

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

**Abweichung zwischen virtuell geplanter Pilotbohrung und tatsächlicher
Pilotbohrung – *in vitro* Studie zum Vergleich zwischen einem neuen
dynamischen Echtzeitnavigationsgerät und einer statischen vollgeführten
Bohrschablone**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Michael Duré

aus

Augsburg

2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Karin Christine Huth, MME

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Michael Stimmelmayer

PD Dr. Dr. Wenko Smolka

Mitbetreuung durch promovierten Mitarbeiter: Dr. med. dent. Maximilian Kollmuß

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 19.11.2019

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	5
1.1 Hintergrund der dentalen Implantologie	5
1.2 Prävalenz und Ätiologie	5
1.3 Erfolgsraten der Implantationen	6
1.4 Navigierte Chirurgie	7
1.4.1 Navigierte Chirurgie in der Zahnmedizin	7
1.4.2 DVT als Voraussetzung für die navigierte Chirurgie	8
1.4.3 Gründe für die navigierte Chirurgie	8
1.4.4 Navigierte Chirurgie im Rahmen der Ausbildung	11
1.5 Bisherige Implantationsverfahren und deren Abweichungen	12
1.5.1 Freihandimplantation und Orientierungsschablone	12
1.5.2 Geführte zweidimensionale Bohrschablonen	14
1.5.3 Computergestützte statische Systeme	15
1.5.4 Computergestützte dynamische Systeme	18
1.5.5 In dieser Studie verwendete Systeme	21
1.5.5.1 Computergestütztes statisches System NobelGuide	21
1.5.5.2 Computergestütztes dynamisches Navigationssystem Denacam	22
2 Fragestellung und Studienziele	24
3 Material und Methode	25
3.1 Studiendesign	25
3.1.1 Modelle	25
3.1.2 Implantatpositionen und Positionen der Pilotbohrungen	25
3.2 Planung der Pilotbohrungen	27
3.2.1 Befestigung der Marker	27
3.2.2 Überprüfung der DVT-Bildqualität	28
3.2.3 Anfertigung des präoperativen DVTs	29
3.2.4 Virtuelle Planung der Implantatposition für das Denacam-System	31
3.2.5 Virtuelle Planung der Implantatposition für das NobelGuide-System	32
3.3 Operatives Vorgehen	36
3.3.1 Vorgehen bei dem Denacam-System	36
3.3.2 Vorgehen bei den NobelGuide-Bohrschablonen	40
3.4 Auswertung der Bohrungen im Hinblick auf Abweichungen zur Planung	42

3.4.1 Postoperatives DVT der Denacam-Bohrungen	43
3.4.2 Postoperatives DVT der NobelGuide-Bohrungen	44
3.4.3 Überlagerung der DVT-Datensätze.....	44
3.4.4 Messparameter.....	50
3.5 Statistik.....	51
4 Ergebnisse	52
4.1 Deskriptive Analyse der Ergebnisse und statistische Auswertung	52
4.2 Einfluss des Kiefers, der Bohrregion und der Markerposition	54
5 Diskussion	57
6 Zusammenfassung.....	67
7 Literaturverzeichnis	70
8 Abkürzungsverzeichnis	80
9 Abbildungsverzeichnis	81
10 Tabellenverzeichnis.....	84
11 Danksagung.....	85

