Dieser passt nahtlos in die Führungshülse der Bohrschablone. Die Achsenausrichtung wurde anschließend und zwischen allen folgenden Bohrungen mit einer Tiefenlehre überprüft. Es folgten die Pilotbohrung 2 (\varnothing 2,8 mm) und der Spiralbohrer PRO® (\varnothing 3,5 mm) (Abbildung 2). Präpariert wurde dabei immer auf die geplante Länge von zehn Millimetern mit 800 U/min. In dem von uns verwendeten System wird auf ein Wechseln der Hülsen entsprechend der steigenden Durchmesser der Bohrer verzichtet. Es wurde davon ausgegangen, dass die Pilotbohrung als Führung für die weiteren Spiralbohrungen ausreichend ist.

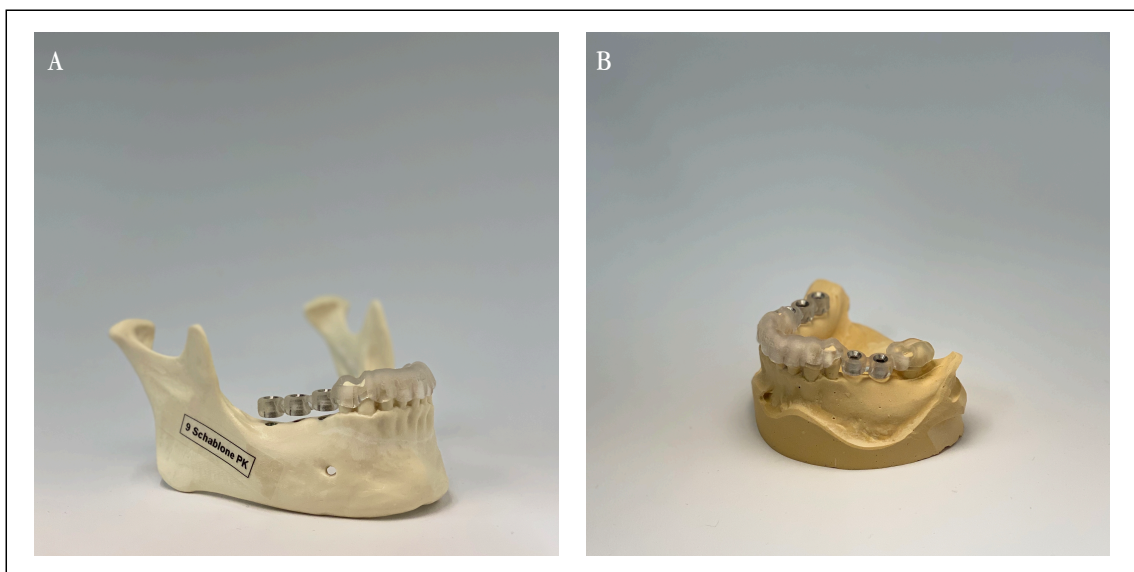


Abbildung 9 Pilotbohrschablone *in situ*. A Auf anatomischen Unterkiefermodell aus Kunststoff. Darstellung der Freundsituation 45, 46, 47. B Auf Gipsmodell. Darstellung der Schaltlückensituation 35, 36.

Die Feinpräparation des Implantatbetts erfolgte ebenfalls frei Hand und umfasst die Profilbohrung und das Gewindeschneiden. Hierzu wurden der Straumann® BL Profilbohrer und BL Gewindeschneider verwendet.

Anschließend wurden die Implantate aus der sterilen Verpackung über das Loxim® (Firma Straumann®) Transferteil in das Winkelstück eingespannt und maschinell bei 15 U/min inseriert. Feinabstimmungen wurden bei Bedarf mit dem Halteschlüssel und dem Ratschenadapter vorgenommen.

2.3.2 Real-time-Navigation

Das echtzeitnavigierte Implantieren funktioniert über den Abgleich eines Referenzpunktes mit den zwei Kameras am DENACAM®-System. Das DENACAM®-System der Firma mininavident® setzt sich aus der Rechneinheit, dem DENACOMP®, dem berührungssensiblen Bildschirm DENATOUCH®, dem Ansatz für das Winkelstück und der aufgebracht Kamera, DENADAPT® und DENACAM® sowie dem im Mund eingebrachten DENATRAY®, mit dem darauf befestigten DENAMARK® Marker zusammen (Abbildung 10).

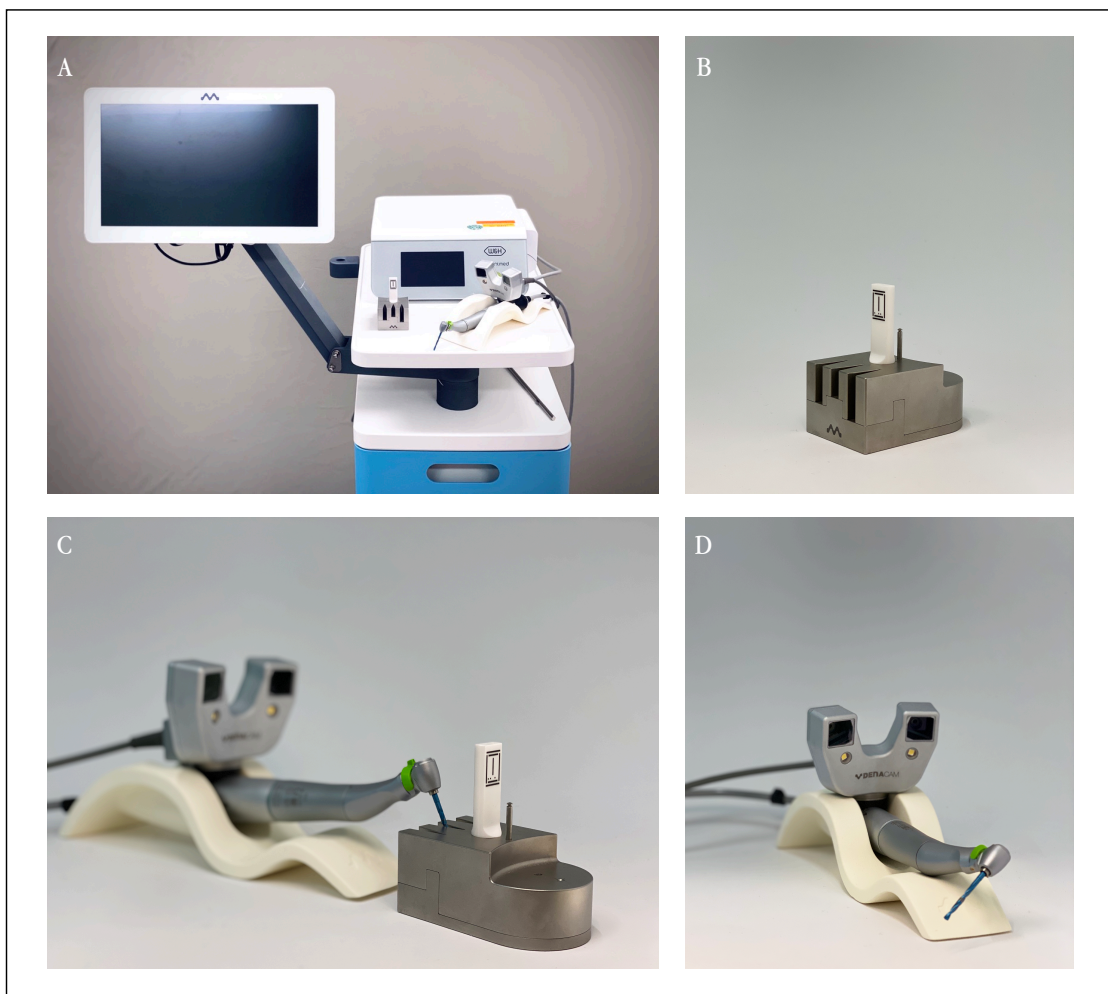


Abbildung 10 Das DENACAM®-System. A DENATOUCH®, DENACOMP®, Registrierblock mit einem DENAMARK® und das Handstück mit eingespannter Bohrspitze und DENACAM®-System (v.l.n.r.). B Registrierblock mit einem DENAMARK®. C Handstück im Registrierblock. Simulation der Registrierung, die vor jeder neuen Bohrung durchgeführt werden soll. D Handstück mit eingespannter Bohrspitze und dem DENACAM®-System

Die DENACAM® ist eine aus zwei Linsen bestehende Stereokamera. Die genaue Erkennung der Bohrspitzenposition im Raum geht auf drei optische Abgleichungen zurück. Der Abgleich der Kamera mit dem Erkennungsmarker, der Abgleich in Bezug auf den jeweils benutzten Bohraufsatz und der Erkennungsmarker in Bezug auf das bestehende digitale 3D

Röntgenbild. Die Kameras befinden sich über die DENADAPT® Halterung direkt oberhalb des Winkelstücks.

Die zwei Kameras werden werksintern bei späterer Betriebstemperatur zueinander kalibriert. Dafür erkennen sie jeweils ein definiertes Punktmuster, das im Raum bewegt wird. In jeder Achse registrieren die beiden Kameras ihren Abstand zum Punktmuster. Rechnerisch wird die dreidimensionale Lage der Kamera im Bezug auf die Punkte ermittelt. Die kalibrierten Daten sind die Grundlage für die Erkennung des intraoralen Markers. Dieser weist ein firmeneigenes patentiertes Strichmuster auf, dessen Beugungsmuster von den Kameras erkannt und hochgerechnet wird.

Das Winkelstück für die Implantatbettpräparation wird von der Kamera erkannt, indem es in einen Registrierungsblock einrastet (Abbildung 10). Für die verschiedenen Bohransätze existieren einzelne Schächte, die ein sicheres Positionieren ermöglichen. Die Kameras detektieren die Geometrie, Achse und Lage der Bohrspitze. Informationen über die genaue Bohrergeometrie sind bereits im System hinterlegt. Über die Erkennung des intraoperativ eingebrachten Markers berechnet das System die Positionierung im Raum auf das bestehende dreidimensionale Röntgenbild. Dies erlaubt die echtzeitnavigierte Überprüfung des Eingriffs über den DENATOUCH® Monitor (Abbildung 11).

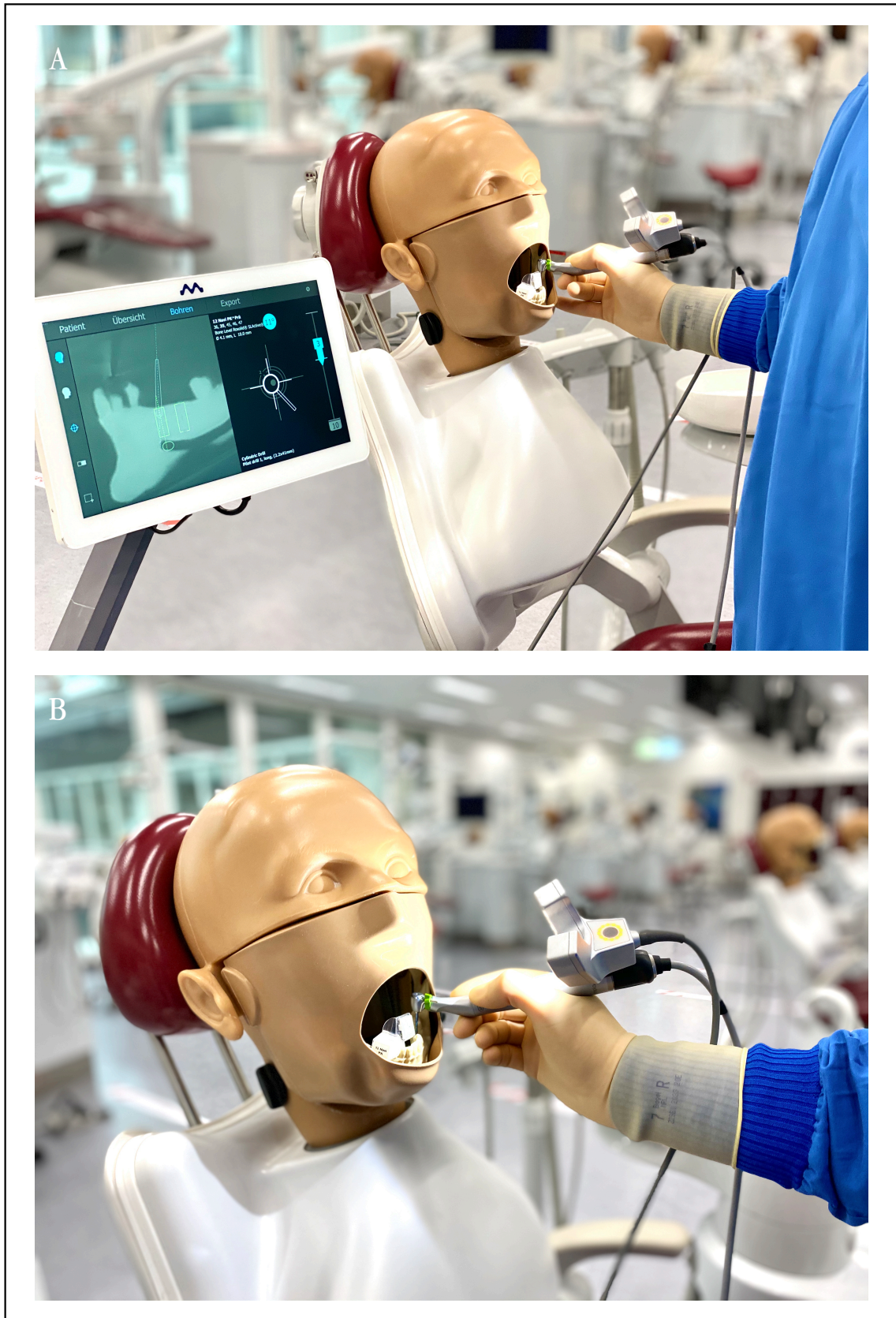


Abbildung 11 Verwendung des Navigationssystems. A Auf dem DENATOUCH® Bildschirm ist im linken Bildschirmteil ein *sagittaler* Schnitt durch den Unterkiefer mit Darstellung des Nervkanals und der Implantatposition eingeblendet. Im rechten Fenster erscheint das Fadenkreuz. B Darstellung der Bohrung. Das Licht der DENACAM® ermöglicht die Erkennung des Markers

2.4 Implantationsevaluation

2.4.1 Datenerhebung

Die Genauigkeit der gesetzten Implantate wird durch ein in das coDiagnostiX 9® integriertes Matching-Programm, dem *Treatment Evaluation Tool*, ausgewertet. Diese Unterfunktion des coDiagnostiX 9® vergleicht die präoperative Planung mit der postoperativen Situation. Es ist zum jetzigen Zeitpunkt nur als kostenlose Erweiterung für Universitäten zugänglich.

Das Programm ermöglicht den Vergleich eines zweiten dreidimensionalen Röntgenbildes mit der präoperativen Planung. Die Aufnahmeparameter für das postoperative DVT entsprechen dabei denen der Planung. Durch die Auswahl anatomischer Strukturen werden die Datensätze übereinander gerechnet (Abbildung 12).

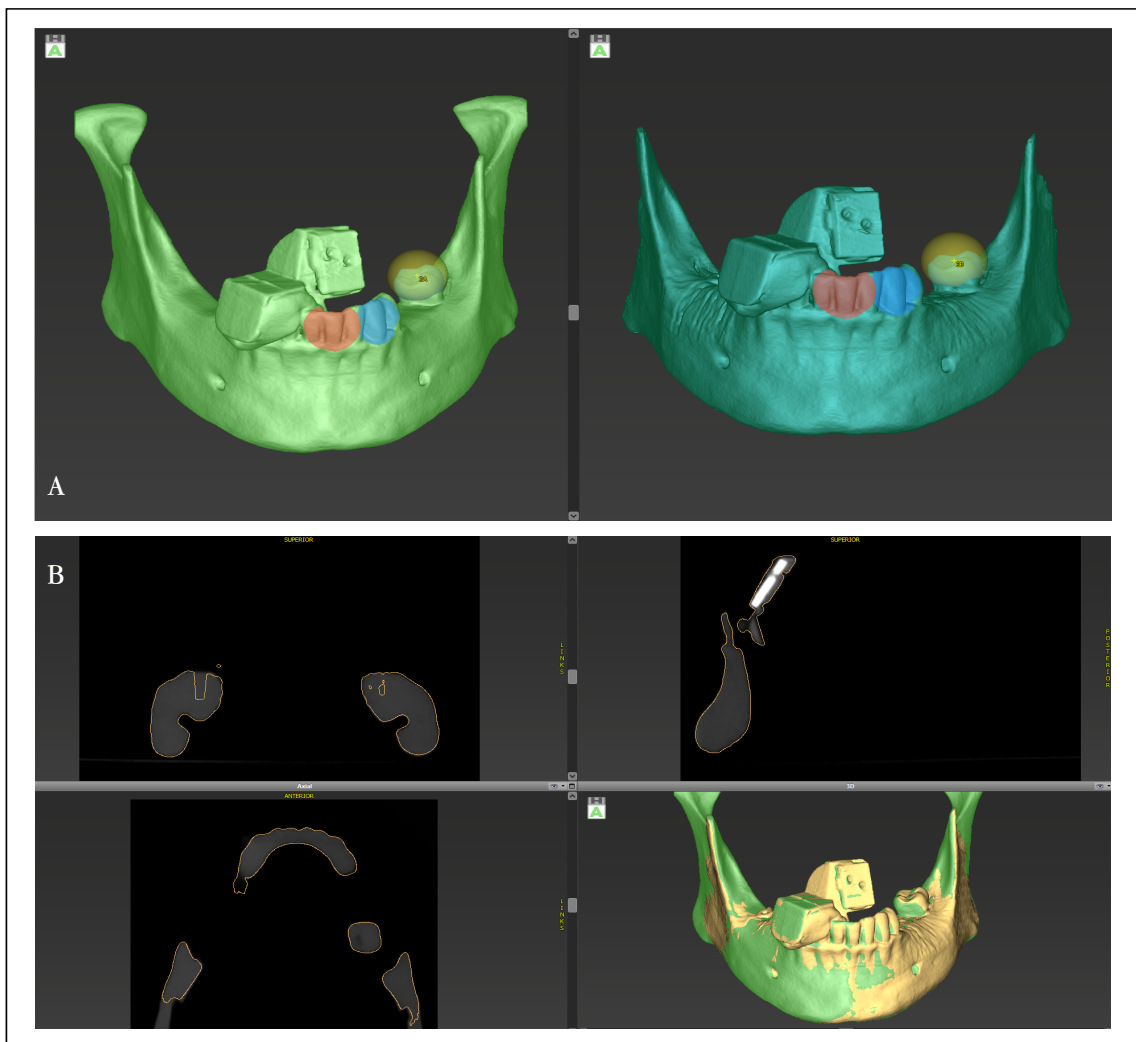


Abbildung 12 *Matching* von prä- und postoperativem Datensatz. A Auswahl von mindestens drei deckungsgleichen anatomischen Punkten. B Überprüfung der Kongruenz von prä- und postoperativem Datensatz. Darstellung in 3D und den Schnittbildebene. © Institut Straumann AG, 2015. Alle Rechte vorbehalten. Mit freundlicher Genehmigung der Institut Straumann AG.

Das real gesetzte Implantat wird durch manuelles Ausrichten eines Simulationsimplantates auf dem realen Implantat im postoperativen DVT vom System erkannt (Abbildung 13). Die Software errechnet anschließend automatisch die Abweichung zur vorherigen Planung. Durch verschiedene Einfärbungen werden die prä- und postoperative Situation vergleichbar dargestellt. Der Knochen kann ausgeblendet werden und die erreichte Präzision wird im Bild ersichtlich. Zur Auswertung gibt das Programm die Ergebnisse tabellarisch oder direkt als Excel-Export wieder (Abbildung 14).