1 Einleitung

1.1 Hintergrund der dentalen Implantologie

Der Verlust von Zähnen stellt für viele Menschen ein einschneidendes Erlebnis dar. Der Kieferknochen bildet sich zurück, die Nahrungsaufnahme und das Sprechen kann eingeschränkt sein und die Psyche negativ beeinflusst werden (Schwarz *et al.*, 2011). Seit der Entwicklung von dentalen Titanimplantaten Ende der 1950er Jahre ist die Implantologie einer der aktivsten Bereiche in der Zahnmedizin geworden und immer mehr teilbezahnte oder auch zahnlose Patienten wurden damit versorgt (John *et al.*, 2007). Die dentale Implantologie ist ein Verfahren, bei welchem ein verloren gegangener oder fehlender Zahn durch ein Implantat ersetzt wird und welches ein akzeptiertes Verfahren zum Ersatz fehlender Zähne darstellt (Deeb *et al.*, 2017). Anhand von Oral Health Impact Profile-Werten (OHIP-Werten) kann die mund- und gesundheitsbezogene Lebensqualität qualifiziert werden. Studien konnten zeigen, dass sich die OHIP-Werte, vor allem bei jüngeren Patienten, durch Implantationen signifikant steigern lassen (Awad *et al.*, 2003). Gerade Patienten, die konventionelle Prothesen ablehnen oder bei denen eine konventionelle Versorgung aufgrund von anatomischen Gegebenheiten nicht möglich ist, werden durch die Implantate neue Therapiekonzepte ermöglicht (Allen *et al.*, 2002; Aglietta *et al.*, 2009). In Deutschland gibt es keine Notwendigkeit einer spezifischen Qualifikation, um Implantate setzen zu dürfen. Jeder approbierte Zahnarzt darf, sowie er sich selbst die notwendige Kompetenz bescheinigt, Implantate setzen. Aufgrund der steigenden Nachfrage seitens der Patienten und Zahnärzte hat die Industrie unzählige Hilfsmittel und Methoden für das Setzen von Implantaten entwickelt.

1.2 Prävalenz und Ätiologie

Im Zuge des in Deutschland vorherrschenden demographischen Wandels nimmt die Zahl der älteren Patienten vermehrt zu. Durch die Zunahme des alternden Patientenlientels, die steigenden Ansprüche der Patienten an funktionell und ästhetisch optimalem Zahnersatz, ist der praktizierende Zahnarzt oftmals angehalten, sein Therapiekonzept neu zu gestalten. Gemäß der fünften Deutschen Mundgesundheitsstudie (Jordan, 2016) wird in der Gruppe der 65 bis 74-Jährigen pro Patient durchschnittlich von 16,9 fehlenden Zähnen und 12,4% Zahnlosigkeit berichtet.

Das statistische Bundesamt (Statistisches Bundesamt, 2013) beziffert die Zahl der deutschen Bevölkerung im Alter über 65 Jahre mit 16,8 Millionen Menschen. Bei der Hochrechnung der genannten Zahlen würde die Anzahl fehlender Zähne in der Bevölkerung über 65 Jahre 239 Millionen betragen, was ein großes Potential für Implantationen offeriert. Aufgrund des demographischen Wandels dürften die tatsächlichen Zahlen jedoch sogar noch höher ausfallen.

Die exakte Bezifferung der gesetzten Implantate ist de facto nicht möglich. Aufgrund der oftmals notwendigen Lagerhaltung vieler implantologisch tätiger Praxen sowie mangelnder Auskunft der Ärzte und Krankenkassen, sind nur Schätzungen von Herstellern oder Gesellschaften bekannt. Bereits im Jahr 2012 wurden in Europa 4,75 Millionen Implantate pro Jahr bei einer jährlichen Wachstumsrate von 10% gesetzt (iData Research Inc., 2011). Im europäischen Nachbarland Schweiz wird von 90.000 dentalen Implantationen pro Jahr berichtet. Ein sehr großer Markt für dentale Implantate besteht auch in den USA. Im Jahr 2010 wurden dort 1-2 Millionen Implantate gesetzt. Bis zum Jahr 2020 wird in den USA ein Anstieg der jährlichen Implantationen auf 2-4 Millionen prognostiziert (Straumann estimates, 2010). Die American Dental Association spricht sogar im Jahre 2007 von über 2 Millionen gesetzter Implantate (American Dental Association, 2007). Schätzungen zufolge werden in Deutschland jährlich 800.000 Zahnimplantate gesetzt.

1.3 Erfolgsraten der Implantationen

Unabhängig von der genutzten Implantationsmethode ist die Haltbarkeit des Zahnersatzes für den Patienten ein wichtiges Kriterium. Der Langzeiterfolg und die Vermeidung von Komplikationen sind essentiell für die erfolgreiche Einführung einer neuen Technik. Die ersten Untersuchungen bezüglich der Überlebensrate von Zahnimplantaten wurden schon 1977 durchgeführt (Tetsch, 1977). Es wurden über 500 Zahnimplantate während eines Zeitraums von 7 Jahren nach der Implantation beobachtet. Eine heute kaum vorstellbare Zahl von durchschnittlich 40% der Implantate gingen im Beobachtungszeitraum verloren. Doch im Zuge der Entwicklungen im dentalen Markt konnte die Erfolgsrate stetig verbessert werden. Im Jahr 2004 untersuchte eine Studie 463 Patienten mit insgesamt 1209 Implantaten (Knöfler *et al.*, 2004). Die Nachuntersuchung fand durchschnittlich 3,63 Jahre nach der Implantatinsertion statt und zeigte, dass

1104 der 1209 (91%) der Implantate in situ waren. Eine weitere Untersuchung von 440 Patienten mit insgesamt 1022 Implantaten zeigte im Jahr 2010 eine Überlebensrate von 93,4% fünf Jahre nach der Implantation (Brocard *et al.*, 2000). Eine der bedeutendsten Innovationen im dentalen Implantationsmarkt in den vergangenen Jahren stellte das computergestützte Implantationsverfahren ohne Aufklappen der Schleimhaut dar. Dieses Implantationsverfahren wurde im Jahr 2015 in einer systematischen Auswertung untersucht (Moraschini *et al.*, 2015). Die Überlebensrate reichte von 89,2 bis 100% (13 Studien) mit einer durchschnittlichen Erfolgsrate von $92,2 \pm 3,49\%$. In 7 von 373 Fällen konnte eine Fraktur der Bohrschablonen, in 6 von 373 ein schlechter Sitz und in 4 von 2019 Fällen eine Fenestration des Knochens während des Bohrvorgangs beobachtet werden. Es zeigt sich, dass gefolgt von der Entwicklung neuer Implantationsmethoden in den vergangenen Jahrzehnten die Erfolgsrate einer solchen Operation von 60% im Jahr 1977 auf bis zu 92,2% im Jahre 2015 verbessert werden konnte. Die Zahlen der Überlebensraten dentaler Implantate sind durchaus auch kritisch zu betrachten. In den Studien wird meist nicht beschrieben, welches Patienten Klientel an der Studie teilgenommen hat und es bleibt somit kritisch zu hinterfragen, ob diese Werte auch für komplexe Situationen und Risikopatienten ihre Gültigkeit behalten.

1.4 Navigierte Chirurgie

1.4.1 Navigierte Chirurgie in der Zahnmedizin

Die navigierte Chirurgie ist schon seit langem ein fester Bestandteil der medizinischen Chirurgie, besonders in der Neurochirurgie und Orthopädie (Somogyi-Ganss *et al.*, 2015). Bereits Anfang der 90er Jahre wurden verschiedene Typen von Navigationssystemen untersucht. Man unterscheidet im Groben mechanische, elektromagnetische, ultraschallbasierte und optische Navigationssysteme (Hassfeld *et al.*, 1998). Bis heute konnte sich noch kein System im klinischen Alltag der Zahnmedizin durchsetzen, wohingegen in anderen Bereichen der Chirurgie das Verfahren als fester Bestandteil des Behandlungsablaufes angesehen werden kann.