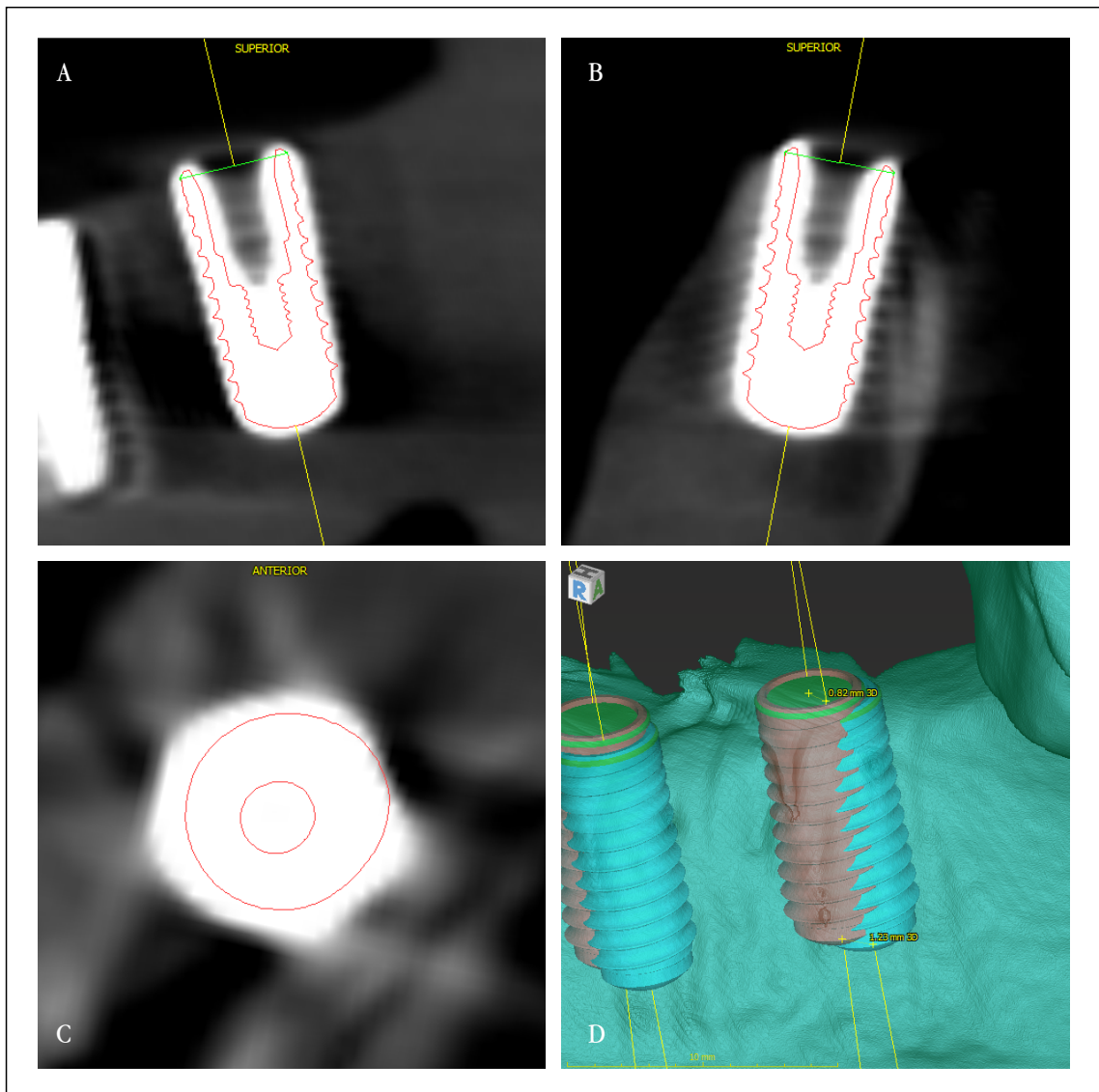


Abbildung 13 Festlegen der Implantatposition auf dem postoperativen Röntgenbild. A-C Manuelles Ausrichten des Implantats (rot). Darstellung in allen Schnittebenen. D Dreidimensionale Darstellung des Versatzes. Rot für die postoperative Situation, Blau für die Planung. © Institut Straumann AG, 2015. Alle Rechte vorbehalten. Mit freundlicher Genehmigung der Institut Straumann AG.

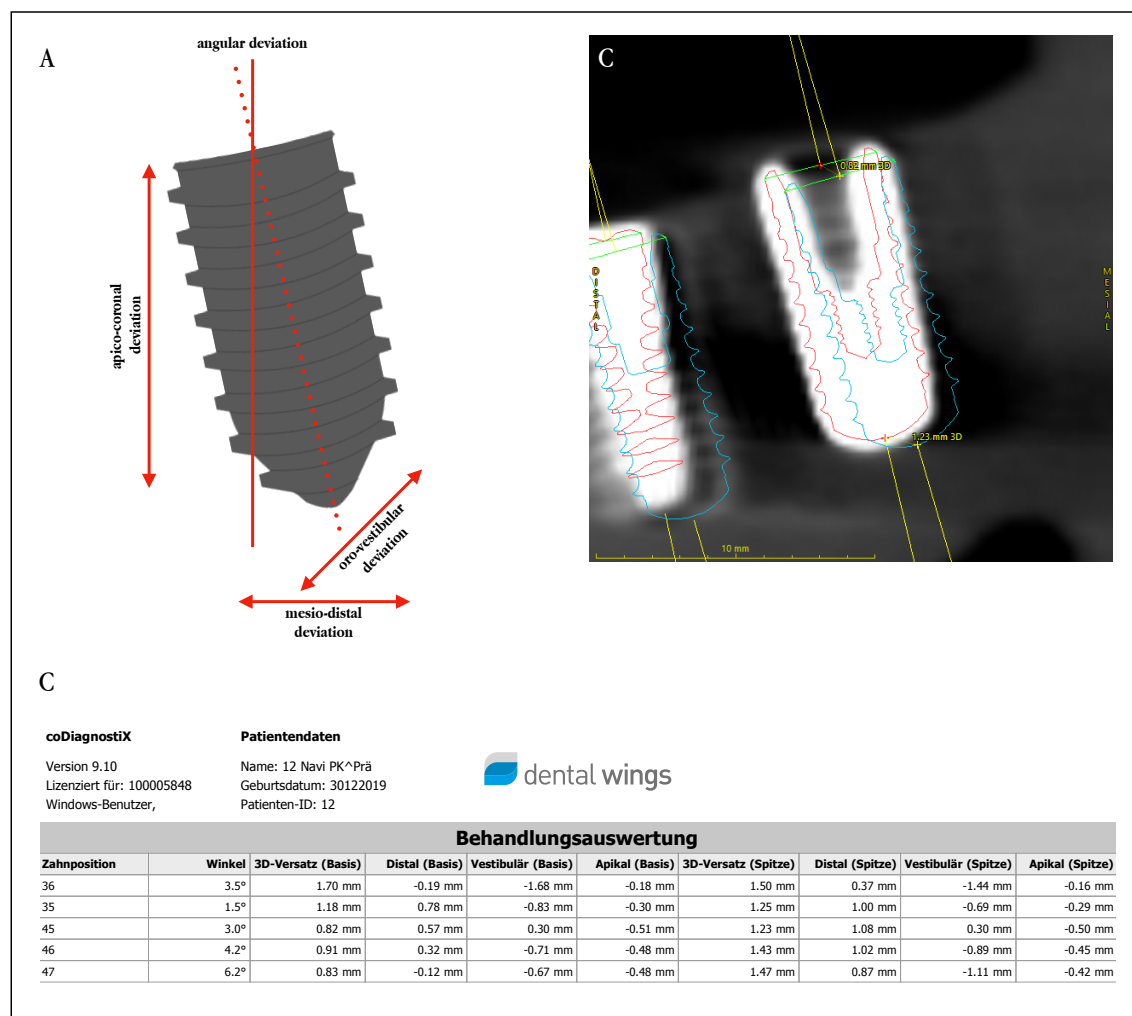


Abbildung 14 Auswertung des Implantatversatzes. A Schematische Darstellung der räumlichen Verschiebungen mit Richtungsangaben. B Grafischer Vergleich von prä (blau)- und postoperativer (rot) Implantatposition bzw. Planung im coDiagnostix®. C Screenshot aus dem *Treatment Evaluation Tool* in coDiagnostix®. Darstellung aller Ausgabeparameter. © Institut Straumann AG, 2015. Alle Rechte vorbehalten. Mit freundlicher Genehmigung der Institut Straumann AG.

2.4.2 Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten wurden mit der Software Prism 8® Version 8.4.0 (GraphPad Software, 2365 Northside Dr., Suite 560, San Diego, CA 92108) ausgewertet.

Verglichen wurden die mit dem Navigationssystem und der Bohrschablone gesetzten Implantate. Die Einzeluntersuchungen betrachteten jedes Implantat für sich in Bezug auf die Abweichung der Angulation, den 3D Gesamtversatz von Implantatbasis und -spitze, den Einzelversatz in *oro-vestibulärer*, *mesio-distaler*, sowie *apiko-koronalen* Dimension und die benötigte Zeit. Zusätzlich wurden klinisch relevante Aspekte anatomischer Beziehungen verschiedener Gruppen und die Lage für die spätere Prothetik verglichen. Die jeweilige Tendenz wurde durch den Medianwert bewertet. Der 3D Gesamtversatz wird vom System direkt ausgerechnet. In der Literatur wird teilweise die Abweichung der Implantate in der Horizontalebene beschrieben, anstatt der Einzelaufschlüsselung in *oro-vestibulär* und *mesio-*

distal. Um in solchen Fällen eine Quantifizierung unserer Ergebnisse darstellen zu können, kann mittels euklidischer Geometrie der zweidimensionale Versatz errechnet werden.

Die Normalverteilung wurde mittels Anderson-Darling-, D`Agostino & Person-, Shapiro-Wilk- und Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft.

Nach Ausschluss einer vorliegenden Normalverteilung erfolgte die Auswertung mit dem Mann-Whitney-U-Rangsummentest.

Die Tendenzen der einzelnen Versuche in Abhängigkeit von einem möglichen Lernfortschritt wurden mittels Friedman-Test auf ihre Signifikanz überprüft. Da die einzelnen Implantate in unterschiedlichen Positionen alleine von der Anatomie ihrer Lage beeinflusst werden könnten, werden jeweils die Summen eines jeden gesamten Durchlaufs als Kennwert genutzt.

Das Signifikanzniveau wurde mit $p = 0,05$ angegeben.

3 Ergebnisse

3.1 Gesamtgruppenvergleich

Bei Betrachtung des Winkels zeigte sich das navigiert gesetzte Implantat im Vergleich zur Schablone signifikant genauer ($p = 0,0016$). Im Median wichen die navigiert gesetzten Implantate 3° von der Planung ab. Die schablonengeführten Implantate wichen im Median $4,6^\circ$ von der geplanten Angulierung ab (Abbildung 15 A).

Die navigiert gesetzten Implantate benötigten signifikant mehr Zeit, als die schablonengeführten Implantate ($p < 0,0001$). Die Dauer pro Implantat lag im Median bei 4,66 Minuten (280 s). Die Gruppe der Schablone benötigte nur 3,175 Minuten (190,5 s) (Abbildung 15 B).

In *apiko-koronaler* Dimension wichen die navigiert gesetzten Implantate in Bezug auf die Basis signifikant mehr von der Planung ab, als die schablonengeführten ($p = 0,003$). Die Gruppe der Bohrschablone zeigte Abweichungen im Median von 0,275 mm. Die Vergleichsgruppe 0,445 mm (Abbildung 15 C).

Die Ungenauigkeit an der Spitze war ebenfalls signifikant höher ausgeprägt für das Navigationssystem ($p = 0,0006$). Die mediane Abweichung von 0,43 mm stand 0,23 mm bei Verwendung der Bohrschablone entgegen (Abbildung 15 D).

Der *oro-vestibuläre* Versatz der Basis war bei der Schablone signifikant geringer, als beim Navigationssystem ($p = 0,0079$). Die mittels Bohrschablone gesetzten Implantate hatten mediane Ungenauigkeiten von 0,185 mm. Die Gruppe des Navigationssystem 0,42 mm (Abbildung 15 E).

An der Implantatspitze wichen die navigiert gesetzten Implantate signifikant mehr ab ($p = 0,0341$). Ihre mediane Abweichung lag bei 0,605 mm. Die Implantate der Bohrschablone wichen um 0,34 mm ab (Abbildung 15 F).

In *mesio-distaler* Distanz war die Verwendung der Bohrschablone nicht signifikant besser, als das Navigationssystem ($p = 0,7662$). Die Basis der Implantate, die mittels Bohrschablone gesetzt wurden, wich im Median 0,285 mm von der Planung ab. Die Vergleichsgruppe des Navigationssystems zeigte eine Abweichung von 0,31 mm.

Im Bereich der Implantatspitze gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen ($p = 0,7888$). Die Implantate der Echtzeitnavigation wurden im Median um 0,43 mm von der Planung entfernt gesetzt. Die Bohrschablone erzielte Abweichungen von im Median 0,48 mm.

Im Vergleich war die 3D Position der Implantatbasis bei den schablonennavigierten Implantaten signifikant genauer ($p = 0,0044$). Im Median wich die Position beim

Navigationssystem um 0,845 mm ab. Bei der Schablone im Median um 0,62 mm (Abbildung 15 H).

Der 3D-Versatz der Implantatspitze war nicht signifikant unterschiedlich ($p = 0,2344$). Die Navigationsgruppe wich im Median 0,995 mm von der geplanten Position ab. Die Schablonengruppe um 0,825 mm.

Tabelle 2 fasst die Ergebnisse zusammen.

Tabelle 2 Vergleich der Messwerte von Schablonen- zu Navigationsimplantation

n = 30/30	Navigation	Schablone	p-Wert	Signifikanz
Winkel	3°	4,6°	0,0016	*
Apikal Basis	0,445 mm	0,275 mm	0,003	*
Apikal Spitze	0,43 mm	0,23 mm	0,0006	*
Distal Basis	0,31 mm	0,285 mm	0,7662	
Distal Spitze	0,43 mm	0,48 mm	0,7888	
Vestibulär Basis	0,42 mm	0,185 mm	0,0079	*
Vestibulär Spitze	0,605 mm	0,34 mm	0,0341	*
3D Basis	0,8450	0,62 mm	0,0044	*
3D Spitze	0,9950	0,8250	0,2344	
Zeit	4,66 Min (280 s)	3,175 Min (190,5 s)	< 0,0001	*

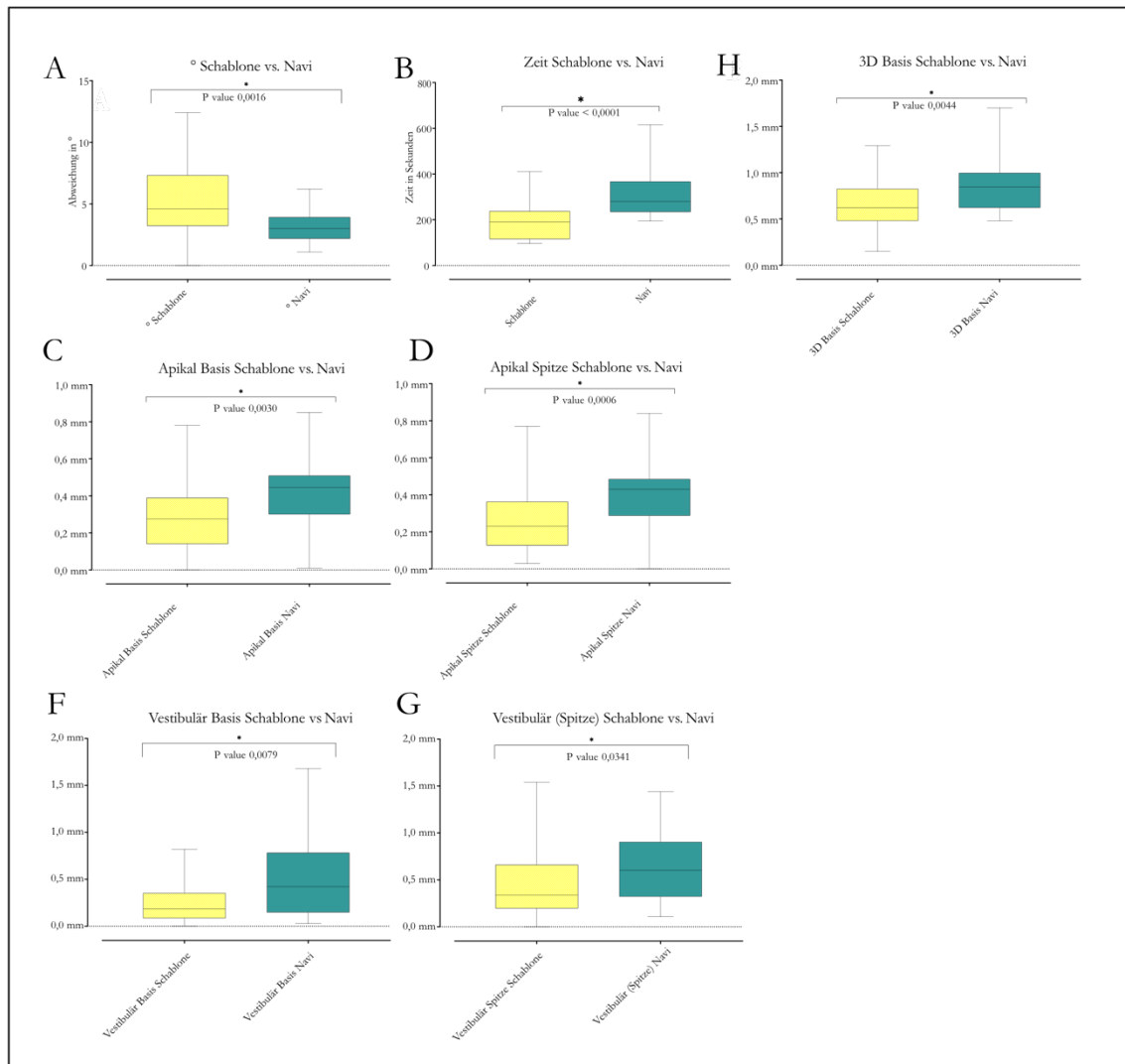


Abbildung 15 Bohrschablone vs. Navigationssystem. A-H Signifikante Abweichungen im Vergleich statische Pilotbohrschablone gegen intraorale Echtzeitnavigation. Jeweils dargestellt sind das Verteilungsspektrum der einzelnen räumlichen Abweichungen in Millimetern und ihr entsprechender Medianwert, n = 60 (30/30).

3.1.1 Vergleich Schaltlücke und Freundsituation

Das Einbringen der mittels Bohrschablone gesetzten Implantate erfolgte hinsichtlich der Angulation, im Vergleich Schaltlücke (35,36, n = 12) zu Freunde (45,46,47, n = 18), im Bereich des Freundes signifikant genauer ($p = 0,0005$). Die Implantate in der Schaltlücke wiesen eine mediane Abweichung von $7,5^\circ$, die im Bereich der Freundsituation von $3,6^\circ$, auf (Abbildung 16 A).

Die Abweichung bei mittels Navigationssystem gesetzten Implantaten war im Vergleich Schaltlücke zu Freunde nicht signifikant ($p = 0,3846$). Die Implantate in der Schaltlücke wiesen eine Differenz von $2,75^\circ$ zur Planung auf. Die Implantate in der Freundsituation eine Abweichung von 3° .

In der Schaltlücke waren die mittels Navigationssystem gesetzten Implantate in Bezug auf die Angulation signifikant genauer, als die Implantate, die mittels Schablone eingebracht wurden ($p < 0,0001$). Die Implantate in der Schaltlücke wiesen beim Navigationssystem eine Abweichung von $2,75^\circ$ auf. Die Implantate aus der Gruppe der Bohrschablone zeigten eine Abweichung von $7,5^\circ$ auf (Abbildung 16 A).

Im Bereich des Freundes gab es keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Abweichung vom geplanten Winkel ($p = 0,4661$). Die Implantate der Freundsituation zeigten beim Navigationssystem eine mediane Abweichung von 3° auf. Die Implantate aus der Gruppe der Bohrschablone $3,6^\circ$.

Zwischen Position 35 und 36 gab es bei Verwendung des Navigationssystems keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Angulation ($p = 0,3723$). Implantat 35 wies im Median eine Abweichung von $2,4^\circ$ auf. Implantat 36 eine Abweichung von $2,85^\circ$.

Bei Verwendung der Bohrschablone lagen ebenfalls keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Umsetzung des geplanten Winkels vor ($p = 0,3939$). Implantat 35 wies eine mediane Abweichung von $7,75^\circ$ auf. Implantat 36 $7,5^\circ$.

Das Navigationssystem war in Bezug auf die Angulation beim 45 signifikant genauer, als beim 47 ($p = 0,0043$). An 45 wich das Implantat im Median $2,5^\circ$ von der Planung ab. Implantat 47 zeigte eine Abweichung von $4,45^\circ$ (Abbildung 16 B).

Die Bohrschablone war hingegen beim 47 signifikant genauer, als beim 45 ($p = 0,0022$). Position 45 zeigte im Median eine Abweichung von $6,25^\circ$. Implantat 47 $1,55^\circ$ (Abbildung 16 B).

Das Navigationssystem war in Bezug auf die Angulation beim 45 nicht signifikant genauer, als beim 46 ($p = 0,0974$). Implantat 45 wies im Median eine Abweichung von $2,5^\circ$, Implantat 46 $3,4^\circ$, auf.

Die Bohrschablone ermöglichte beim 46 signifikant genauere Implantationen, als beim 45 ($p = 0,0195$). Implantat 45 zeigte im Median eine Abweichung von $6,25^\circ$. Implantat 46 eine Abweichung von $3,9^\circ$ (Abbildung 16 B).