1.4.2 DVT als Voraussetzung für die navigierte Chirurgie

Die dynamische computergestützte Implantation benötigt neben einem Kamera- und Markersystem, eine dreidimensionale Bildgebung. Ende der 90er Jahre wurde ein neues, dreidimensionales Röntgenverfahren für die Zahnmedizin und HNO entwickelt, die sogenannte digitale Volumentopographie. Dabei handelt es sich um eine dreidimensionale überlagerungsfreie Darstellung von Knochen. Je nach Gerät kann das Aufnahmevolumen eingestellt werden (Field of View) und die Strahlenbelastung im Vergleich zu einem fest definierten Field of View gegebenenfalls dadurch reduziert werden, weshalb das DVT im Vergleich zu dem klassischen CT als strahlenreduziertes Verfahren (Ludlow *et al.*, 2008) mit ähnlicher Auflösung (Liang *et al.*, 2010) gilt. Die Strahlenbelastung bei einem DVT wird ein Zehntel niedriger beschrieben als bei einem CT, jedoch zwei bis achtmal so hoch wie die Strahlenbelastung bei einem Orthopantomogramm (Okano *et al.*, 2009). Es ist jedoch bekannt und auch zu bedenken, dass sich die unterschiedlichen auf dem Markt befindenden DVT-Geräte, durch unterschiedliche Einstellungen, Field of Views und Voxelgrößen unterscheiden und damit auch die Genauigkeit der navigierten Chirurgie beeinflussen (Schulze *et al.*, 2011).

1.4.3 Gründe für die navigierte Chirurgie

Als Gründe für die Einführung navigierter Verfahren zur dentalen Implantation gelten, neben den wirtschaftlichen Interessen der dentalen Unternehmen, sicherlich auch die steigende Erwartungshaltung der Patienten an eine schnelle und sichere Behandlung. Als ein großes Ziel der navigierten Chirurgie ist der Schutz anatomisch wichtiger Strukturen sowie die Verbesserung der Genauigkeit anzusehen. Es ist bekannt, dass Abweichungen beim Bohrvorgang oder das Ignorieren anatomischer Strukturen zu einer fehlerhaften Implantatposition führen und somit die Primärstabilität und Osseointegration negativ beeinflussen kann (Mosch, 2006). Des Weiteren findet man in der Literatur Hinweise darauf, dass eine nicht parallele Orientierung des Implantats und des Abutments, beziehungsweise eine nicht axiale Belastung des Implantates den Langzeiterfolg negativ beeinflussen kann (Rieger *et al.*, 1990). Die nicht parallele Orientierung ist der Hauptgrund für nicht axiale Kräfte unter Kaubelastung und kann dadurch das Risiko einer insuffizienten Osseointegration erhöhen (Taylor *et al.*, 2000)

sowie den Langzeiterfolg beeinträchtigen (Arfai *et al.*, 2007). Auch für die Erzielung eines ästhetisch perfekten Ergebnisses wird die navigierte Implantation empfohlen (Simon, 2015; Somogyi-Ganss *et al.*, 2015). Im Rahmen der Literaturrecherche zeigte sich, dass die mechanische Belastung durch nicht axiale Kräfte zu einem postoperativen periimplantären Knochenverlust führen kann (Hobkirk *et al.*, 1998). In Experimenten mit Affen konnte gezeigt werden, dass eine okklusale Überbelastung zu einem Implantatverlust führen kann, selbst wenn der Prozess der Osseointegration schon begonnen hat (Isidor, 1996). Im Zuge der präoperativen prothetischen Versorgung ist die Präzision der vorangegangenen Implantation von großer Bedeutung. Fehlerhaft platzierte Implantate können die Herstellung der nachfolgenden prothetischen Versorgung erschweren (Akca *et al.*, 2002). Schon geringe axiale Abweichungen können im koronalen Bereich zu Abweichungen von mehreren Millimetern im Vergleich zur Planung führen (Stopp, 2008). Gerade, wenn eine präoperativ hergestellte Prothese direkt nach der Implantation verankert werden soll, ist die Verwendung von computergestützten statischen Bohrschablonen notwendig (Block *et al.*, 2016). Planungen auf Grundlage von Gipsmodellen und zweidimensionalen Röntgenbildern sollten durch eine weiterführende Bildgebung unterstützt werden (Jacobs *et al.*, 1999; Bier *et al.*, 2005). Bereits in etwa 20% der Fälle wird präoperativ ein DVT oder CT angefertigt (Luckey, 2007). Die dreidimensionale Bildgebung hat sich in den vergangenen Jahrzehnten in verschiedensten Arbeitsfeldern durchgesetzt. Das speziell für die Zahnmedizin verfügbare DVT, bietet sowohl dem Implantologen als auch den Herstellern dentaler Produkte neue Möglichkeiten und führte zur Entwicklung neuer Implantationsverfahren. Die dreidimensionale Darstellung anatomischer Strukturen im Bereich des Operationsgebietes ermöglicht es, diese bei der Planung berücksichtigen zu können (White *et al.*, 2001; Dreiseidler *et al.*, 2009; Benavides *et al.*, 2012). Auch das verfügbare Knochenangebot oder eine möglicherweise notwendige Knochenaugmentation kann dadurch präoperativ analysiert und gegebenenfalls geplant werden (Luckey *et al.*, 2006; Nickenig *et al.*, 2012; Block *et al.*, 2016). Durch das detaillierte Wissen über das tatsächlich vorhandene Knochenangebot ist es möglich, den Implantationsvorgang ohne die Bildung eines Schleimhautlappens, mit Darstellung des Knochens durchzuführen (Mosch, 2006; Block *et al.*, 2016). Dem Operateur erspart diese Tatsache Zeit, da er die Schleimhaut nur noch stanzen muss. Für den Patienten bedeutet dieses

Vorgehen eine Reduktion von postoperativen Komplikationen und einen lediglich minimalinvasiven Eingriff (Luckey, 2007; Kang *et al.*, 2014; Block *et al.*, 2016). Zudem ist die Vorhersagbarkeit einer erfolgreichen Zahnimplantation nach einer dreidimensionalen Planung signifikant höher einzuschätzen (Jacobs *et al.*, 1999; Benjamin, 2002). Für den Patienten bietet die Anwendung einer navigierten Implantation einige weitere Vorteile (Luckey, 2007). Durch die Planung auf Grundlage der dreidimensionalen Bilder ist es dem Behandler im Vorfeld möglich, das vorhandene Knochenangebot beurteilen zu können und eine notwendige Augmentation absehen zu können. Dadurch kann der Kostenrahmen schon im Vorfeld enger gefasst werden (Hugo, 2010). Auch ist der Behandler in der Lage, minimalinvasiver, präziser und schneller zu operieren, was die operativen Komplikationen minimiert, und postoperative Schmerzen verhindert, womit die Patientenzufriedenheit gesteigert werden kann (Block *et al.*, 2016). Aus den genannten Gründen können Überlegungen, die Genauigkeit des Implantationsvorganges zu verbessern, durchaus nachvollzogen werden. Zudem ist das Arbeitsfeld der zahnärztlichen Implantation in Deutschland für jeden Zahnarzt mit Approbation zugänglich. Es ist keine spezielle und gesonderte Ausbildung notwendig, weshalb es für den Patienten oftmals schwierig ist, einen erfahrenen, von einem unerfahrenen Implantologen zu unterscheiden. Gerade, weil es sich bei der zahnärztlichen Implantation um einen chirurgischen Vorgang handelt, der meist sensible Strukturen tangieren kann, ist das Risiko, verglichen mit der täglichen zahnärztlichen Routine, als bedeutend höher anzusehen. In der Literatur wurde in einem Fallreport sogar von einer tödlichen Komplikation während einer Implantation berichtet (Weibrich *et al.*, 2004). Aufgrund einer starken Varianz der *Arteria sublingualis* wurde diese im Rahmen der Implantation verletzt, wonach eine nicht stillbare Blutung auftrat. Auch eine Reduzierung des intraoperativen Stresses für den Chirurgen und der schnellere Operationsablauf werden als Vorteile navigierter Systeme gesehen (Simon, 2015). Block *et al.*, 2016 haben in einer Studie die Indikationen dynamischer und statischer computergestützter Systeme erarbeitet:

Computergestützte statische Systeme	Computergestützte dynamische Systeme
Zahnloser Kiefer	Eingeschränkte Mundöffnung
Wenn im Rahmen der Operation ein Knochenabtrag zur Platzschaffung für Prothesen erfolgen soll	OP am gleichen Tag wie 3D-Bildgebung
Bei sehr großspannig geplanten Brücken oder implantatgetragenen Prothesen	In schwer zugänglichen und einsehbaren Regionen (7er Region)
Bei der präoperativen Herstellung des Zahnersatzes	Bei sehr schmalen Zahnlücken

Tabelle 1. Indikationen computergestützter statischer und dynamischer Systeme nach Block et al., 2016.

1.4.4 Navigierte Chirurgie im Rahmen der Ausbildung

Nicht nur im direkten Patientenkontakt könnte sich die navigierte Chirurgie bewähren, sondern insbesondere auch im Rahmen der Ausbildung und Schulung von Zahnärzten auf dem Gebiet der Implantologie. Die Ausbildung im Bereich der Zahnmedizin hat sich in den vergangenen Jahren zunehmend verändert. Gab es früher noch intensive Dozent-Student-Erläuterungen, treten heutzutage oftmals computergestützte und virtuelle simulierte Verfahren an deren Stelle (LeBlanc *et al.*, 2004; Widmann *et al.*, 2009; Güth *et al.*, 2010). So können komplexe Situationen geübt werden, Fertigkeiten verbessert und Fehler kritisch reflektiert werden, ohne den Patienten zu gefährden (Casap *et al.*, 2011a). In der Literatur werden 15 bis 125 Trainingsvorgänge angegeben bis die Chirurgen alle Vorteile eines neuen Verfahrens beherrschen (Arora *et al.*, 2015; Koch *et al.*, 2015). Gerade im Hinblick auf die stetig steigenden Implantationszahlen wäre ein computergestütztes Implantationstraining im Rahmen der Ausbildung wünschenswert. Dies gilt insbesondere, als bei der Nutzung einer neuen Technik die Erfahrung des Chirurgen oftmals das Ergebnis beeinflusst und eine Lernkurve feststellbar ist (Block *et al.*, 1990; Lambert *et al.*, 1997; Esposito *et al.*, 1998; Cushen *et al.*, 2013). Im Rahmen der zahnärztlichen Ausbildung gibt es jedoch

an den wenigsten Universitäten Verfahren, um die Planung und Durchführung einer Implantation zu üben (Güth *et al.*, 2010).

1.5 Bisherige Implantationsverfahren und deren Abweichungen

Aktuell gibt es eine Vielzahl an Techniken, um dentale Implantate in den Kieferknochen zu inserieren. Neben der Freihandtechnik gibt es verschiedene Formen von Bohrschablonen und computergestützten dynamischen Implantationssystemen. Im Folgenden soll ein Überblick über die aktuellen Implantationsmethoden gegeben und ihre jeweilige Genauigkeit angesprochen werden.