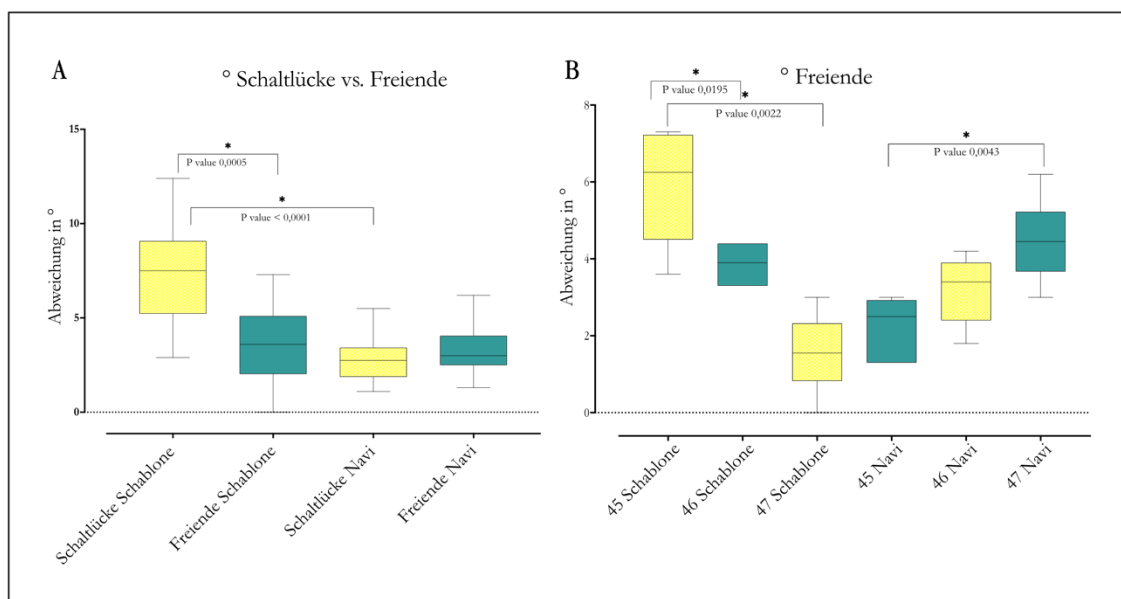


Abbildung 16 Angulation-Schaltlücke und -Freie. A Vergleich der Angulation zwischen Schablonen- und Navigationsimplantation. Betrachtung der Schaltlückensituation (35,36) gegen das Freie (45,46,47) B Vergleich der Angulation zwischen Schablonen- und Navigationsimplantation. Unterschiede innerhalb des Freies (45,46,47). Jeweils dargestellt sind das Verteilungsspektrum der einzelnen räumlichen Abweichungen in Millimetern und ihr entsprechender Medianwert, A n = 60 (24/36); B n = 36 (12/12/12).

3.1.2 3D-Versatz der Implantatbasis Schaltlücke gegen Freie

Der Übersicht halber wird die räumliche Verschiebung mit dem gesamten 3D-Versatz dargestellt.

Die mittels Bohrschablone gesetzten Implantate wiesen im 3D-Versatz der Implantatbasis, im Vergleich Schaltlücke zu Freie, keine signifikanten Unterschiede auf ($p = 0,3048$). Die Implantate in der Schaltlücke zeigten eine Abweichung von 0,72 mm auf. Die Implantate im Bereich des Freies eine Abweichung von 0,575 mm.

Die mittels Navigationssystem gesetzten Implantate wichen im 3D-Versatz der Basis, im Vergleich Schaltlücke zu Freie, nicht signifikant von der Planung ab ($p = 0,975$). Die Implantate in der Schaltlücke waren im Median 0,78 mm ungenau von der Planung gesetzt. Die Implantate im Bereich des Freies 0,85 mm.

In der Schaltlücke waren in Bezug auf den 3D-Versatz der Basis weder das Navigationssystem, noch die Bohrschablone signifikant genauer ($p = 0,3115$). Für die Gruppe der Schaltlücke war beim Navigationssystem eine mediane Abweichung von 0,78 mm festzustellen. Die Implantate der Bohrschablone wiesen im Median eine Ungenauigkeit von 0,72 mm auf.

Im Bereich des Freies war die Gruppe der Bohrschablone signifikant genauer im 3D-Versatz der Basis, als das Navigationssystem ($p = 0,0053$). Die Implantate aus der Gruppe der Bohrschablone wiesen eine Abweichung von 0,575 mm auf. Die mittels Navigationssystem inserierten eine mediane Abweichung von 0,845 mm (Abbildung 17).

Zwischen Position 35 und Implantat 36 gab es bei Verwendung des Navigationssystems keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf den 3D-Versatz der Basis ($p > 0,9999$). Implantat 35 wies im Median eine Abweichung von 0,815 mm auf. Implantat 36 eine Abweichung von 0,78 mm.

Bei Nutzung der Bohrschablone konnten ebenfalls keine signifikanten Differenzen in der Schaltlücke festgestellt werden ($p = 0,2403$). Implantat 35 wies im Median eine Abweichung von 0,66 mm auf. Implantat 36 eine Abweichung von 0,845 mm.

Zwischen 45 und 47 gab es in Bezug auf den 3D-Versatz der Basis bei Verwendung des Navigationssystems keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,6991$). An Position 45 lag eine Abweichung von 0,84 mm vor. *In regio* 47 0,86 mm.

Auch bei Einsatz der Bohrschablone konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p = 0,6991$). Das Implantat an Stelle 45 wies im Median eine Abweichung von 0,57 mm auf. Implantat 47 zeigte eine Abweichung von 0,645 mm.

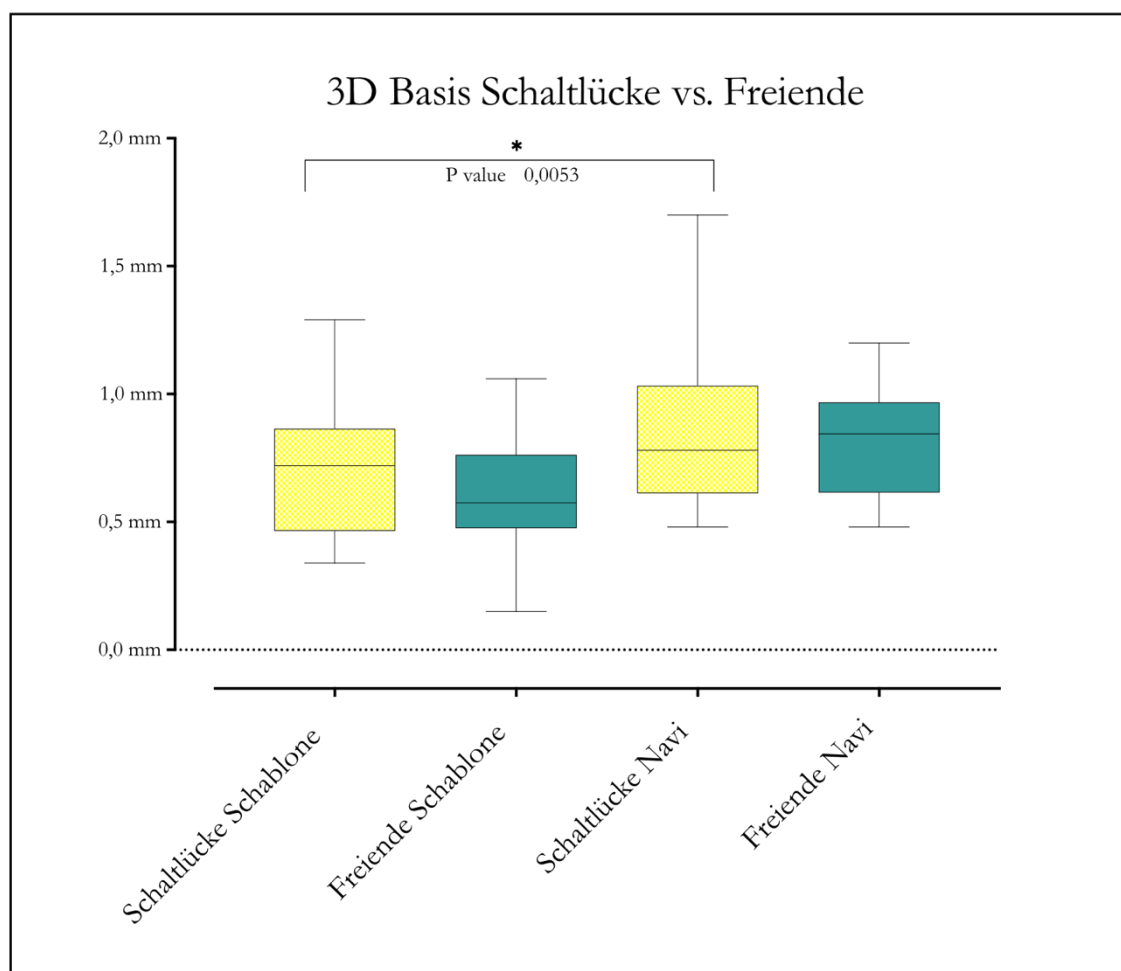


Abbildung 17 3D-Versatz Implantatbasis Freiede und Schaltlücke. Unterschiede im 3D-Versatz der Implantatbasis zwischen Schablonen- und Navigationsimplantation. Betrachtung der Schaltlücke (35,36) gegen das Freiede (45,46,47). Jeweils dargestellt sind das Verteilungsspektrum der einzelnen räumlichen Abweichungen in Millimetern und ihr entsprechender Medianwert, $n = 60$ (24/36).

3.1.3 3D-Versatz der Implantatspitze Schaltlücke gegen Freie

Die mittels Bohrschablone gesetzten Implantate waren im 3D-Versatz der Spitze, im Vergleich Schaltlücke zu Freie, im Bereich des Freies signifikant genauer ($p = 0,0026$). Die Implantate in der Schaltlücke zeigten hier eine Abweichung von 1,285 mm. Die Implantate im Bereich des Freies eine Abweichung von 0,67 mm.

Die mittels Navigationssystem gesetzten Implantate wiesen keine signifikanten Unterschiede auf ($p = 0,7626$). Die Implantate in der Schaltlücke wichen im Median 0,945 mm von der Planung ab. Die Implantate im Bereich des Freies 1,035 mm.

In der Schaltlücke waren die mittels Navigationssystem gesetzten Implantate signifikant genauer ($p = 0,0449$). Die Implantatspitze wies eine Abweichung von 0,945 mm auf. Die Implantate aus der Gruppe der Bohrschablone zeigten eine Abweichung von 1,285 mm.

Im Bereich des Freies war die Gruppe der Bohrschablone signifikant genauer ($p = 0,0308$). Sie wichen im Median um 0,67 mm von der Planung ab. Die echtzeitnavigierten Implantate wichen um 1,035 mm ab (Abbildung 18).

Zwischen Implantat 35 und Implantat 36 gab es bei Verwendung des Navigationssystems keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf den 3D-Versatz der Implantatspitze ($p = 0,4848$). Implantat 35 wies im Median eine Abweichung von 1,085 mm auf. Implantat 36 eine Abweichung von 0,84 mm.

Die Verwendung der Bohrschablone zeigte hier ebenfalls keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,4848$). Implantat 35 wich im Median um 1,41 mm von der geplanten Position ab. Implantat 36 hatte eine Abweichung von 1,245 mm.

Bei Verwendung des Navigationssystems konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen Position 45 und 47 festgestellt werden ($p = 0,5887$). Implantat 45 wies im Median eine Abweichung von 0,945 mm auf. Implantat 47 eine Abweichung von 0,99 mm.

Zwischen 45 und 47 gab es bei Verwendung der Bohrschablone ebenfalls keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,9999$). Implantat 45 konnte im Median 0,975 mm von der geplanten Position implantiert werden und Implantat 47 0,865 mm.

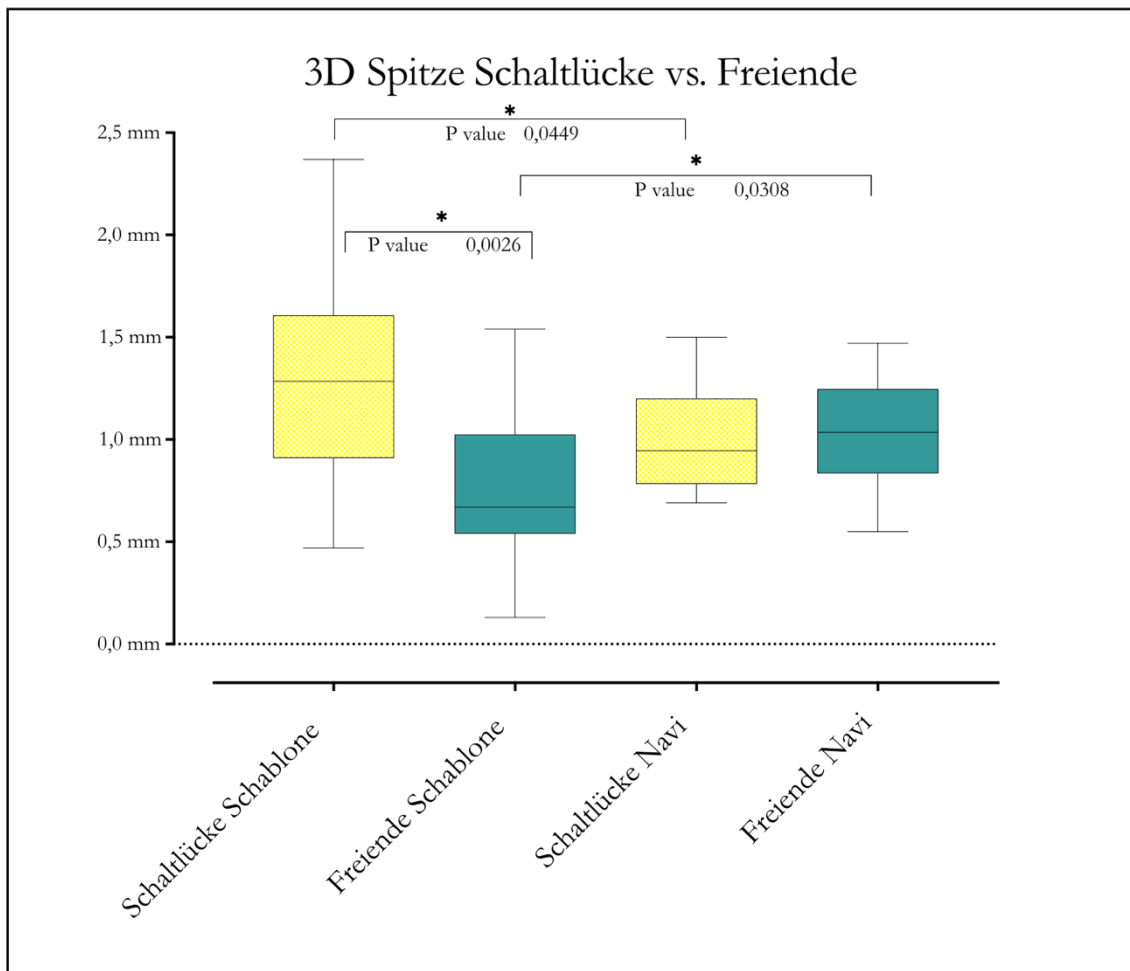


Abbildung 18 3D-Versatz Implantatspitze Freiede und Schaltlücke. Unterschiede im 3D-Versatz der Implantatspitze zwischen Schablonen- und Navigationsimplantation. Betrachtung der Schaltlücke (35,36) gegen das Freiede (45,46,47). Jeweils dargestellt sind das Verteilungsspektrum der einzelnen räumlichen Abweichungen in Millimetern und ihr entsprechender Medianwert, $n = 60$ (24/36).

3.1.4 Versatz der Basis nach vestibulär

Positive Werte für den Versatz in *oro-vestibulärer* Richtung bedeuten eine Positionierung zu weit *vestibulär* vom geplanten Ort. Negative eine zu weit *lingual* liegende Insertion.

Die Implantatbasis ist bei der Bohrschablone signifikant weiter *vestibulär* zu liegen gekommen, als beim Navigationssystem ($p = 0,0089$). Im Median lagen die Implantate der Bohrschablone 0,065 mm zu weit vestibulär. Die Implantate des Navigationssystems kamen im Median 0,34 mm zu weit *lingual* zu liegen (Abbildung 19).

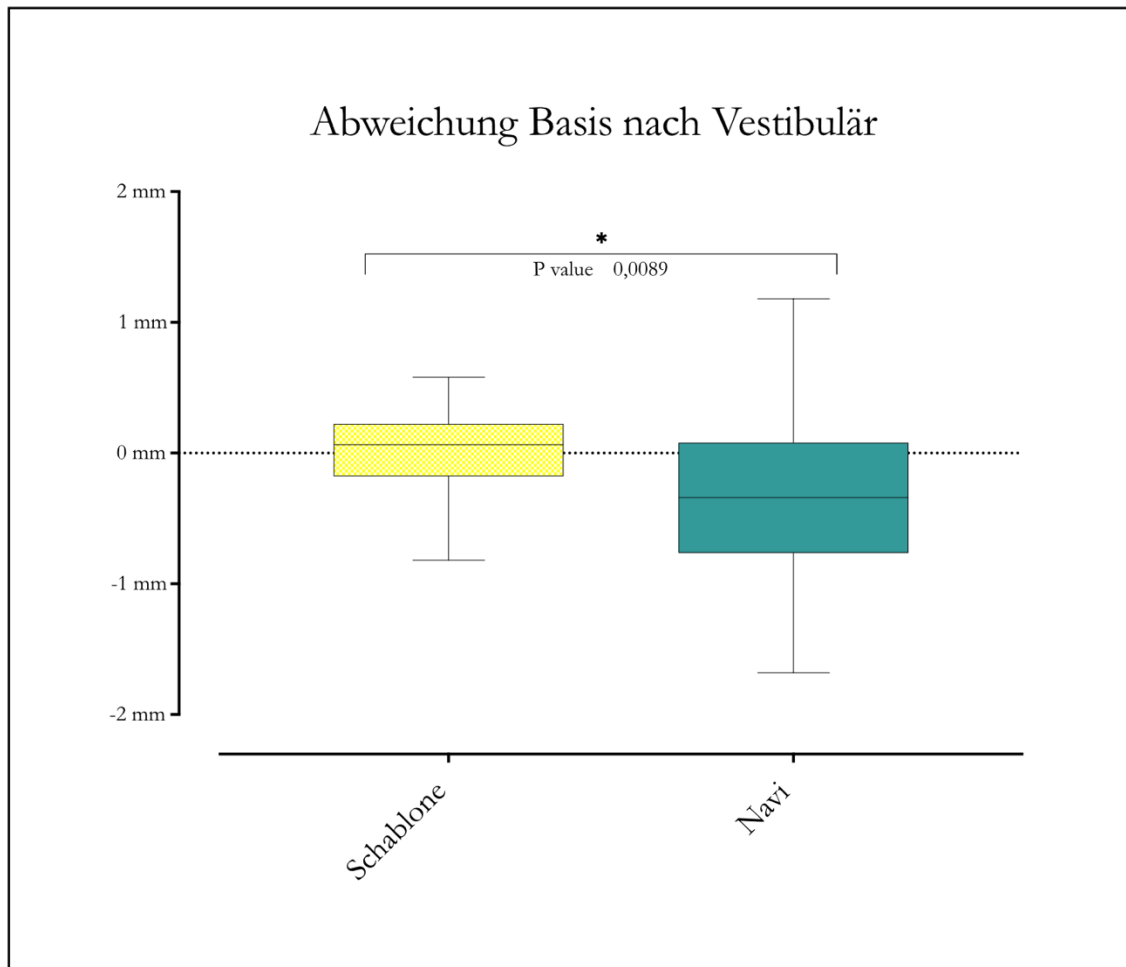


Abbildung 19 *Oro-vestibuläre* Abweichungen. Untersuchung der realen Position des Implantats in *oro-vestibulärer* Richtung. Jeweils dargestellt sind das Verteilungsspektrum der einzelnen räumlichen Abweichungen in Millimetern und ihr entsprechender Medianwert, $n = 60$.

3.2 Auswertung der Behandler

Die Gesamtanzahl ($n=60$) der Implantate wurde durch zwei Behandler mit unterschiedlicher klinischer Erfahrung gesetzt. PK steht dabei für den erfahrenen, RS für den unerfahrenen implantologisch tätigen Behandler.

In Bezug auf die Abweichung vom geplanten Winkel gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Behandlern ($p = 0,6252$). PK wies im Median eine Abweichung von

3,55° auf. RS eine Abweichung von 3,7°. Im Mittel waren die von PK gesetzten Implantate um 3,99° von der Planung abweichend. Die von RS gesetzten Implantate 4,34°.

Der Zeitaufwand, den PK für die Implantate benötigte, war signifikant geringer, als bei RS ($p = 0,0027$). RS benötigte im Median 4,175 Minuten (250,5 s). PK benötigte im Median 2,97 Minuten (178 s) über die Gesamtheit seiner Implantate (Abbildung 20 A).

In *apiko-koronaler* Richtung war der Versatz der Implantatbasis nicht signifikant unterschiedlich ($p = 0,4337$). RS hatte mediane Abweichungen von 0,38 mm, PK von 0,365 mm.

An der Implantatspitze zeigte sich in *apiko-koronaler* Richtung kein signifikanter Unterschied ($p = 0,6046$). RS implantierte im Median um 0,36 mm von der geplanten Position entfernt und PK 0,305 mm.

In *oro-vestibulärer* Dimension fielen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Behandlern an der Implantatbasis auf ($p = 0,6515$). RS hatte Abweichungen von 0,295 mm, PK von 0,32 mm.

An der Implantatspitze fiel der *oro-vestibuläre* Versatz nicht signifikant aus ($p = 0,0856$). RS hatte im Median einen Unterschied zur Planung von 0,45 mm und PK von 0,59 mm.

RS implantierte die Implantatbasis in *mesio-distaler* Richtung signifikant genauer, als PK ($p = 0,0005$). RS zeigte Abweichungen von 0,22 mm. PK hatte im Median Abweichungen von 0,41 mm (Abbildung 20 B).

An der Implantatspitze zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in *mesio-distaler* Richtung ($p = 0,7163$). RS hatte im Median 0,515 mm Abweichung zur Planung. PK implantierte im Median um 0,43 mm von der Planung entfernt.

Der 3D-Versatz der Implantatbasis war signifikant geringer bei RS ($p = 0,0388$). Im Median hatte die Gruppe von RS eine Abweichung von 0,62 mm. Die Gruppe von PK 0,83 mm.

An der Implantatspitze gab es keine Signifikanz in der Abweichung ($p = 0,962$). Die mediane 3D Abweichung bei RS betrug 0,87 mm. Die Abweichung in der Gruppe PK 1,015 mm.

Eine Übersicht der einzelnen Parameter ist in Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 3 PK vs. RS

n = 30/30	PK	RS	p-Wert	Signifikanz
Winkel	3,55°	3,7°	0,6252	
Apikal Basis	0,365 mm	0,38 mm	0,4337	
Apikal Spitze	0,305 mm	0,36 mm	0,6046	
Distal Basis	0,41 mm	0,22 mm	0,0005	*
Distal Spitze	0,43 mm	0,515 mm	0,7163	
Vestibulär Basis	0,32 mm	0,295 mm	0,6515	
Vestibulär Spitze	0,59 mm	0,45 mm	0,0856	
3D Basis	0,62 mm	0,83 mm	0,0388	*
3D Spitze	0,87 mm	1,015 mm	0,962	
Zeit	2,96 Min (178 s)	4,18 Min (250,5 s)	0,0027	*

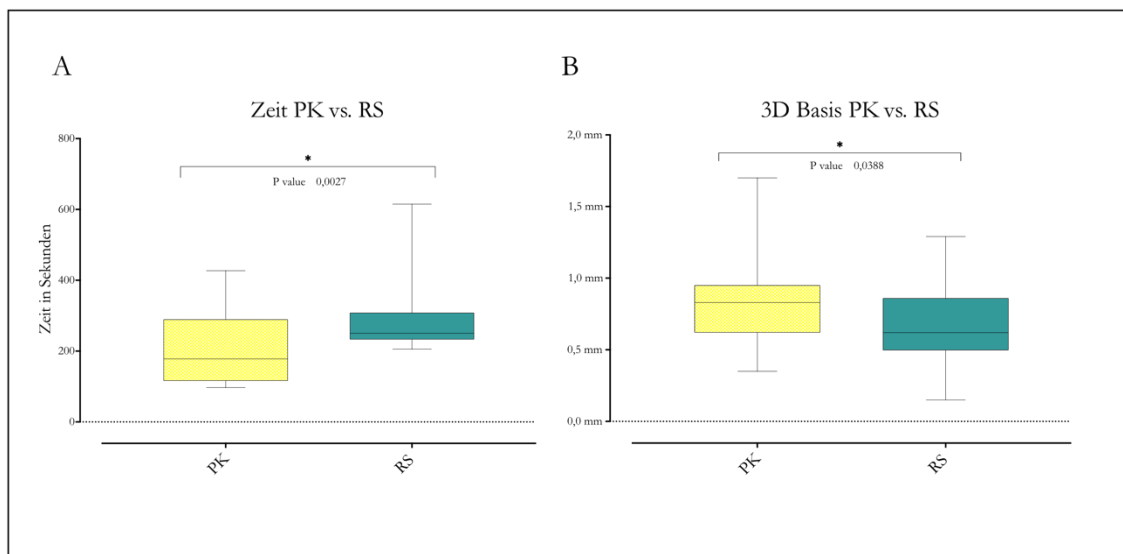


Abbildung 20 Behandlervergleich. A Benötigte Zeit verglichen nach Behandler. B Vergleich der Behandler in Bezug auf den 3D-Versatz der Implantatbasis. Jeweils dargestellt sind das Verteilungsspektrum der einzelnen räumlichen Abweichungen in Millimetern und ihr entsprechender Medianwert, A n = 60 (30/30); B n = 60 (30/30).

3.2.1 Vergleich der Behandler bei Nutzung des Navigationssystems

Zwischen beiden Behandlern fielen bei Nutzung des Echtzeitnavigationssystems keine signifikanten Unterschiede auf.

Die Angulation war nicht signifikant unterschiedlich zwischen den Behandlern ($p = 0,3605$). Eine mediane Differenz von $2,6^\circ$ bei PK stand 3° bei RS entgegen.

Die benötigte Zeit war zwischen den Behandlern nicht signifikant unterschiedlich ($p = 0,6163$). PK benötigte 4,82 Minuten (289 s) und RS 4,41 Minuten (265 s).

In *apiko-koronaler* Richtung der Basis stellten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Behandlern dar ($p = 0,6452$). RS implantierte im Median um 0,4 mm von der geplanten Position entfernt. PK um 0,45 mm.

An der Implantatspitze zeigte sich ebenfalls keine signifikante Differenz zwischen den Behandlern ($p = 0,7053$). RS erzielte Abweichungen von median 0,39 mm, PK von 0,44 mm.

In *oro-vestibulärer* Dimension fiel der Vergleich für die Implantatbasis nicht signifikant für einen Behandler aus ($p = 0,5595$). Die Gruppe von RS hatte im Median 0,36 mm Abweichung, die von PK 0,67 mm.

An der Implantatspitze bestand beim navigierten Implantieren in *oro-vestibulärer* Ebene kein signifikanter Unterschied ($p = 0,2625$). RS zeigte in dieser Ausrichtung Ungenauigkeiten von 0,55 mm, PK von 0,69 mm.

Die navigiert gesetzten Implantate wichen in *mesio-distaler* Richtung an der Implantatbasis nicht signifikant unterschiedlich im Vergleich der beiden Behandler ab ($p = 0,4922$). Die Abweichung war bei RS 0,27 mm und bei PK 0,32 mm.

An der Implantatspitze war in *mesio-distaler* Richtung kein signifikanter Unterschied erkennbar ($p = 0,1701$). Die Abweichung in *mesio-distaler* Dimension lag bei RS bei 0,31 mm. PK erzielte mittels Navigation eine Abweichung von 0,43 mm.

Bei Nutzung des Navigationssystem zeigte sich zwischen den Behandlern kein signifikant unterschiedlicher 3D-Versatz an der Implantatbasis ($p = 0,2283$). RS hatte im Median 0,75 mm Abweichungen im Raum, PK 0,87 mm.

An der Implantatspitze zeigten sich im 3D-Versatz keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,0795$). RS hatte im Median 0,87 mm Abweichungen von der Planung. PK hatte im Median 1,11 mm Differenz zur geplanten Position.

Die einzelnen Parameter sind der Übersicht halber in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4 Navigationssystem PK vs. RS

	PK	RS	p-Wert	Signifikanz
Winkel	2,6°	3,0°	0,3605	
Apikal Basis	0,45 mm	0,4 mm	0,6452	
Apikal Spitze	0,44 mm	0,39 mm	0,7053	
Distal Basis	0,32 mm	0,27 mm	0,4922	
Distal Spitze	0,43 mm	0,31 mm	0,1701	
Vestibulär Basis	0,67 mm	0,36 mm	0,5595	
Vestibulär Spitze	0,69 mm	0,55 mm	0,2625	
3D Basis	0,87 mm	0,75 mm	0,2283	
3D Spitze	1,11 mm	0,87 mm	0,0795	
Zeit	4,81 Min (288 s)	4,41 Min (264 s)	0,6163	

3.2.2 Vergleich der Behandler bei Nutzung der statischen Bohrschablone

Die Angulation war nicht signifikant unterschiedlich zwischen den Behandlern ($p = 0,9919$). Eine mediane Differenz von $4,4^\circ$ bei PK stand $5,1^\circ$ bei RS entgegen.

Die von den Behandlern benötigte Zeit wich signifikant voneinander ab ($p < 0,0001$). PK benötigte 1,93 Minuten (116 s) und RS 3,95 Minuten (237 s) (Abbildung 21 A).

Mit der Pilotbohrschablone setzten die beiden Behandler die Implantatbasis in *apiko-koronaler* Richtung nicht signifikant unterschiedlich ($p = 0,5458$). RS implantierte im Median 0,27 mm von der Planung entfernt, PK 0,28 mm.

An der Implantatspitze zeigten sich *apiko-koronaler* Richtung keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,83$). RS und PK hatten beide im Median 0,23 mm Differenz zur Planung.

Nach *oro-vestibulär* war der Vergleich der Behandler hinsichtlich der Implantatbasis nicht signifikant unterschiedlich ($p = 0,9266$). Die gesetzte Position wich bei PK um 0,13 mm ab. Die Implantate von RS waren um 0,2 mm versetzt.

Die *oro-vestibuläre* Distanz der Implantatspitze zur Planung war zwischen den Behandlern nicht signifikant unterschiedlich ($p = 0,1449$). Die Abweichung von PK mit 0,45 mm steht der medianen Abweichung von RS mit 0,33 mm entgegen.

Bei Verwendung der CAD/CAM Bohrschablone fiel die *mesio-distale* Abweichung der Implantatbasis signifikant genauer aus, als bei PK ($p < 0,0001$). Im Median hatten PK 0,54 mm und RS 0,03 mm Differenz zur Planung (Abbildung 21 B).

An der Implantatspitze zeigte sich bei Verwendung der Schablone zwischen den Behandlern kein signifikanter Unterschied in *mesio-distaler* Richtung ($p = 0,1573$). PK zeigte eine mediane Differenz von 0,37 mm. RS eine Ungenauigkeit von 0,66 mm.

Zwischen den Behandlern gab es keinen signifikant unterschiedlichen 3D-Versatz an der Implantatbasis ($p = 0,0613$). RS hatte im Median 0,51 mm Abweichungen im Raum, PK 0,67 mm.

An der Implantatspitze zeigten sich im 3D-Versatz keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,2717$). RS hatte im Median 0,85 mm Abweichungen von der Planung. PK hatte im Median 0,69 mm Differenz zur geplanten Position.

Die einzelnen Parameter sind der Übersicht halber in Tabelle 5 dargestellt.

Tabelle 5 Pilotbohrschablone PK vs. RS

	PK	RS	p-Wert	Signifikanz
Winkel	4,4°	5,1°	0,9919	
Apikal Basis	0,28 mm	0,27 mm	0,5458	
Apikal Spitze	0,23 mm	0,23 mm	0,83	
Distal Basis	0,54 mm	0,03 mm	< 0,0001	*
Distal Spitze	0,37 mm	0,66 mm	0,1573	
Vestibulär Basis	0,13 mm	0,2 mm	0,9266	
Vestibulär Spitze	0,45 mm	0,33 mm	0,1449	
3D Basis	0,67 mm	0,51 mm	0,0613	
3D Spitze	0,69 mm	0,85 mm	0,2717	
Zeit	1,93 Min (116 s)	3,95 Min (237 s)	< 0,0001	*

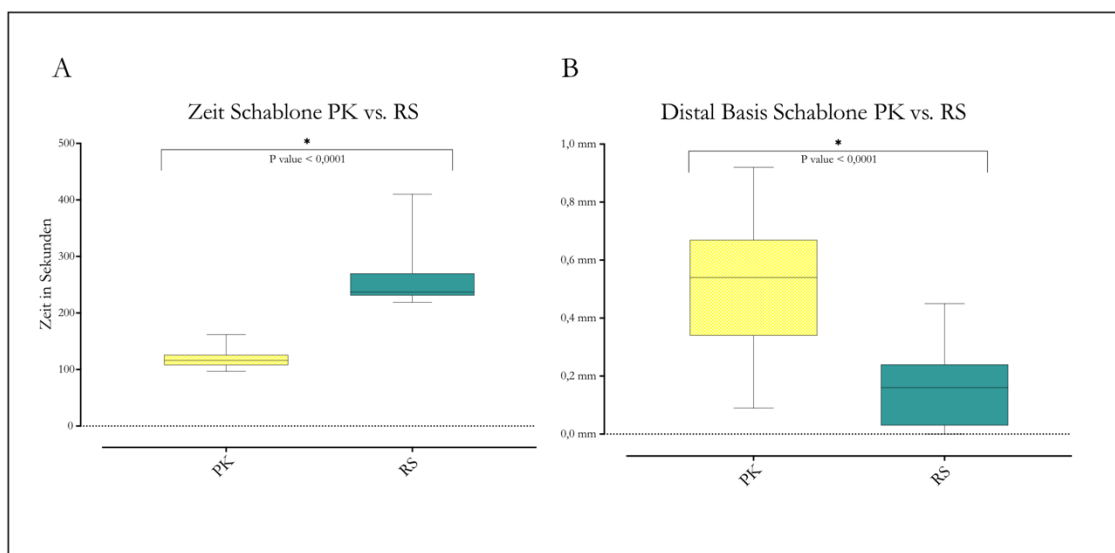


Abbildung 21 Behandlervergleich Pilotbohrschablone. A Vergleich der benötigten Zeit zwischen den Behandlern bei Verwendung der Pilotbohrschablone. B *Mesio-distale* Verschiebung der Implantatbasis im Vergleich beider Behandler bei Nutzung der Pilotbohrschablone. Jeweils dargestellt sind das Verteilungsspektrum der einzelnen räumlichen Abweichungen in Millimetern und ihr entsprechender Medianwert, A n = 30 (15/15); B n = 30 (15/15).

3.2.3 Vergleich Navigationssystem gegen Schablone innerhalb der Behandler

3.2.3.1 PK

In der Angulation konnte PK signifikant genauer mit dem Navigationssystem implantieren ($p = 0,0337$). Bei Verwendung der CAD/CAM Schablone gab es eine Differenz von $4,4^\circ$ zur Planung. Die Echtzeitnavigation wich $2,6^\circ$ ab (Abbildung 22 A).

Hinsichtlich der Zeit war PK signifikant schneller mit der Schablone ($p < 0,0001$). Die benötigte Zeit mittels Schablone lag im Median bei 1,93 Minuten (116 s). Bei Nutzung der Navigation 4,81 Minuten (289 s) (Abbildung 22 B).

Die *apiko-koronale* Genauigkeit der Implantatbasis war mittels Pilotbohrschablone genauer. Das Ergebnis war signifikant und zeigte eine Abweichung von 0,28 mm für die Schablone und 0,45 mm für das Navigationssystem ($p = 0,0179$) (Abbildung 22 C).

An der Implantatspitze war die Schablone hinsichtlich der Bohrtiefe signifikant genauer, als das Navigationssystem ($p = 0,0115$). Die Schablone zeigte in der *apiko-koronalen* Dimension 0,22 mm und das Navigationssystem 0,44 mm Abweichung (Abbildung 22 D).

In der *oro-vestibulären* Differenz an der Implantatbasis war PK mittels Schablone signifikant genauer ($p = 0,0439$). Die Abweichung mittels Schablone lag bei 0,13 mm und mittels Navigationssystem bei 0,67 mm (Abbildung 22 E).

Die *oro-vestibuläre* Abweichung der Spitze von der Planung war zwischen den Systemen bei PK nicht signifikant unterschiedlich ($p = 0,2365$). Mit der Schablone gab es mediane

Abweichungen von 0,45 mm. Die Differenz beim Navigationssystem war im Median 0,69 mm.

PK erzielte mit dem Navigationssystem signifikant genauere Implantationen in Bezug auf den *mesio-distalen* Versatz der Implantatbasis ($p = 0,0278$). In der Echtzeitnavigation ergab sich ein Versatz von median 0,34 mm und mit der Bohrschablone 0,54 mm (Abbildung 22 F).

Die Implantatspitze wurde in der *mesio-distalen* Dimension nicht signifikant besser mit einem der beiden Systeme gesetzt ($p = 0,1509$). Abweichungen von 0,37 mm bei der Schablone stehen 0,43 mm bei der Echtzeitnavigation entgegen.

Hinsichtlich des 3D-Versatzes der Implantatbasis implantierte PK nicht signifikant genauer mit einem der Systeme ($p = 0,0724$). Die Schablone hatte im Median 0,67 mm 3D-Versatz, das Navigationssystem 0,87 mm.

Der 3D-Versatz der Implantatspitze war weder mit dem Navigationssystem, noch mit der Pilotbohrschablone signifikant genauer ($p = 0,0913$). Die Pilotbohrschablone hatte im Median 0,69 mm Abweichung, das Navigationssystem 1,11 mm.

Die einzelnen Parameter sind der Übersicht halber in Tabelle 6 dargestellt.

Tabelle 6 PK Navigationssystem vs. Schablone

	Navigation	Schablone	p-Wert	Signifikanz
Winkel	2,6°	4,4°	0,0337	*
Apikal Basis	0,45 mm	0,28 mm	0,0179	*
Apikal Spitze	0,44 mm	0,22 mm	0,0115	*
Distal Basis	0,34 mm	0,54 mm	0,0278	*
Distal Spitze	0,43 mm	0,37 mm	0,1509	
Vestibulär Basis	0,67 mm	0,13 mm	0,0439	*
Vestibulär Spitze	0,69 mm	0,45 mm	0,2365	
3D Basis	0,87 mm	0,67 mm	0,0724	
3D Spitze	1,11 mm	0,69 mm	0,0913	
Zeit	4,81 Min (288 s)	1,93 Min (116 s)	< 0,0001	*

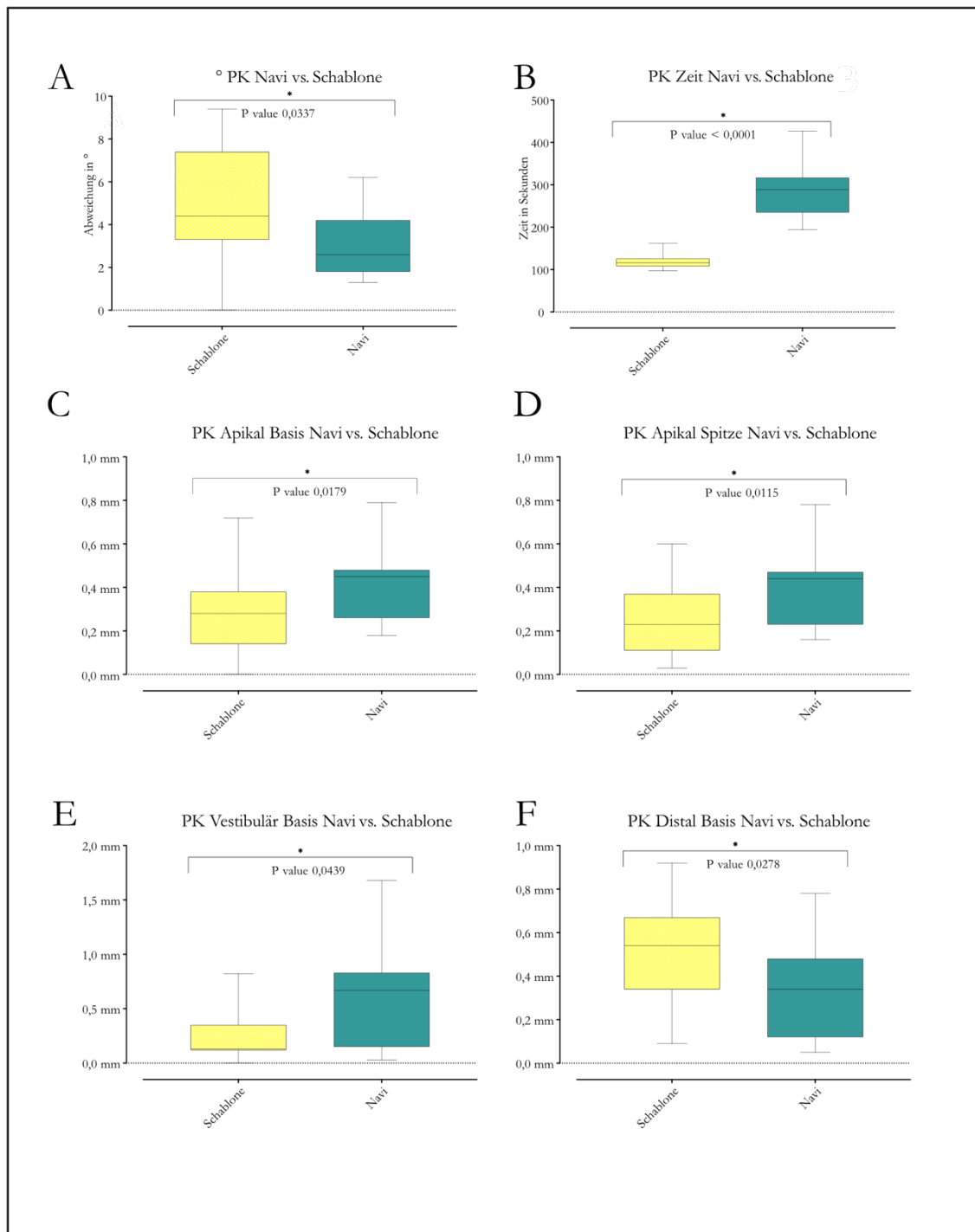


Abbildung 22 PK Pilotbohrschablone vs. Navigation. A-G Signifikante Unterschiede bei PK zwischen der Verwendung der Pilotbohrschablone und der intraoralen Echtzeitnavigation. Jeweils dargestellt sind das Verteilungsspektrum der einzelnen räumlichen Abweichungen in Millimetern und ihr entsprechender Medianwert, A-F n = 30 (15/15).

3.2.3.2 RS

Hinsichtlich der Angulation konnte RS von der Nutzung der Navigation signifikant profitieren ($p = 0,0355$). Die Echtzeitnavigation wich 3° ab. Bei Verwendung der Bohrschablone gab es eine Differenz von $5,1^\circ$ zur Planung (Abbildung 23 A).

Die Implantationsdauer unterschied sich bei RS nicht signifikant ($p = 0,0996$). Die benötigte Zeit mittels Schablone lag im Median bei 3,95 Minuten (237 s). Bei Nutzung der Navigation 4,41 Minuten (265 s).

In *apiko-koronaler* Richtung konnte RS bei Betrachtung der Implantatbasis signifikant genauer mit der Schablone implantieren ($p = 0,0488$). Im Median zeigten die Implantationen mittels Pilotbohrschablone 0,27 mm Abweichung von der Planung. Die echtzeitnavigierten 0,4 mm (Abbildung 23 C).

In *apiko-koronaler* Richtung konnte RS bei Betrachtung der Implantatspitze signifikant genauer mit der Schablone implantieren ($p = 0,014$). Im Median zeigten die Implantationen mittels Pilotbohrschablone 0,23 mm Abweichung von der Planung. Die echtzeitnavigierten 0,39 mm (Abbildung 23 D).

In *oro-vestibulärer* Dimension war RS bei Betrachtung der Implantatbasis mittels Schablone nicht signifikant genauer ($p = 0,0794$). Die Abweichung mittels Schablone lag bei 0,2 mm. Die Differenz zur Planung mittels Navigationssystem lag bei 0,36 mm.

Es gab keine signifikanten Differenzen an der Implantatspitze zwischen Navigationssystem und Schablone in *oro-vestibulärer* Richtung ($p = 0,0795$). Bei der Bohrschablone ergaben sich Abweichungen von 0,33 mm. Die Differenz beim Navigationssystem war im Median 0,55 mm.

Die von RS gesetzten Implantate waren an der Basis in *mesio-distaler* Richtung nicht signifikant unterschiedlich ($p = 0,0993$). In der Echtzeitnavigation ergab sich ein Versatz von median 0,27 mm und mit der Bohrschablone 0,16 mm.

Der Versatz der Implantatspitze konnte in *mesio-distaler* Dimension nicht signifikant besser mit einem System gesetzt werden ($p = 0,134$). Mittels Schablone waren die medianen Abweichungen bei 0,66 mm. Beim Navigationssystem ergab die Auswertung 0,31 mm.

Hinsichtlich des 3D-Versatzes der Implantatbasis implantierte RS signifikant genauer mit der Schablone ($p = 0,0179$). Die Schablone hatte im Median 0,51 mm 3D-Versatz, das Navigationssystem 0,75 mm (Abbildung 23 B).

Der 3D-Versatz der Implantatspitze war weder mit dem Navigationssystem, noch mit der Pilotbohrschablone signifikant genauer ($p = 0,9429$). Die Pilotbohrschablone hatte im Median 0,85 mm Abweichung, das Navigationssystem 0,87 mm.

Die einzelnen Parameter sind der Übersicht halber in Tabelle 7 dargestellt.

Tabelle 7 RS Navigation vs. Schablone

	Navigation	Schablone	p-Wert	Signifikanz
Winkel	3°	5,1°	0,0355	*
Apikal Basis	0,4 mm	0,27 mm	0,0488	*
Apikal Spitze	0,39 mm	0,23 mm	0,014	*
Distal Basis	0,27 mm	0,16 mm	0,0993	
Distal Spitze	0,31 mm	0,66 mm	0,134	
Vestibulär Basis	0,36 mm	0,2 mm	0,0794	
Vestibulär Spitze	0,55 mm	0,33 mm	0,0795	
3D Basis	0,75 mm	0,51 mm	0,0179	*
3D Spitze	0,87 mm	0,85 mm	0,9429	
Zeit	4,41 Min (265 s)	3,95 Min (237 s)	0,0996	

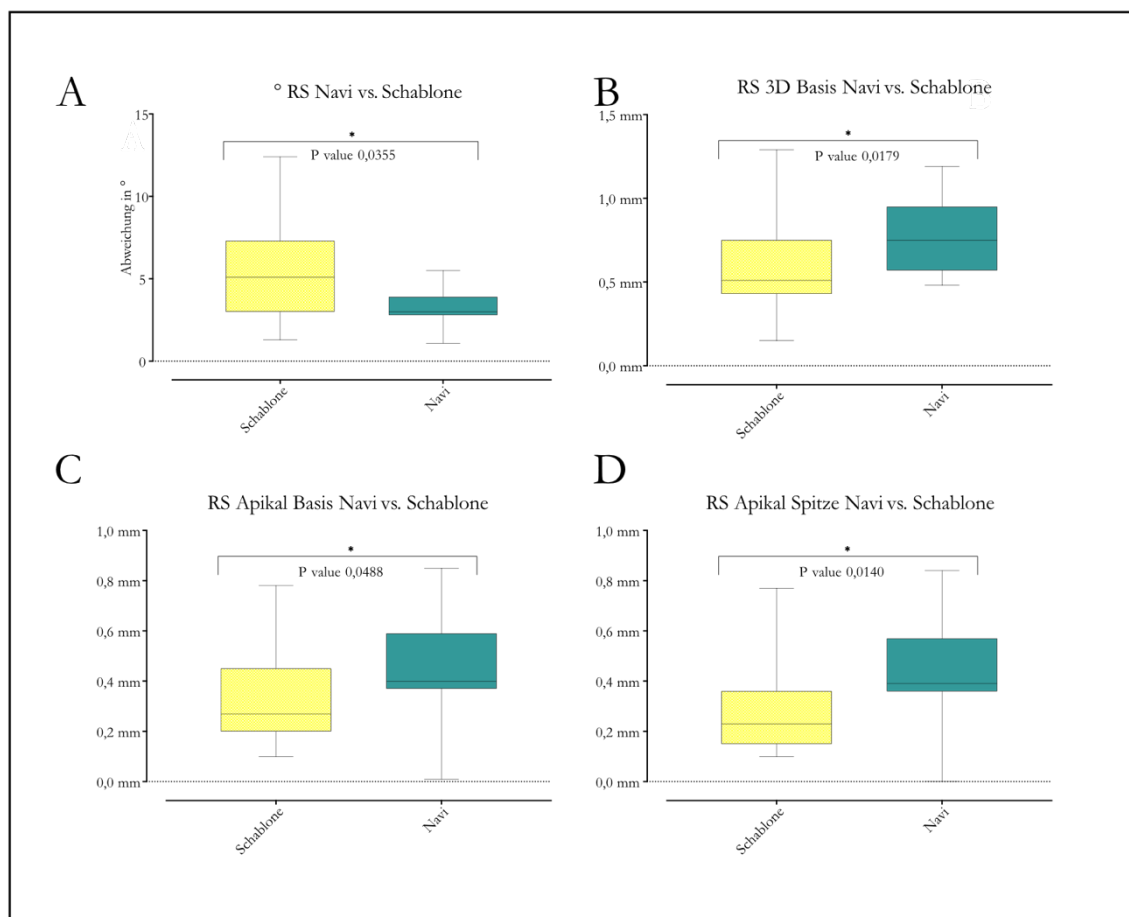


Abbildung 23 RS Pilotbohrschablone vs. Navigation. A-D Signifikante Unterschiede bei RS zwischen der Verwendung der Pilotbohrschablone und der intraoralen Echtzeitnavigation. Jeweils dargestellt sind das Verteilungsspektrum der einzelnen räumlichen Abweichungen in Millimetern und ihr entsprechender Medianwert, A-D n = 30 (15/15).

3.3 Lernkurve beim Navigationssystem innerhalb des Versuchs

Die Implantationen wurden in jedem Versuch der Reihe nach durchgeführt, beginnend an Position 35, folgend 36 und danach 45-47. Im Folgenden soll der zeitliche Ablauf der navigiert gesetzten Implantationen dargestellt werden. Für die Abweichung im Raum wird hier sich hier exemplarisch auf den 3D-Versatz von Implantatbasis und -spitze beschränkt.

3.3.1 Lernkurve Versuchsreihe RS

In der Präzision der Angulation fand eine kontinuierliche Verbesserung zwischen den drei Durchläufen statt, die jedoch statistisch nicht signifikant war ($p = 0,6559$). Versuch 1 hatte im Mittel 4° Abweichung, Versuch 2 $3,08^\circ$ und der letzte Versuch $2,84^\circ$.

Über die Versuchsreihe ist die Zeit, die für das Setzen der Implantate benötigt wurde, konsequent kürzer geworden. Die Verbesserung war signifikant ($p = 0,0085$). Versuch 1 benötigte dabei im Schnitt 8,46 Minuten (507,8 s), Versuch 2 4,59 Minuten (275,8 s) und Versuch 3 3,97 Minuten (238,6 s).

Der 3D-Versatz der Basis verbesserte sich nicht über die Versuchsreihe. Das Ergebnis der Auswertung war nicht signifikant ($p = 0,9573$). Der erste Versuch zeigte eine Abweichung von 0,714 mm. Der zweite Versuch wies eine Ungenauigkeit von 0,865 mm und der letzte 0,746 mm auf.

In Hinblick auf den 3D-Versatz der Implantatspitze gab es zwischen erstem und letztem Versuch eine Verbesserung von 0,912 mm auf 0,814 mm. Der zweite Versuch war ungenauer, als der erste, mit 1,07 mm. Die Aussage ist statistisch nicht signifikant ($p = 0,521$).

3.3.2 Lernkurve Versuchsreihe PK

Zwischen Beginn und Ende der Versuchsreihe gab es hinsichtlich der Angulation keine Verbesserung. Das Ergebnis ist statistisch nicht signifikant ($p = 0,2593$). Versuch 1 hatte im Mittel eine Abweichung von $2,62^\circ$, Versuch 2 $2,64^\circ$ und der letzte Versuch $3,68^\circ$.

Für die drei PK Versuche konnte keine signifikante positive oder negative Tendenz hinsichtlich der benötigten Zeit festgestellt werden ($p = 0,1821$). Zuerst wurden im Mittel 4,45 Minuten (267,2 s) benötigt. In der zweiten Runde 6 Minuten (360,2 s) und in der letzten Runde 4,05 Minuten (243,2 s).

In Bezug auf den 3D-Versatz der Basis gab es über die Versuchsreihe eine Zunahme der Ungenauigkeit, die jedoch nicht signifikant war ($p = 0,5216$). Der erste Versuch wich 0,786 mm von der geplanten Position ab. Der zweite Versuch wies eine Ungenauigkeit von 0,87 mm und der letzte von 1,09 mm auf.

Die Implantatspitze wurde im 3D-Versatz mit jedem Versuch signifikant ungenauer gesetzt. ($p = 0,0239$). Im ersten Versuch gab es eine Ungenauigkeit von 0,942 mm. Der zweite Versuch war um 0,948 mm von der Planung entfernt und der dritte um 1,376 mm.

4 Diskussion

Das Ziel der Arbeit war es, die Anwendbarkeit der intraoralen Echtzeitnavigation mittels des neuen Systems DENACAM® der Firma mininavident *in vitro* mit der CAD/CAM hergestellten Pilotbohrschablone zu vergleichen.

4.1 Diskussion der angewendeten Verfahren

In der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie und Zahnmedizin ist die radiologische Darstellung anatomisch relevanter Strukturen eminent für eine Befundauswertung und Behandlungsplanung. Im Speziellen in der Implantologie sind die dreidimensionalen Verfahren mittels Dental-CT oder DVT heute standardmäßig in Benutzung. Durch ihre Anwendung kann die Anatomie des Kiefers begutachtet und die Ausrichtung von zu inserierenden Implantaten exakt geplant werden (Benavides et al. 2012; Jabero und Sarment 2006). Für unseren Versuch ist die 3D Bildgebung mittels DVT die Grundlage der Implantatpositionen.

Artefakte durch Zahnersatz, dentale Implantate oder nichtentfernbarrem Körperschmuck, als auch Bewegungen des Patienten bei der Bildaufnahme, können Ungenauigkeiten erzeugen (Li et al. 2018; Schriber et al. 2020; Spin-Neto und Wenzel 2016). Das in den Versuchen benutzte DVT Gerät Pax Zenith 3D (Fa. Vatech) hat eine Auflösung von 0,3 Voxel als kleinste darstellbare Einheit. Die Ungenauigkeit unseres Gerätes liegt bei 0,3 mm. In der Literatur sind für *low-dose* CT und DVT ähnliche Abweichungen beschrieben (Cavalcanti et al. 1998; Hassfeld et al. 1998; Huemmeke et al. 2004). Die Datensatzerstellung ist dementsprechend von klinisch anerkannter und allgemein hoher Präzision.

Die Umsetzung der erhobenen Daten in den Situs mittels Schablone oder Navigationssystem erhöht die spätere Genauigkeit für die geplante prothetische Versorgung, soll die OP-Zeit verkürzen und verringert die Menge an intraoperativen spontanen Entscheidungen (Jabero und Sarment 2006).

Für die Implantate, die mittels Bohrschablone gesetzt werden sollten, wurde der 3D-Datensatz mit einem Gipsmodell überlagert, das zuvor durch konventionelle Alginatabformung gewonnen wurde. Dies diente der Erstellung einer Arbeitsunterlage für den Zahntechniker zum späteren Einpassen der Steco® Bohrhülsen und Finieren bei etwaigen Kanten oder Überschüssen. Rückstellkräfte der Abdruckmasse und das Expansionsverhalten vom Modellgips können Einfluss auf die Genauigkeit der Arbeitsgrundlage nehmen.

Von Jabero und Sarment (2006) gestellte Anforderungen an eine Bohrschablone dienen der möglichst einfachen und genauen Übertragung der Planung in die OP. Die Schablone soll dabei rigide und möglichst durchsichtig sein, um ein exaktes, reproduzierbares Positionieren des Bohrsystems zu ermöglichen. Des Weiteren soll sie zum OP Feld übersichtlichen Zugang gewähren. Die Herstellung der Schablone wird im 3D-Druck-Verfahren mit dem

CONNEX1 OBJET500® (Stratasys GmbH, 77836 Rheinmünster) durchgeführt. Der Hersteller gibt für dieses Gerät bei der Verwendung des benutzten Kunststoffes eine Genauigkeit von 200 Mikrometern an (Stratasys 2018). Der Straumann Pilotbohrer 1 hat einen Außendurchmesser von 2,2 mm. Die von uns verwendeten steco® Hülsen haben einen Innendurchmesser von 2,3 mm und fassen dementsprechend einen Rosenbohrer zur Ankörnung und den ersten Spiralbohrer Pilotbohrer 1 sehr passgenau. Die anschließende Aufbereitung des Implantatbetts mit der Pilotbohrung 2 (ø 2,8 mm) und Spiralbohrer PRO® (ø 3,5 mm) sowie der Feinpräparation mittels Straumann® BL Profilbohrer und BL Gewindeschneider erfolgten frei Hand. Eine Führung erfolgte lediglich durch die vorhandene Pilotbohrung 1. Klinische und In-vitro-Studien verglichen die Genauigkeit von Implantationen in teilbezahnte humane Kiefer oder artifizielle Kiefermodelle mittels Pilotbohrschablone, mit der, von *fully-guided* eingebrachten (Schulz et al. 2019; Younes Faris et al. 2018). Im Mittel zeigten die Ergebnisse für die Pilotbohrschablone signifikant größere Abweichungen für die exakte Angulation. Schulz et al. (2019) erhielten bei Nutzung der Pilotbohrschablone *in vitro* im Mittel Abweichungen in der Angulation von $5,79^\circ \pm 3,29$. Younes Faris et al. (2018) erhoben in einer klinischen Studie mittlere Differenzen in der Angulation von $5,95^\circ \pm 0,87$. Unsere Ergebnisse hinsichtlich der der Angulation, bei Verwendung der Pilotbohrschablone, lassen sich mit im Mittel $5,19^\circ \pm 2,87$ schlüssig in die Literatur einordnen. Die Literatur zeigte signifikant präzisere Implantationen mit den *fully-guided* Schablonen. Schulz et al. (2019) führten in einer vergleichenden Studie den Vorteil für den erfahrenen Implantologen an, der bei Verwendung der Pilotbohrschablone noch klinische Anpassungen seiner Bohrungen durchführen kann. Bei zur Planung abweichender Anatomie des Situs, kann so reagiert werden. Die vollgeführte Schablone ist auf eine ideale Verankerung angewiesen, um die geplante Implantatposition exakt zu transferieren. Primäre Passungsungenauigkeiten der Schablone übertragen sich im vollgeführten System zwangsweise auf den Situs. Dies kann zu Komplikationen, wie zum Beispiel iatrogenen Perforationen in *oro-vestibulärer* Dimension bei unzureichender Alveolarkambbreite, führen. Der erfahrene Implantologe kann diese bei Verwendung einer Pilotbohrschablone im günstigsten Fall durch individuelles Anpassen des jeweiligen Präparationsschrittes korrigieren (Younes Faris et al. 2018). Für den ungeübten Kliniker sehen Schulz et al. die *fully-guided* Schablone im Sinne der Gesamtgenauigkeit als zu bevorzugen an (Schulz et al. 2019). Bei der von uns verwendeten Pilotbohrschablone müssen wir von etwaigen Ungenauigkeiten im Vergleich zu einer *fully-guided* Schablone ausgehen. In unserer Klinik ist die Nutzung der Pilotbohrschablone etabliert. Trotz der faktisch geringeren Präzision, bewegt sich das erzielte Ergebnis im klinisch und prothetisch suffizienten Bereich. Zusätzlich ist die Pilotbohrschablone günstiger in der Herstellung, als die *fully-guided* Bohrschablone (Younes F. et al. 2019). Die Datensatzerstellung für die intraorale Echtzeitnavigation erfolgte ebenfalls mittels DVT. Für die spätere Detektion im Eingriff fungiert das DENATRAY® mit dem angebrachten DENAMARK® Erkennungsmarker. Der Marker ist ein mit Lasermarkierungen versehener Keramikblock. Auf der Rückseite dienen zwei Löcher zur

passgenauen Anbringung auf dem DENATRAY®. Studien zur Genauigkeit von Lasergravurtechniken, im Rahmen der Weiterentwicklung des vorliegenden Markers, haben über Präzisionsanalysen das Verfahren und damit die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit des Lasermusters als sehr hochwertig eingestuft (Hemm et al. 2017). Der Marker ist mit thermoplastischem Methacrylat, sogenannte DENABEADS®, rigide auf den Zähnen fixiert. Alternativ können herkömmliche formstabile Abdruckmaterialien verwendet werden, um den Marker im Mund zu positionieren. Die entsprechenden Rückstellkräfte und Verformungen nach initialer Aushärtung können Ungenauigkeiten unterschiedlicher Ausprägung erzeugen. Für das von uns verwendete System sind die DENABEADS® als empfohlenes Material beschrieben (mininavident 2018). Andere Versuche nutzten ebenfalls ein thermoplastisches Unterfütterungsmaterial für die Fixierung des Markers (Chong et al. 2019).

Implantationen, mit vor dem eigentlichen Eingriff enossal eingebrachten Erkennungsmarkern, wurden als sehr genau beschrieben, jedoch auch als zeitintensiv und mitunter die Implantatposition einschränkend (Lopes et al. 2020).

Der Marker soll nach Herstelleranleitung ortsnahe des geplanten Implantates angebracht werden, da sich die Ungenauigkeit mit wachsendem Abstand progredient verhält (mininavident 2018). Schon kleine Fehler bei der Markerererkennung im Rahmen der Datensatzerstellung wirken sich auf die spätere Präzision des Implantats aus. Des Weiteren korrelieren diese ersten Ungenauigkeiten zunehmend mit der Entfernung des Markers von der geplanten Implantatposition, der Voxelgröße des Datensatzes sowie der Implantatlänge (Russig und Schulze 2013). Mit zunehmenden Distanzen vom Marker, dargestellt durch die Positionen 45 und 47, ergab unser Versuch in Hinsicht auf die Angulation signifikante Unterschiede. Implantat 45 zeigte im Median eine Abweichung von 2,5°, Implantat 47 4,45° ($p = 0,0043$). Auch die Distanz 45 zu 46 zeigte zunehmende Ungenauigkeiten mit größerer Entfernung vom Marker mit 3,4° Abweichung an Position 46. Diese konnten mit $p = 0,0974$ allerdings nicht signifikant bewertet werden. Die räumlichen Abweichung an Implantatbasis und -spitze zeigten deutlich geringere Differenzen zwischen *proximalen* und *distalen* Implantatpositionen, am Beispiel 45 und 47. Die Basis hatte einen medianen Unterschied im dreidimensionalen Versatz zwischen den beiden Implantaten von 0,02 mm. Für die Implantatspitze zwischen 45 und 47 0,045 mm ($p = 0,6991$, $p = 0,5887$).

Der Marker wird bei der Datensatzerstellung an einer Position registriert. Unser Marker wurde über den gesamten Versuch nicht in seiner Ausgangsposition verändert. Beim Patienten wird der Marker in der Regel zwischen Planung und Durchführung des Eingriffs entfernt. Zusätzliches Auf- und Absetzen innerhalb des Eingriffs erhöht die Chance einer unpräzisen Position des Markers (Jokstad et al. 2018). Heutzutage haben viele Kliniken und Praxen die Möglichkeit, direkt vor Ort die 3D Röntgenaufnahme durchzuführen. Da die Kosten für die benötigten Geräte hoch sind, können die Bilder aber auch durch externe Radiologen angefertigt werden. Jokstad et al. (2018) kritisiert, dass dort mitunter der optimale

Sitz des Markers nicht gewissenhaft genug kontrolliert werden könnte. Die Autoren sehen die Notwendigkeit in einer konsequent reproduzierbaren Verankerung des Markers.

Markerfreie Systeme könnten in der Zukunft den bisherigen Workflow modifizieren (Panchal et al. 2019). Wang et al. (2014) beschreibt einen In-vitro-Versuch, in dem die Genauigkeit der Bilderkennung für ein System, das ohne Marker auskommt, überprüft werden soll. In der Studie kam es zu einem Bildversatz von 0,71 mm, der laut den Autoren klinisch akzeptabel sei. In dem System von mininavident® kann der Marker im Planungsprozess digital geplant und stereolithographisch umgesetzt werden. Der Vergleich solcher oder gänzlich markerfreien Systeme könnte Teil weiterer Studien sein.

Die Präzision der Implantation wird im Eingriff durch die Visualisierung der Bohrerposition, in Relation zum Datensatz und zur geplanten Implantatposition, dargestellt. Das von uns verwendete System ist dabei neuartig und gänzlich anders, im Vergleich zu den aktuell gebräuchlichen Systemen (Jokstad et al. 2018). Anstatt mehrerer Referenzen bezieht sich die DENACAM® nur auf einen Marker. Die Kamera ist indes nicht extern im Raum montiert, sondern direkt an die Einheit des Winkelstücks angeschlossen. Die Registrierung und Projektion des Markers erfolgt über das binoptische Kamerasystem der DENACAM®. Die Herstellerangaben belaufen sich auf eine Genauigkeit von 0,75 mm im Raum bei einer Distanz von Kamera zu Marker von 60 mm (mininavident 2018). Vergleichende Angaben zur Genauigkeit, isoliert auf das optische System bezogen, sind für andere Navigationssysteme nicht in der Literatur beschrieben. Block et al. (2017b) benennt in dem Zusammenhang eine „Sphäre der Genauigkeit“ von einem Millimeter, die neben den systemeigenen Differenzen im optischen Prozess aber auch die persönlichen Fähigkeiten des Chirurgen sowie die Rigidität des Instruments und die Auflösung des 3D-Datensatzes miteinschließt.

Der Bohrprozess wird durch den Anwender über den Bildschirm des Navigationssystems überprüft. Ein Fadenkreuz demonstriert in der Horizontalen die geplante Position. Zur Vereinfachung ist dies durch einen größeren 2 mm Radius und einen inneren 1 mm Radius dargestellt. Ist der Bohrer sehr nahe der geplanten Position bewegt er sich in einem inneren Kreis von $< 0,5$ mm horizontaler Abweichung um die optimale Stelle für die Insertion. Die Annäherung an den optimalen Winkel geschieht ähnlich. Bei nahezu optimaler Ausrichtung wechselt die Winkelanzeige farblich auf grün. Sie ist dann im Bereich von $< 0,5^\circ$ um den Zielwert in Bezug auf die Planung. Die zu erreichende Tiefe wird an der Seite in Millimetern angegeben. Auch sie hat einen Toleranzbereich mit $\pm 0,5$ mm um die angedachte Position (Abbildung 3).

Die jeweiligen Schwankungen um den geplanten Wert können sich in der Auswertung eines 3D-Versatzes addieren. Die klinische Relevanz, der dann im Submillimeter Bereich liegenden Abweichungen, muss anhand der prothetisch geplanten Situation oder anatomischen Nachbarstrukturen bewertet werden. Eine Nähe zu relevanten Geweben kann simultan über die Übersichtsanzeige kontrolliert werden (Abbildung 3). In der Literatur werden ähnliche

Darstellungsformen beschrieben (Chen et al. 2018; D'Haese et al. 2017; Mandelaris et al. 2018; Stefanelli et al. 2019; Vercruyssen et al. 2014a).

Block et al. (2017b) beschreibt für ein von ihm verwendetes Navigationssystem X-Guide® (X-Nav Technologies®) die zusätzliche Möglichkeit, über ein zweites Fenster die Qualität des *Trackings* zu überprüfen. Stefanelli et al. (2019) nutzte das System CAI® (Navident®), bei dem über ein angelegtes Fenster ein Echtzeit Bild des Behandlers über dem OP-Situs zur Übersicht erscheint. Die grafische Darstellung unseres Systems scheint also geläufig, birgt aber durch die minimale Toleranz um ein optimales Ziel Potential für geringfügige Ungenauigkeiten.

Vor der ersten und zwischen den Bohrungen sind in unserem Fall Registrierungen der Kamera in Bezug auf den Marker notwendig. Dafür wird das Winkelstück mit dem jeweiligen Bohrer in vorgefertigten Fassungen fixiert. Das System beginnt automatisch mit einem Abgleichprozess und erkennt das eingespannte Bohrstück. Die Auswahl zwischen gemessener Beschaffung des Bohrstücks oder im System hinterlegten und durch den Registrierprozess erkannten Bohrer ist möglich. In unserer Versuchsreihe gelang die Zuordnung in allen Fällen komplikationslos. Der extraoralen Registrierung schließt sich eine klinische Kontrolle an anatomischen Strukturen an, um das Ergebnis zu verifizieren. Wir haben uns dafür an der verbliebenen Restbeziehung orientiert. Für jeden Bohrer muss der Prozess der Registrierung wiederholt werden, damit die jeweilige Geometrie und Größe richtig auf den Situs übertragen werden kann.

Durch die Verifizierung der Position des Bohrers an spezifischen klinischen Strukturen und durch die Lagekontrolle anhand der ersten Pilotbohrung als anatomische Referenz, können im Echtzeitnavigationsverfahren grobe Ungenauigkeiten von vornherein minimiert werden (Stefanelli et al. 2019). Fehler im Abgleich zwischen Bohrer- und Patientenposition können zu Ungenauigkeiten im Ergebnis der späteren Implantation führen (Brief et al. 2005). In der Literatur gibt es ähnliche Studiendesigns, die eine Restbeziehung als mögliche Referenz für den Abgleich des Markers in ihren Versuchen einpflanzen (Block et al. 2017b; Brief et al. 2005; Chen et al. 2018). Chen et al. (2018) griffen auf einen dental getragenen Splint zurück, der Referenzmarker integriert hat und vor jeder Bohrung registriert wird. In einer anderen In-vitro-Publikation zur Bewertung des Registrierungsprotokolls, greifen die Autoren auf eine kontinuierliche Referenz durch einen, mittels einer Osteosyntheschraube *mental* verankerten, Erkennungsmarker zurück. Die Genauigkeit der Implantation kann durch diesen kontinuierlichen intraoperativen Abgleich der aktuellen Lage des Bohrsystems zunehmen (Birkfellner et al. 2001). Diese Verankerung ist eine von der Restbeziehung unabhängige Möglichkeit, die Bohrerposition intraoral zu verifizieren. Nach den Ergebnissen von In-vitro-Untersuchungen zu navigierten Osteotomien von Gargallo-Albiol et al. (2019), sei es zwingend notwendig, vor jedem Schritt die Genauigkeit zu überprüfen, um iatrogene Schäden für den Patienten zu vermeiden. Durch die Abgleichung jedes einzelnen Bohrstücks am Registrierblock, haben wir vor den Schritten der Implantataufbereitung, von Ankörnung

bis Spiralbohrer PRO® ø 3,5 mm, die Zuordnung des Navigationssystems zum Datensatz überprüft. Die letzten Schritte der Feinpräparation, bestehend aus Gewindeschneiden und Profildrehung, als auch das eigentliche Inserieren des Implantats, liefen geführt von der finalen Bohrung freihand. Hier ist dementsprechend Raum für Einbußen in der Präzision.

Das Navigationssystem von mininavident® ist neuartig in seiner Konstruktion und Größe im Vergleich zu bekannten Echtzeitnavigationssystemen (Jokstad et al. 2018). Im In-vitro-Versuch gab es durch die Konstitution des Systems nur bedingt Einschränkungen bei der Zugänglichkeit zur geplanten Implantatposition. Die KaVo Dentale Patientensimulationseinheit® begrenzt die Mundöffnung und simuliert die Wangenweichteile. Die einschränkenden Gegebenheiten am echten Patienten können gravierender sein. In einem Review von Gargallo-Albiol et al. (2019) ist herausgearbeitet, dass die meisten der bisher beschriebenen Arbeiten zu dentaler Echtzeitnavigation sich aus In-vitro-Studien zusammensetzen. *In vivo* sind anatomische Hindernisse, wie Zunge, Wange und Mundöffnung Faktoren, die in eine Bewertungen der Praktikabilität des Echtzeitnavigationssystems einfließen sollten. Auch Blutungen, Speichel und die Knochenqualität entfallen im Modellversuch (Chen et al. 2018). Weitere Konflikte für die exakte navigierte Ausführung können durch längere Phasen zwischen Planung und Operation entstehen. In einer klinischen Studie von Block et al. (2017a) wichen die Autoren intraoperativ auf die Freihand Methode zurück, nachdem die Erkennungsmarker durch neue zahnärztliche Restaurationen oder geänderte Befunde nicht mehr korrekt passten. Nach Tahmaseb et al. (2014) sind die in klinischen Studien festgestellten Abweichungen insgesamt deutlich höher, als in In-vitro-Versuchen.

Jorba-Garcia et al. (2019) führten ihre navigierten Implantationen wie wir an präklinischen Simulationsmodellen mit begrenzter Mundöffnung und Gesichtsmasken durch. Die so eingeschränkte Mundöffnung, die schwierigere Zugänglichkeit durch die künstlichen Weichteile und die festgelegte Position des Modells seien einer klinischen Situation sehr ähnlich. Somogyi-Ganss et al. (2015) nutzte eine Gingivamaske, um die vorherige Schnittführung und Lappenpräparation mit in den Versuch einzuarbeiten. Damit die realen Knochenbedingungen besser simuliert werden können, empfiehlt Kang et al. (2014), auf Tier- oder Leichenmodelle auszuweichen. Gleichzeitig mahnt er die etwaigen Artefakte durch vorhandene Zahnersatzmaterialien und eine inkonstante Knochenqualität an.

In einem systematischen Review zur klinischen Anwendbarkeit von im CAD Verfahren gefertigten, statischen Schablonen in der Implantologie wurden in 36,4% der publizierten Fallberichte Komplikationen angemerkt (Tahmaseb et al. 2014). Diese umfassten unter anderem Brüche oder eine schlechte Passung der Schablonen, Planänderungen aufgrund von geringer Primärstabilität der Implantate sowie notwendige Augmentationen bei ossären Defiziten. Ein Review von Moraschini et al. (2015) beschrieb für die untersuchten Studien ähnliche Vorkommnisse. Schwierigkeiten in der klinischen Anwendung scheint es

dementsprechend auch im herkömmlichen statischen Verfahren mittels Bohrschablone zu geben.

Die Literatur beschreibt eine Lernkurve bei Verwendung von Navigationssystemen in der dentalen Implantologie. Dementsprechend sei ein gewisses Training für eine erfolgreiche Nutzung des Systems unerlässlich (Block et al. 2017b; Gargallo-Albiol et al. 2019; Lopes et al. 2020; Sun et al. 2019; Wu et al. 2019a). Des Weiteren sei die Frequenz der Nutzung ebenfalls ein positiver Faktor für Präzision und OP-Geschwindigkeit (Sun et al. 2018). Block et al. (2017b) postulierte eine Verbesserung der Genauigkeit nach 20 navigiert gesetzten Implantaten. Sun et al. (2019) beschrieb nach fünf Versuchsreihen von je drei Implantaten ein Plateau in der Lernkurve. Bei Stefanelli et al. (2019) waren unter 231 *in vivo* gesetzten Implantaten die letzten 50 genauer als die ersten 50. Das Implantieren mit der Echtzeitnavigation scheint also eine gewisse Gewöhnungszeit zu erfordern. Die Arbeit fast vollständig über den Bildschirm, anstatt über direkte visuelle Kontrolle des Situs, ist für den Operateur neu. Da der Behandler durchweg Feedback über die erzielte Genauigkeit bekommt, können ferner, zum Beispiel durch kontinuierliches Anpassen der Angulation, trichterförmige Osteotomien entstehen, die mitunter die Primärstabilität des Implantates negativ beeinträchtigen (Somogyi-Ganss et al. 2015). In unserem Versuch wurden die Implantate immer nach der gleichen Reihenfolge gesetzt. Begonnen wurde mit Implantat 35, folgend Position 36. Anschließend von 45 kontinuierlich nach dorsal bis zu 47. Pro Behandler wurden insgesamt 15 Implantate in drei Unterkiefermodelle mit dem Navigationssystem gesetzt. Dabei wurde der Einfluss auf die Implantation durch die gewonnene Erfahrung pro ganzem Kiefer untersucht. Ein Vergleich jedes Implantates einzeln könnte mitunter durch Abweichungen aufgrund der unterschiedlichen Positionen zu Verzerrungen einer Lernkurve führen. Unsere Versuchsreihe RS konnte in der Angulation und in der benötigten Zeit kontinuierlich Fortschritte machen. Davon war die Lernkurve des Zeitaufwandes signifikant. Im 3D-Versatz gab es keine positive Tendenz durch die gesammelte Erfahrung. In der Versuchsreihe PK kam es sogar in Bezug auf die Implantat Spitze zu einem signifikant ungenaueren Setzen mit der Zeit. Eine Lernkurve, wie sie in der Literatur beschrieben ist, kann in unserem Fall nur in Teilen beschrieben werden. Vom klinischen Eindruck gelang das Nutzen des Systems mit steigender Fallzahl besser, sodass ein längerer Untersuchungszeitraum zu anderen Lernkurven führen könnte.

In unserer Versuchsreihe wurden die Implantate zu gleichen Teilen von zwei Behandlern mit unterschiedlicher implantologischer Erfahrung gesetzt. RS ist dabei repräsentiert durch einen Zahnarzt in Weiterbildung zum Oralchirurgen mit dreijähriger klinischer Erfahrung. RS hat zum Versuchszeitpunkt keine Implantationen durchgeführt. Die Versuchsreihe PK wurde von einem Facharzt für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie mit mehrjähriger implantologischer Erfahrung gesetzt. In der Literatur ist der Einfluss der Erfahrung auf die Durchführung von Implantationen mittels Echtzeitnavigation untersucht worden. Sun et al. (2019) untersuchten das Setzen von jeweils 30 Implantaten *in vitro* durch fünf Studenten oder Zahnärzte ohne implantologische Erfahrung. Die Ergebnisse zeigten keinen Einfluss der

Erfahrung auf ein genaues Implantieren. Eine lange OP-Zeit wurde in Verbindung mit der geringen Routine gesetzt. In einer weiteren randomisierten In-vitro-Studie wurde ähnlich unserem Versuch, zwischen einem erfahrenen und einem unerfahrenen Behandler verglichen (Jorba-Garcia et al. 2019). Es wurden jeweils 18 Implantate in Unterkiefer aus Kunststoff gesetzt. Unterschieden wurde hier zusätzlich das Implantieren mittels Navigationssystem und frei Hand. Bei beiden Behandlern zeigte sich das navigierte Inserieren der Implantate als genauer im Vergleich zur Freihandmethode. Der Unerfahrene konnte sich in mehreren Variablen signifikant verbessern. Der Behandler mit mehr Erfahrung optimierte seine Genauigkeit nur bei der Angulation. Beim Vergleich der beiden navigierten Ergebnisse dieses Versuchs zeigten sich dennoch Unterschiede in der Erfahrung. Die Autoren fanden das System insbesondere für unerfahrene Implantologen nützlich (Jorba-Garcia et al. 2019). Golob Deeb et al. (2019) befand das Verwenden der Echtzeitnavigation als probates Mittel für die Ausbildung in der dentalen Implantologie. Zudem assoziierte er einen Zusammenhang zwischen der Vorerfahrung im Bereich von Computer- oder Videospiele mit besseren Ergebnissen bei Verwendung der Navigation. In unserer Versuchsreihe konnten beide Behandler die Implantate ohne immense Abweichungen setzen. Diese hätten keine klinisch-prothetische Konsequenz gehabt, wenn man eine gewisse Toleranz zuvor eingeplant hatte. Wenn auch nicht statistisch signifikant, konnte ein leicht besseres Ergebnis bei der Angulation für PK erreicht werden. Mediane $2,9^\circ$ stehen $3,3^\circ$ Abweichung entgegen. In der Horizontalen ist die errechnete mediane Abweichung an der Basis bei PK 0,74 mm. Bei RS 0,45 mm. An der Spitze bei PK 0,81 mm und bei RS 0,63 mm. Beim Benutzen der Echtzeitnavigation waren die Behandler ähnlich schnell. Unabhängig vom Behandler war die Zeit für die navigiert gesetzten Implantate signifikant länger, als bei der Implantation mittels Bohrschablone. Die Dauer lag pro Implantat bei 4,66 Minuten (280s, $p < 0,0001$). Im Median implantierte RS mit dem Navigationssystem in 4,41 Minuten und PK in 4,8 Minuten. Im Vergleich dazu war der erfahrene Behandler PK bei der Schablonenimplantation signifikant schneller ($p < 0,0001$). PK benötigte median nur 1,93 Minuten, RS 3,95 Minuten. Jeden Behandler für sich betrachtet, profitierte PK insbesondere in der Angulation und in der Eintrittsposition der Bohrung in *mesio-distaler* Richtung von der Nutzung des Navigationssystems. Er benötigte dafür im Vergleich zur Schablone mehr Zeit für den Eingriff. Bei RS unterschieden sich die Zeiten nicht so deutlich, egal welches System genutzt wurde. Unser unerfahrener Behandler profitierte insbesondere in der Angulation und bei der *mesio-distalen* Genauigkeit an der Spitze. Die Verbesserung in der Achsneigung der Implantate durch das Verwenden eines Echtzeitnavigationssystems, die auch Jorba-Garcia et al. (2019) beschrieb, konnten wir in unseren Versuchsergebnissen dementsprechend nachweisen. Dabei profitierten beide Behandler, ungeachtet der Erfahrung, vom System. Die Auswirkungen auf die endgültige Position des Implantats in der Horizontalen waren dagegen nur geringfügig unterschiedlich zwischen den beiden Arten des Implantierens. Wie bei Sun et al. (2019), konnte der unerfahrene Behandler in unserem Versuch generell adäquate

Ergebnisse in der Genauigkeit erzielen, wenn er mit statischen oder dynamischen Hilfssystemen implantierte.

4.2 Auswertungsmethodik

Um die genaue postoperative Lage der Implantate zu bestimmen, wird eine 3D Bildgebung benötigt. Diese wurde, wie für die Planungsdatei, mittels DVT erstellt. Die DVT eigenen Ungenauigkeiten wurden bereits zuvor beschrieben und können Einfluss auf die Auswertung haben.

Die Studie verlief *in vitro*, weshalb eine Beurteilung der Röntgenbelastung für unsere Probekiefer irrelevant ist. Das DVT hat eine geringere Strahlenbelastung für den Patienten, als ein CT für das gleiche Volumen (Cohnen et al. 2002; Mozzo et al. 1998). Studien zum Vergleich von verschiedenen in der Zahnmedizin angewandten Röntgenverfahren gaben eine effektive Strahlendosis für DVT Einheiten von 61-134 μSv an (Colceriu-Şimon et al. 2019; Grunheid et al. 2012; Qu et al. 2010; Silva et al. 2008). Das DVT kann zur prä- und postoperativen Auswertung von Behandlungen hinzugezogen werden. Im Vergleich zur Panoramaschichtaufnahme, die zwar nur einen zweidimensionalen Aufschluss über die erreichte Implantatposition gibt, ist die Strahlendosis aber erhöht (Weiss und Read-Fuller 2019). In der Literatur sind verschiedene rechtfertigende Indikationen für ein postoperatives DVT gegeben. Die Beurteilung der Einheilung von Knochentransplantaten, die Planung einer erneuten Implantation nach primärem Misserfolg oder die Diagnostik von postoperativen Traumata können so durchgeführt werden (Bornstein et al. 2014; Harris et al. 2012; Jacobs und Quirynen 2014; Jacobs et al. 2018). Laut einem Review von Jacobs et al. (2018) sind über ein Fünftel der in der aktuellen Literatur beschriebenen Anwendungen von postoperativen DVT Datensätzen zur Evaluierung von Komplikationen nach Eingriffen. Bei fehlenden Symptomen ist die Indikation für eine postoperative 3D Aufnahme nicht gegeben und kann, wenn nicht vermeidbar, maximal im Rahmen ethisch anerkannter klinischer Studien Anwendung finden (Harris et al. 2012). Für die Auswertung von realen Patientenfällen wäre ein Verfahren ohne erneute Strahlenbelastung anzustreben. Eine Alternative könnte die digitale Abformung mittels 3D Scan und digitalen Abformpfosten, den *Scan bodies*, sein (Cristache und Gurbanescu 2017). Eine Meta-Analyse von Flugge et al. (2018) beschreibt die Literatur zum Vergleich der Genauigkeit von konventioneller gegen digitale Implantatabformungen. Laut den Autoren setzt sich zum hiesigen Zeitpunkt der Großteil der verfügbaren Studien aus In-vitro-Untersuchungen zusammen und weniger klinischer Literatur. Auch Mizumoto und Yilmaz (2018) fordern weitere Evidenz zu Anwendung und Design von *Scan-body*-Systemen für eine adäquate postoperative Abformung und damit möglichen Auswertung der Implantatpositionen. Ein Vergleich zwischen der registrierten Genauigkeit von postoperativen DVT Datensätzen in Gegenüberstellung zur digitalen Abformung *in vitro* könnte in einem ähnlichen Studiendesign wie unserem untersucht werden.

Um die präoperative Planung mit der erreichten Implantatposition vergleichen zu können, werden die Datensätze in dafür geschaffener Software übereinandergelegt. In der Literatur sind diverse Programme beschrieben, die die graphische Darstellung des geplanten Implantats und die tatsächliche Implantatposition visualisieren und Abweichungen quantifizieren (Block et al. 2017b; Derksen et al. 2019; Kauffmann et al. 2018; Tahmaseb et al. 2018). Ein Review mit Meta-Analyse zur Implantation mittels im CAD Verfahren geplanten statischen Bohrschablonen beinhaltete insgesamt fünf Programme zur postoperativen Auswertung. In der Analyse aller in den Studien beschriebenen Zwischenschritten fehlen Angaben zum Einfluss der Evaluationsprogramme auf die ermittelte Genauigkeit der Implantationen (Tahmaseb et al. 2018). In unserem Fall wurde die Quantifizierung der Genauigkeit nach postoperativer 3D-Datensatzerstellung mittels DVT im coDiagnostiX 9® durchgeführt. Nach heutigem Stand (30.03.2019) gibt es nur zwei Veröffentlichungen, die sich mit dem *Treatment Evaluation Tool* im coDiagnostix® auseinandersetzen (Suchterminus auf [https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/:treatment+evaluation+tool AND dental+implants](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/:treatment+evaluation+tool+AND+dental+implants); Derksen et al. (2019); El Kholy et al. (2019)). Derksen et al. (2019) verglichen klinische Fälle mit dem *Treatment Evaluation Tool* nach vorheriger digitaler Abdrucknahme mittels Intraoralscan. Ihre Daten zeigten keinen signifikanten Unterschied zu einer postoperativen 3D Röntgenanalyse. In der Tendenz schien die Methode mittels digitalen Abdruckpfosten ähnlich den Ergebnissen eines postoperativen DVT. Der Datenabgleich gelingt durch grafisches Überlagern der prä- und postoperativen Datensätze. Laut Block et al. (2017b) ist ein eindeutiges Positionieren in dem dort verwendeten Programm möglich, da das gesetzte Implantat sich durch seine Radioopazität klar von der Umgebung abgrenzt. Beim *matching* von Implantat und geplanter Implantatposition konnte in unserem Fall die postoperative Situation frei über der Planung bewegt werden. Dementsprechend sind Ungenauigkeiten in der abschließenden Bewertung durch diese Variabilität möglich. Dies beachtend, werteten in einer Studie zwei voneinander unabhängige Untersucher mit coDiagnostiX® die gesetzten Implantate aus, um etwaige individuelle Positionierungsfehler beim Übereinanderlagern zu minimieren (Derksen et al. 2019). Der Einfluss der Auswertungssoftware auf die Untersuchungsergebnisse ist in der Literatur aktuell wenig beschrieben. Eine ins System integrierte Datenbank bei der Verwendung von digitalen Abformpfosten könnte dies mitunter nivellieren, indem die individuelle Komponente des Ausrichtens durch den Untersucher wegfällt.

4.3 Schablone vs. Navigation

Die Implantatposition ist ausschlaggebend für die Langlebigkeit von implantatgetragenen dentalen Restaurationen (Somogyi-Ganss et al. 2015). Die präzise Ausführung der Planung ist vor allem bei schwieriger Anatomie oder speziellen Indikationen sinnvoll (Jabero und Sarment 2006). Im atrophierten Oberkiefer oder nach *apikaler* Osteolyse, können *augmentative* Verfahren innerhalb des *Sinus maxillaris* notwendig werden, um eine ausreichende knöcherne Grundlage für ein Implantat zu liefern. Um Kosten, die Morbidität des Eingriffes und eine

längere Behandlungsdauer zu vermeiden, gibt es Ansätze, diesen Knochenaufbau zu umgehen. Implantate können schräg anguliert, sogenannt *off axis*, gesetzt werden, um ein Perforieren der Schneiderschen Membran des *Sinus* zu umgehen und dennoch eine suffiziente Osseointegration zu erreichen (Datarkar et al. 2015). Der sensible Unterkiefernerf kann durch eine zu tiefe Implantatbohrung bei Eingriffen in der Mandibula beschädigt werden. In beiden Fällen muss eine hohe Präzision angestrebt werden. Die Literatur beschreibt das Einhalten von Sicherheitsabständen um zu schützende Strukturen als sinnvoll (D'Haese et al. 2012; 2017; Farley et al. 2013; Greenstein und Tarnow 2006; Steinberg und Kelly 2015; Tahmaseb et al. 2018; Yilmaz et al. 2017). Die Autoren berichten von Sicherheitsabständen von 2-4 mm bei statischer Navigation. Für oben beschriebene kritische Situationen, enge Zahnlücken, als auch konvergierende Wurzelanatomien der Nachbarzähne, kann die Verwendung eines Echtzeitnavigationssystems vorteilhaft sein (Jorba-Garcia et al. 2019). Auch bei schmalen Platzangebot, wie in der Unterkieferfront, wo Schablonen mitunter nicht grazil genug gestaltet werden können, hat das Navigationssystem Vorteile (Panchal et al. 2019). In Anbetracht des auch beim Navigationssystem beschriebenen Genauigkeitsradius um die geplante Position, erscheint ein Sicherheitsabstand zu relevanten Strukturen von 1-2 mm ratsam (Block et al. 2017b; Jorba-Garcia et al. 2019). Unsere Zahlen ergaben bei Verwendung des Navigationssystems eine mediane Abweichung von 3° in der Angulation, 0,845 mm im 3D-Versatz der Implantatbasis und 0,995 mm an der Implantatspitze. In der Vertikalen wich die Basis 0,45 mm ab und die Position der Spitze um 0,43 mm. Nur auf die Horizontale betrachtet, zeigten sich an der Implantatbasis im Median in *mesio-distaler* 0,31 mm und *oro-vestibulärer* Distanz 0,42 mm Versatz. An der Implantatspitze wichen die Implantate im Median um 0,43 in *mesio-distaler* und 0,61 mm in *oro-vestibulärer* Richtung ab. Die rechnerische Ermittlung ergibt eine mediane horizontale Abweichung an der Spitze von 0,75 mm und 0,52 mm an der Basis. Anhand der von uns erhobenen Daten ist dementsprechend unter Betrachtung der übrigen potentiellen Ungenauigkeiten ein Sicherheitsabstand von zumindest einem Millimeter sinnvoll, um fundamentale Strukturen nicht zu verletzen.

Wie zuvor erörtert, hat die Entfernung der Implantatposition zum Erkennungsmarker einen Einfluss auf die Genauigkeit. Mit zunehmender Distanz werden Ungenauigkeiten größer (Russig und Schulze 2013). Unsere Implantate in der *distalsten* Position 47 waren in der Angulation signifikant schlechter, als die dortigen Implantate, die mittels Bohrschablone gesetzt wurden. Auch der 3D-Versatz im Raum war in der Gruppe der statischen Schablone tendenziell geringer. Nach Herstelleranleitung und der beschriebenen Literatur sowie in Anbetracht unserer Ergebnisse, kann vermutet werden, dass weit vom Marker entfernte Implantate, gerade in Versorgungen mit vielen Implantaten, relevant ungenauer werden können. Zusätzlich zu einem Sicherheitsabstand sollte in weit *distal* zum Marker liegenden Positionen das prothetische Ziel mitbeurteilt werden. Ist eine Sofortversorgung angestrebt, muss mitunter eine größere Toleranz für die *distalen* Implantate eingeplant werden, als für weiter zum Marker liegende.

Wir haben in unserem Projekt die Genauigkeit der Implantation in zahnbegrenzten Lückensituationen, sogenannten Schaltlücken, und an einem Freieinde untersucht. Auffällig war eine signifikante Ungenauigkeit der Bohrschablone in der Schaltlücke in Bezug auf den erreichten Winkel. Diese fiel innerhalb der Bohrschablone im Vergleich zum Freieinde auf ($p = 0,0005$) und auch gegen die Implantationen in der Schaltlücke mittels Navigationssystem ($p < 0,0001$). Diese Beobachtung gab es für das Navigationssystem an sich nicht. Echtzeitnavigiert konnte in beiden Situationen ähnlich gut implantiert werden. Diese Genauigkeit war statistisch allerdings nicht signifikant ($p = 0,3846$). Hinsichtlich des 3D-Versatzes der Basis und Spitze war das Navigationssystem hingegen im Freieinde signifikant ungenauer (p -Basis = $0,0053$, p -Spitze = $0,0308$). Dies ist auf die zuvor beschriebene zunehmende Ungenauigkeit mit wachsender Entfernung zum Marker zurückzuführen.

In der Literatur erzielen Bohrschablonen präzisere Ergebnisse, wenn sie dental gelagert sind, als in Freieindsituationen (Behneke et al. 2012; Schulz et al. 2019; Tahmaseb et al. 2014). In Freieindsituationen kann die Stabilität durch Minischrauben im Knochen erhöht werden (Lin et al. 2020; Widmann und Bale 2006). Unsere Ergebnisse für die Bohrschablone weichen von dem in der Literatur beschriebenen Verhalten bei Freieindsituationen ab. Ein Grund dafür könnte der nähere Abstand der Schablone zum Kieferkamm sein. Da die Schablone am *distalen* Ende am weitesten federt, ist dementsprechend durch die nähere Lage am Knochen die Auslenkung der Bohrspitze bei einer gewissen Verkantung in der Führungshülse geringer.

Mittels dynamischer Echtzeitnavigation kann das Ergebnis der Implantation im Vergleich zur ungeführten frei Hand Implantation verbessert werden (Block und Emery 2016; Block et al. 2017a; Brief et al. 2005; D'Haese et al. 2017; Gargallo-Albiol et al. 2019; Kramer et al. 2005). Auch statische Systeme sind der frei Hand Methode überlegen (Block und Emery 2016; Chen et al. 2018; Scherer et al. 2015).

Die Abweichung eines Implantats kann in allen Ebenen im Raum bewertet werden. Unsere Messmethodik ergab den 3D-Versatz im Raum, die horizontale Ungenauigkeit nach *mesio-distal* und *oro-vestibulär*, die vertikale Positionsverschiebung und die Angulation. Die Differenzen wurden jeweils an der Implantatbasis und an der Spitze gemessen. In der Literatur werden zumeist nur eine horizontale Abweichung und die Angulation beschrieben. Die genaue Unterteilung in die einzelnen Richtungen fehlt oder ist nicht klar definiert. Casap et al. (2004) untersuchte ein bildgeführtes Implantologie System anhand von Messpunktanalysen auf seine Genauigkeit und ermittelte eine mittlere räumliche Verschiebung von $0,35$ mm. Die Wahrscheinlichkeit für Abweichungen über $0,75$ mm lag bei $0,003$ und für Ungenauigkeiten über einen Millimeter bei $0,0001$.

Chiu et al. (2006) führten 80 echtzeitnavigierte Implantationen in Kunststoffkiefer durch. Sie ermittelten eine mittlere horizontale Abweichung der Implantatbasis von $0,43$ mm und eine Ungenauigkeit in der Angulation von 4° . Zwei Drittel ihrer Bohrungen hatten maximale

Abweichungen in der Tiefe von 1,0 mm. Ein Drittel war bis maximal 1,04 mm zu tief durchgeführt und hatte den simulierten Mandibularkanal perforiert.

Kramer et al. (2005) verglichen je 40 Implantate bei navigierter und konventioneller Methode. In der Horizontalen zeigten sich maximale Abweichungen von 0,6 mm beim Navigationssystem. Die Angulation schwankte um maximal 8°. In der geplanten Tiefe variierten die navigiert gesetzten Implantate um maximal 0,4 mm.

Ein Vergleich von zwei Navigationssystemen ergab größere Abweichungen an der Implantat Spitze, als an der Basis (p-Spitze = 0,0023, p-Basis = 0,0001). An der Basis wichen die Systeme 0,37 mm bis 0,65 mm ab, an der Spitze 0,47 mm bis 0,68 mm (Brief et al. 2005). Die Ungenauigkeit in der Tiefe unterschied sich zwischen den Systemen zwischen 0,32 mm und 0,61 mm.

In einer Arbeit von (Stefanelli et al. 2019) wurden 231 Implantate in Patienten zwischen 2015 und 2017 ausgewertet. Es ergaben sich für die Basis 0,4 mm und für die Implantat Spitze 1,0 mm Abweichungen. Die mittlere anguläre Ungenauigkeit lag bei 2,26°.

Unsere Ergebnisse für das Navigationssystem ergaben mediane horizontale Abweichungen von 0,52 mm an der Basis und 0,75 mm an der Spitze. In der vertikalen wich die Basis um 0,45 mm ab und die Spitze um 0,43 mm. Die Präzision im Winkel lag bei 3° (p = 0,0016). In die beschriebenen Ergebnisse der Literatur lässt sich unsere Auswertung schlüssig einordnen. Die Einzelabweichungen von Basis und Spitze nach *vestibulär* und in *apikaler* Richtung waren bei der Bohrschablone statistisch signifikant besser im Vergleich zum Navigationssystem (p – Werte: Basis *oro-vestibulär* 0,0079, Basis *apiko-koronal* 0,003, Spitze *oro-vestibulär* 0,0341, Spitze *apiko-koronal* 0,0006). Auch der 3D-Versatz an der Basis war signifikant genauer (p = 0,0044). Das Navigationssystem war demnach bezogen auf die räumliche Verschiebung nicht präziser, als die Pilotbohrschablone. Es scheint dennoch von adäquater Genauigkeit und exakter, als eine Freihand Implantation zu sein. Bei hohen Anforderungen an eine korrekte Angulierung, scheint das Navigationssystem im Vorteil zu sein. Tahmaseb et al. (2014) ermittelten in ihrer Meta-Analyse von *fully-guided* Bohrschablonen hinsichtlich der horizontalen Abweichung 1,12 mm an der Implantatbasis und 1,39 mm an der Implantat Spitze. Ein Vergleich zum *fully-guided* Schablonensystem könnte weiteren Aufschluss über die klinische Anwendbarkeit geben.

Nach Ewers et al. (2004) war die dynamische Navigation schon damals eine vielversprechende Methode für den klinischen Einsatz. In der Empfehlung zur Anwendung am Patienten sind viele Autoren noch zurückhaltend. Diverse Autoren fordern weitere klinische Untersuchungen, um klare Ergebnisse präsentieren zu können (Block und Emery 2016; Jabero und Sarment 2006; Kang et al. 2014; Kramer et al. 2005; Stefanelli et al. 2019). Jokstad et al. (2018) untersuchten in einer klinischen Studie ein neues optisches Navigationssystem im Vergleich zur herkömmlichen Implantatplanung. Pro angewandte Technik wurden jeweils zehn Patienten ausgewählt. Die Implantationen wurden vornehmlich in Einzelzahnücken durchgeführt. Die Autoren grenzten ihre Empfehlung

insofern ein, dass die untersuchte Stichprobengröße und das Selektieren nach Einzelzahnlücken limitierend für eine generelle Aussage wären. Ferner seien die ergonomischen Ansprüche an das Arbeiten mit dem Navigationssystem größer. In einer klinischen Studie von 1995 bis 2002 untersuchten Ewers et al. (2004) insgesamt 327 Implantate, die navigiert bei 55 Patienten gesetzt wurden. Die Autoren beschrieben keine intraoperativen Komplikationen. Alle Implantationen waren präzise genug, um die geplante prothetische Versorgung durchzuführen. Zudem sei die Navigation insbesondere in der Nähe des sensiblen Unterkiefernerfen sehr hilfreich gewesen. In unserer Untersuchung war der Zeitaufwand für die Echtzeitnavigation signifikant größer, als für die Implantationen mittels Schablone ($p < 0,0001$). Ewers et al. (2004) berichtet von einer Verminderung der Eingriffslänge über den Anwendungszeitraum. Zusätzlich beobachteten sie eine Optimierung im Gesamtablauf. Die Autoren benötigten zu Beginn zwei bis drei Tage für die Arbeitsvorbereitungen. Diese schlossen die Datensatzerstellung, Markerregistrierung, Planung im System, Sterilisation und Einrichtung des Navigationssystems ein. Am Ende ihrer Versuche gelang der gleiche Ablauf optimiert innerhalb eines halben Tages. Eine solcher Zeitraum könnte das Versorgen eines Patienten mit einem Implantat innerhalb eines Praxisaufenthalts möglich machen. Datensatzerstellung, Planung und Operation könnten innerhalb eines Termins ablaufen (Block und Emery 2016; Panchal et al. 2019). Trotz des hohen Patientenkomforts muss bedacht werden, dass in der Regel zwischen Planung und Eingriff Bedenkzeit für die Kosten und Risiken des Eingriffs gewährt werden muss.

5 Zusammenfassung

Nach Zahnverlust gelingt heutzutage die Wiederherstellung des Kauapparates mit Implantaten zunehmend unterstützt durch dreidimensionale Planung und statische oder dynamische Hilfsmittel für den Transfer in die OP. Hierfür verwendete Bohrschablonen oder echtzeitnavigierende Systeme liefern verlässliche, präzise Ergebnisse, um durch die Implantation weder anatomische Strukturen des Patienten zu verletzen, noch das spätere Zahnersatzkonzept zu beeinträchtigen. Unsere Studie vergleicht die Genauigkeiten zwischen Pilotbohrschablonen, die den ersten Teil der Implantatbohrung unterstützen, und echtzeitnavigierter dynamischer Navigation mit dem DENACAM®-System der Firma mininavident. Die DENACAM® ist in ihrer Bauweise handlicher, als herkömmliche Systeme. Zwei Behandler mit unterschiedlicher klinischer Erfahrung haben an zwölf teilbezahnten Unterkiefermodellen aus Kunststoff insgesamt 60 Implantate gesetzt. Die prä- und postoperative Analyse erfolgte dabei durch digitale Volumentomographie. Zur Auswertung wurde das *Treatment Evaluation Tool*, eine in das Implantatplanungsprogramm coDiagnostiX® integrierte Software, genutzt. Im direkten Vergleich erhielten wir bei Nutzung der Bohrschablone signifikant genauere Ergebnisse im Versatz der Implantatbasis und -spitze in den einzelnen räumlichen Ebenen ($p = 0,0079$; $0,003$; $0,0341$; $0,0006$; $0,0044$). Hinsichtlich der Angulation war das Navigationssystem präziser ($p = 0,0016$). Die Differenz im Winkel zur Planung lag bei 3° . Die mediane horizontale Abweichung lag echtzeitnavigiert bei $0,52$ mm an der Basis und $0,75$ mm an der Spitze. Das Navigationssystem implantierte hinsichtlich der Angulation genauer, je näher die Bohrung am Erkennungsmarker des Systems lag ($p = 0,0043$). Die Bohrschablone zeigte diese Tendenz nicht und war den Winkel betrachtet präziser ($p = 0,0022$). Analog zur Literatur profitierten beide Behandler vor allem bei der Angulation des Implantats von der Echtzeitnavigation ($p = 0,0337$; $0,0355$). Über die Versuchsdauer sahen wir lediglich eine subjektive Verbesserung der Implantationsleistung. Für zukünftige In-vivo-Untersuchungen könnte die Auswertung anstatt über ein postoperatives dreidimensionales Röntgenbild strahlenschonender mit digitalen intraoralen Scans durchgeführt werden. Für eine evidenzbasierte Empfehlung zur Anwendung des DENACAM®-Systems *in vivo*, sollten zusätzlich weitere klinische Studien folgen.

6 Literaturverzeichnis

Balaji SS, Bhat V (2019): A Study to Determine the Accuracy of Various Clinical Techniques of Ridge Mapping before Implant Fixture Placement. *J Contemp Dent Pract* 20, 499-503

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

Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An CH, Resnik R, Reardon GT, Feldman SJ, Mah JK, Hatcher D, Kim MJ et al. (2012): Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: the International Congress of Oral Implantologists consensus report. *Implant Dent* 21, 78-86

Besimo C, Lambrecht JT, Nidecker A (1995): Dental implant treatment planning with reformatted computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 24, 264-267

Birkfellner W, Solar P, Gahleitner A, Huber K, Kainberger F, Kettenbach J, Homolka P, Diemling M, Watzek G, Bergmann H (2001): In-vitro assessment of a registration protocol for image guided implant dentistry. *Clin Oral Implants Res* 12, 69-78

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

Block MS, Emery RW, Cullum DR, Sheikh A (2017a): Implant Placement Is More Accurate Using Dynamic Navigation. *J Oral Maxillofac Surg* 75, 1377-1386

Block MS, Emery RW, Lank K, Ryan J (2017b): Implant Placement Accuracy Using Dynamic Navigation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 32, 92-99

Bohne T (1998): Phantom for simulating surgical interventions on bone. *Google Patents* EP 0 822 531 A1

Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R (2014): Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29 Suppl, 55-77

Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G (2005): Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Implants Res* 16, 495-501

Brief J, Hassfeld S, Sonnenfeld U, Persky N, Krempien R, Treiber M, Mühling J (2001): Computer-guided insertion of dental implants—a clinical evaluation. *International Congress Series* 1230, 739-747

Buser D, Sennerby L, de Bruyn H (2017): Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol* 2000 73, 7-21

Casap N, Nadel S, Tarazi E, Weiss EI (2011): Evaluation of a navigation system for dental implantation as a tool to train novice dental practitioners. *J Oral Maxillofac Surg* 69, 2548-2556

Casap N, Wexler A, Persky N, Schneider A, Lustmann J (2004): Navigation surgery for dental implants: assessment of accuracy of the image guided implantology system. *J Oral Maxillofac Surg* 62, 116-119

Cavalcanti MG, Yang J, Ruprecht A, Vannier MW (1998): Validation of spiral computed tomography for dental implants. *Dentomaxillofac Radiol* 27, 329-233

Chen, Buser D (2014): Esthetic outcomes following immediate and early implant placement in the anterior maxilla--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29 Suppl, 186-215

Chen, Yuh DY, Huang RY, Fu E, Tsai CF, Chiang CY (2018): Accuracy of Implant Placement with a Navigation System, a Laboratory Guide, and Freehand Drilling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 33, 1213-1218

Chiu WK, Luk WK, Cheung LK (2006): Three-dimensional accuracy of implant placement in a computer-assisted navigation system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21, 465-470

Chong BS, Dhessi M, Makdissi J (2019): Computer-aided dynamic navigation: a novel method for guided endodontics. *Quintessence Int* 50, 196-202

Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U (2002): Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 12, 634-637

Colceriu-Şimon IM, Băciuş M, Ştiufluic RI, Aghiorghiesei A, Ţărmure V, Lenghel M, Hedeşiu M, Băciuş G (2019): Clinical indications and radiation doses of cone beam computed tomography in orthodontics. *Med Pharm Rep* 92, 346-351

Cristache CM, Gurbanescu S (2017): Accuracy Evaluation of a Stereolithographic Surgical Template for Dental Implant Insertion Using 3D Superimposition Protocol. *Int J Dent* 2017, 4292081

D'Haese J, van de Velde T, Komiyama A, Hultin M, de Bruyn H (2012): Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res* 14, 321-335

D'Haese J, Ackhurst J, Wismeijer D, de Bruyn H, Tahmaseb A (2017): Current state of the art of computer-guided implant surgery. *Periodontol 2000* 73, 121-133

Datarkar A, Kolerman R, Beitlitum I, Manor Y, Lucchina AG, Mortellaro C, Mijiritsky E, Mijiritsky E (2015): Is Off-Axis Tilted Implant a Better Option Than Maxillary Sinus Lift Procedure in Posterior Edentulous Maxilla—A Comparative Study. *Journal of Craniofacial Surgery* 26, 549-550

Derksen W, Wismeijer D, Flügge T, Hassan B, Tahmaseb A (2019): 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

Dietrich CA, Ender A, Baumgartner S, Mehl A (2017): A validation study of reconstructed rapid prototyping models produced by two technologies. *Angle Orthod* 87, 782-787

El Kholy K, Lazarin R, Janner SFM, Faerber K, Buser R, Buser D (2019): Influence of surgical guide support and implant site location on accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. *Clin Oral Implants Res* 30, 1067-1075

Emery RW, Merritt SA, Lank K, Gibbs JD (2016): Accuracy of Dynamic Navigation for Dental Implant Placement-Model-Based Evaluation. *J Oral Implantol* 42, 399-405

Ewers R, Schicho K, Truppe M, Seemann R, Reichwein A, Figl M, Wagner A (2004): Computer-aided navigation in dental implantology: 7 years of clinical experience. *J Oral Maxillofac Surg* 62, 329-334

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

Fitzgerald M, O'Sullivan M, O'Connell B, Houston F (2010): Accuracy of bone mapping and guided flapless implant placement in human cadavers using a model-based planning procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25, 999-1006

Flügge T, van der Meer WJ, Gonzalez BG, Vach K, Wismeijer D, Wang P (2018): The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 29 Suppl 16, 374-392

Fokas G, Vaughn VM, Scarfe WC, Bornstein MM (2018): Accuracy of linear measurements on CBCT images related to presurgical implant treatment planning: A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 29 Suppl 16, 393-415

Fortin T, Coudert JL, Champleboux G, Sautot P, Lavallée S (1995): Computer-assisted dental implant surgery using computed tomography. *J Image Guid Surg* 1, 53-58

Fortin T, Camby E, Alik M, Isidori M, Bouchet H (2013): Panoramic images versus three-dimensional planning software for oral implant planning in atrophied posterior maxillary: a clinical radiological study. *Clin Implant Dent Relat Res* 15, 198-204

Gargallo-Albiol J, Barootchi S, Salomo-Coll O, Wang HL (2019): Advantages and disadvantages of implant navigation surgery. A systematic review. *Ann Anat* 225, 1-10

Gasparini G, Boniello R, Lafori A, de Angelis P, del Deo V, Moro A, Saponaro G, Pelo S (2017): Navigation System Approach in Zygomatic Implant Technique. *J Craniofac Surg* 28, 250-251

Golob Deeb J, Bencharit S, Carrico CK, Lukic M, Hawkins D, Rener-Sitar K, Deeb GR (2019): Exploring training dental implant placement using computer-guided implant navigation system for predoctoral students: A pilot study. *Eur J Dent Educ* 23, 415-423

Greenstein G, Tarnow D (2006): The mental foramen and nerve: clinical and anatomical factors related to dental implant placement: a literature review. *J Periodontol* 77, 1933-1943

Greenstein G, Carpentieri JR, Cavallaro J (2015): Nerve damage related to implant dentistry: incidence, diagnosis, and management. *Compend Contin Educ Dent* 36, 652-659

Grunheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE (2012): Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 141, 436-443

Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D (2006): State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig* 10, 1-7

Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, Bornstein MM, Dawood A, Quirynen M (2012): E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Implants Res* 23, 1243-1253

Hassfeld S, Streib S, Sahl H, Stratmann U, Fehrentz D, Zöller J (1998): Low-dose computerized tomography of the jaw bone in pre-implantation diagnosis. Limits of dose reduction and accuracy of distance measurements. *Mund Kiefer GesichtsChir* 2, 188-193

Hemm S, Böhringer S, Garnier Q, Breitenstein M, Minonzio C, Berlinghoff F, Juergens P, Schkommodau E (2017): Accuracy Investigation of Dual Mode Markers for Navigated Dental Implant Surgery with a new 3d Realtime Navigation System DENACAM. 219-223

Huemmeke S, Vosshans J, Esser E (2004): Navigierte Implantatchirurgie im klinischen Einsatz. *Z Zahnärztl Impl* 20, 80-85

Ibrahim D, Broilo TL, Heitz C, de Oliveira MG, de Oliveira HW, Nobre SM, Dos Santos Filho JH, Silva DN (2009): Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy. *J Craniomaxillofac Surg* 37, 167-173

Jabero M, Sarment DP (2006): Advanced Surgical Guidance Technology: A Review. *Implant Dentistry* 15, 135-142

Jacobs R, Quirynen M (2014): Dental cone beam computed tomography: justification for use in planning oral implant placement. *Periodontol 2000* 66, 203-213

Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM (2018): Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health* 18, 88

Jiang W, Ma L, Zhang B, Fan Y, Qu X, Zhang X, Liao H (2018): Evaluation of the 3D Augmented Reality-Guided Intraoperative Positioning of Dental Implants in Edentulous Mandibular Models. *Int J Oral Maxillofac Implants* 33, 1219-1228

Jokstad A, Winnett B, Fava J, Powell D, Somogyi-Ganss E (2018): Investigational Clinical Trial of a Prototype Optoelectronic Computer-Aided Navigation Device for Dental Implant Surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 33, 679-692

Jorba-Garcia A, Figueiredo R, Gonzalez-Barnadas A, Camps-Font O, Valmaseda-Castellon E (2019): Accuracy and the role of experience in dynamic computer guided dental implant surgery: An in-vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 24, e76-e83

Kang SH, Lee JW, Lim SH, Kim YH, Kim MK (2014): Verification of the usability of a navigation method in dental implant surgery: in vitro comparison with the stereolithographic surgical guide template method. *J Craniomaxillofac Surg* 42, 1530-1535

Katsoulis J, Pazera P, Mericske-Stern R (2009): Prosthetically driven, computer-guided implant planning for the edentulous maxilla: a model study. *Clin Implant Dent Relat Res* 11, 238-245

Kauffmann P, Rau A, Engelke W, Troeltzsch M, Brockmeyer P, Dagmar LS, Cordesmeyer R (2018): Accuracy of Navigation-Guided Dental Implant Placement with Screw Versus Hand Template Fixation in the Edentulous Mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 33, 383-388

Kramer FJ, Baethge C, Swennen G, Rosahl S (2005): Navigated vs. conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement. *Clin Oral Implants Res* 16, 60-68

Li X, Li T, Yorke E, Mageras G, Tang X, Chan M, Xiong W, Reyngold M, Gewanter R, Wu A, et al. (2018): Effects of irregular respiratory motion on the positioning accuracy of moving target with free breathing cone-beam computerized tomography. *Int J Med Phys Clin Eng Radiat Oncol* 7, 173-183

Lin CC, Ishikawa M, Maida T, Cheng HC, Ou KL, Nezu T, Endo K (2020): Stereolithographic Surgical Guide with a Combination of Tooth and Bone Support: Accuracy of Guided Implant Surgery in Distal Extension Situation. *J Clin Med* 9, 709-722

Lopes A, de Araújo Nobre M, Santos D (2020): The Workflow of a New Dynamic Navigation System for the Insertion of Dental Implants in the Rehabilitation of Edentulous Jaws: Report of Two Cases. *J Clin Med* 9, 421-437

Ma L, Jiang W, Zhang B, Qu X, Ning G, Zhang X, Liao H (2019): Augmented reality surgical navigation with accurate CBCT-patient registration for dental implant placement. *Med Biol Eng Comput* 57, 47-57

Mandelaris GA, Stefanelli LV, de Groot BS (2018): Dynamic Navigation for Surgical Implant Placement: Overview of Technology, Key Concepts, and a Case Report. *Compend Contin Educ Dent* 39, 614-621

Miller RJ, Bier J (2006): Surgical navigation in oral implantology. *Implant Dent* 15, 41-47

mininavident (2018): DENACAM System Benutzerhandbuch REF M1000-1001 Version 1.2.

Mizumoto RM, Yilmaz B (2018): Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent* 120, 343-352

Moraschini V, Velloso G, Luz D, Barboza EP (2015): Implant survival rates, marginal bone level changes, and complications in full-mouth rehabilitation with flapless computer-guided surgery: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 44, 892-901

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA (1998): A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 8, 1558-1564

Neugebauer J, Stachulla G, Ritter L, Dreiseidler T, Mischkowski RA, Keeve E, Zöller JE (2010): Computer-aided manufacturing technologies for guided implant placement. *Expert Rev Med Devices* 7, 113-129

Nickenig HJ, Wichmann M, Hamel J, Schlegel KA, Eitner S (2010): 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

Nijmeh AD, Goodger NM, Hawkes D, Edwards PJ, McGurk M (2005): Image-guided navigation in oral and maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg* 43, 294-302

Omami G, Al Yafi F (2019): Should Cone Beam Computed Tomography Be Routinely Obtained in Implant Planning? *Dent Clin North Am* 63, 363-379

Orentlicher G, Abboud M (2011): Guided surgery for implant therapy. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 23, 239-256

Panchal N, Mahmood L, Retana A, Emery R (2019): Dynamic Navigation for Dental Implant Surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 31, 539-547

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

Patel S, Brown J, Pimentel T, Kelly RD, Abella F, Durack C (2019): Cone beam computed tomography in Endodontics - a review of the literature. *Int Endod J* 52, 1138-1152

Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC (2010): Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 110, 770-776

Russig LL, Schulze RK (2013): Effects of minute misregistrations of prefabricated markers for image-guided dental implant surgery: an analytical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 24, 1339-1346

Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Wolff J, Mäkitie A (2013): Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). *J Craniomaxillofac Surg* 41, 603-609

Scherer U, Stoetzer M, Ruecker M, Gellrich NC, von See C (2015): Template-guided vs. non-guided drilling in site preparation of dental implants. *Clin Oral Investig* 19, 1339-1346

Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE (2009): 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

Schneider D, Sancho-Puchades M, Benic GI, Hämmerle CH, Jung RE (2018): A Randomized Controlled Clinical Trial Comparing Conventional and Computer-Assisted Implant Planning and Placement in Partially Edentulous Patients. Part 1: Clinician-Related Outcome Measures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 38, 49-57

Schriber M, Yeung AWK, Suter VGA, Buser D, Leung YY, Bornstein MM (2020): Cone beam computed tomography artefacts around dental implants with different materials influencing the detection of peri-implant bone defects. *Clin Oral Implants Res* 00, 1-12

Schubert O, Schweiger J, Stimmelmayer M, Nold E, Güth JF (2019): Digital implant planning and guided implant surgery - workflow and reliability. *Br Dent J* 226, 101-108

Schulz MC, Hofmann F, Range U, Lauer G, Haim D (2019): Pilot-drill guided vs. full-guided implant insertion in artificial mandibles-a prospective laboratory study in fifth-year dental students. *Int J Implant Dent* 5, 23

Siessegger M, Schneider BT, Mischkowski RA, Lazar F, Krug B, Klesper B, Zöller JE (2001): Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites. *J Craniomaxillofac Surg* 29, 276-281

Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E (2008): Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133, 640.e641-645

Smith DE, Zarb GA (1989): Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 62, 567-572

Somogyi-Ganss E, Holmes HI, Jokstad A (2015): Accuracy of a novel prototype dynamic computer-assisted surgery system. *Clin Oral Implants Res* 26, 882-890

Spin-Neto R, Wenzel A (2016): Patient movement and motion artefacts in cone beam computed tomography of the dentomaxillofacial region: a systematic literature review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 121, 425-433

Stanford CM (1999): Biomechanical and functional behavior of implants. *Adv Dent Res* 13, 88-92

Stefanelli LV, de Groot BS, Lipton DI, Mandelaris GA (2019): Accuracy of a Dynamic Dental Implant Navigation System in a Private Practice. *Int J Oral Maxillofac Implants* 34, 205-213

Steinberg MJ, Kelly PD (2015): Implant-related nerve injuries. *Dent Clin North Am* 59, 357-373

Stratasys (2018): PolyJet Systems and Materials Overview EN A4. <https://www.stratasys.com/de/polyjet-technology>; abgerufen am 16.01.2020

Sun TM, Lee HE, Lan TH (2019): The influence of dental experience on a dental implant navigation system. *BMC Oral Health* 19, 222

Sun TM, Lan TH, Pan CY, Lee HE (2018): Dental implant navigation system guide the surgery future. *Kaohsiung J Med Sci* 34, 56-64

Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W (2014): Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29 Suppl, 25-42

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

Turkyilmaz I, Suarez JC (2009): An alternative method for flapless implant placement and an immediate provisional crown: a case report. *J Contemp Dent Pract* 10, 89-95

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

Vercruyssen M, Fortin T, Widmann G, Jacobs R, Quirynen M (2014a): Different techniques of static/dynamic guided implant surgery: modalities and indications. *Periodontol 2000* 66, 214-227

Vercruyssen M, Cox C, Coucke W, Naert I, Jacobs R, Quirynen M (2014b): 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

Verstreken K, van Cleynenbreugel J, Martens K, Marchal G, van Steenberghe D, Suetens P (1998): An image-guided planning system for endosseous oral implants. *IEEE Trans Med Imaging* 17, 842-852

Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W, Zauza K, Klug C, Schicho K, Kainberger F, Czerny C, Bergmann H, Ewers R (2003): Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy. *Clin Oral Implants Res* 14, 340-348

Wang J, Suenaga H, Hoshi K, Yang L, Kobayashi E, Sakuma I, Liao H (2014): Augmented reality navigation with automatic marker-free image registration using 3-D image overlay for dental surgery. *IEEE Trans Biomed Eng* 61, 1295-1304

Weiss R, Read-Fuller A (2019): Cone Beam Computed Tomography in Oral and Maxillofacial Surgery: An Evidence-Based Review. *Dent J (Basel)* 7, 52-75

White SC, Pharoah MJ (2008): The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dent Clin North Am* 52, 689-705

Widmann G, Bale RJ (2006): Accuracy in computer-aided implant surgery--a review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21, 305-313

Wittneben JG, Wismeijer D, Brägger U, Joda T, Abou-Ayash S (2018): Patient-reported outcome measures focusing on aesthetics of implant- and tooth-supported fixed dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 29 Suppl 16, 224-240

Wittwer G, Adeyemo WL, Schicho K, Birkfellner W, Enislidis G (2007): Prospective randomized clinical comparison of 2 dental implant navigation systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22, 785-790

Wu Y, Wang F, Huang W, Fan S (2019a): Real-Time Navigation in Zygomatic Implant Placement: Workflow. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 31, 357-367

Wu Y, Wang F, Fan S, Chow JK (2019b): Robotics in Dental Implantology. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 31, 513-518

Yilmaz Z, Ucer C, Scher E, Suzuki J, Renton T (2017): A Survey of the Opinion and Experience of UK Dentists: Part 2: Risk Assessment Strategies and the Management of Iatrogenic Trigeminal Nerve Injuries Related to Dental Implant Surgery. *Implant Dent* 26, 256-262

Younes F, Eghbali A, de Bruyckere T, Cleymaet R, Cosyn J (2019): A randomized controlled trial on the efficiency of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 30, 131-138

Younes F, Cosyn J, de Bruyckere T, Cleymaet R, Bouckaert E, Eghbali A (2018): A randomized controlled study on the accuracy of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. *Journal of Clinical Periodontology* 45, 721-732

Danksagung

Ich danke dem Direktor der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie in der Universitätsmedizin Göttingen Herrn Prof. Dr. Dr. H. Schliephake für die Möglichkeit, diese Arbeit in seiner Klinik anfertigen zu können. Bei Herrn Priv. Doz. Dr. Dr. P. Kauffmann möchte ich mich für die Überlassung des Themas der Arbeit, für die Betreuung und stete Diskussionsbereitschaft bedanken. Herrn Prof. Laskawi gebührt mein Dank für sein Engagement im Rahmen der Ko-Betreuung.

Mein Dank gilt außerdem der Institut Straumann AG® und der Firma mininavident® für die Genehmigung zur Anfertigung und Verwendung von Bildmaterial.