1.5.1 Freihandimplantation und Orientierungsschablone

Die Freihandimplantation repräsentiert das konventionelle und einfachste Verfahren der dentalen Implantation. Der Anteil beträgt 95% (iData Research, Inc., 2011) aller gesetzten Implantate und damit ist die Freihandimplantation das meist genutzte Verfahren. Grundlage dieser Technik bildet eine klinische Untersuchung, ein Gipsmodell und ein Orthopantomogramm des Patienten. Mithilfe des Gipsmodells und der Ergebnisse der klinischen Untersuchung sowie der Auswertung des zweidimensionalen Röntgenbildes kann der Zahnarzt die prothetisch optimale und operationstechnisch durchführbare Implantatposition festlegen. Auf Grundlage der Überlegungen kann eine Tiefziehschiene mit einer Markierung an dem gewünschten Eintrittspunkt erstellt werden. Diese Schablone dient während der Implantation als Orientierungsschablone und weist bei der klassischen Freihandimplantation keine Führungsfunktion auf. Die korrekte Übertragung der Planung auf die im Mund herrschende Situation ist schwierig, da sie der visuellen Einschätzung unterliegt und der Operateur die zweidimensionale Bildgebung auf die dreidimensionale Situation im Mund übertragen muss (Miller *et al.*, 2006). Bei der Freihandimplantation orientiert man sich an der Achse der Nachbarzähne, um die bestmögliche prothetische Lage zu erzielen (Luckey *et al.*, 2006). Es wird beschrieben, dass die Planung durch eine Orientierung an der Restbezahnung besser umgesetzt werden kann, als bei zahnlosen Patienten (Gillot *et al.*, 2014). Da man durch das zweidimensionale OPT keine fundierte Einschätzung des Knochenangebotes vornehmen kann, ist während der Operation meist ein Aufklappen der Schleimhaut im Operationsgebiet notwendig, um sich einen Eindruck des Knochenangebotes

machen zu können (Littke *et al.*, 2011). Aufgrund der Beschränkung der präoperativen Informationen auf das zweidimensionale Röntgenbild und die Nachbarzahnachse, ist die Gefahr der Verletzung anatomischer Strukturen (*Sinus maxillaris*, *N. alveolaris inferior*), ebenso wie eine Verletzung von Nachbarzahnwurzeln oder Knochenperforationen, hoch. Der Erfolg dieser Implantationsmethode beruht demnach vornehmlich auf der jeweiligen Erfahrung des Implantologen (Krüger, 2006; Mosch, 2006). Die vestibulo-orale und mesio-distale Achsenabweichung wird in der Literatur für erfahrene Chirurgen mit 5 bis 10 Grad angegeben (Hoffmann *et al.*, 2005). Es ist schwierig, die Genauigkeit einer Freihandimplantation zu ermitteln, da die Planung durch ein zweidimensionales Röntgenbild und die visuelle Einschätzung des Implantologen erfolgt. Die einzige Möglichkeit, einen Eindruck von der Abweichung des gesetzten Implantates zur geplanten Position mithilfe des präoperativen OPTs zu bekommen, ist die Anfertigung eines postoperativen OPTs. Eine Abweichung von 2-3mm wird in der Literatur beschrieben (Luckey *et al.*, 2006).

Obwohl, wie schon angeführt, noch 95% aller Implantationen mit der Freihandmethode durchgeführt werden, sollte man sich als Behandler stets über die Limitationen und Gefahren dieser Methode im Klaren sein. Die Qualität ungeführter Implantationen ist allein von der visuellen Einschätzung und der Erfahrung des ausführenden Implantologen abhängig. Die Übertragung der geplanten Situation auf den Patienten im Hinblick auf die geplante Position und Achse ist nur durch die visuelle Einschätzung des Operateurs möglich und kann leicht dazu führen, dass in schwierigen Fällen anatomische Strukturen gefährdet werden (Krüger, 2006; Mosch, 2006). Im Bereich der dentalen Implantologie gelten der *Sinus maxillaris* und der *N. alveolaris inferior* als besonders gefährdete und schützenswerte Strukturen. Ebenso wie der Schutz der genannten Strukturen, stellt die Vermeidung einer Knochenfenestration und Verletzung von Nachbarzahnwurzeln eine Prämisse dar (Gockel, 2009). Gerade im Eckzahnbereich kann es aufgrund der distalen Wurzelkrümmung des Eckzahnes leicht zu einer Verletzung der Eckzahnwurzel im Rahmen der Implantation im Prämolarenbereich kommen (Luckey *et al.*, 2006). Um gefährdete Strukturen effektiv schützen zu können, ist deren visuelle und radiologische Darstellung unumgänglich. Im Rahmen des implantologischen Therapiekonzeptes ist eine

präoperative Planung für den Erfolg unerlässlich. Die bei der konventionellen Planung durchgeführten Zahnfilm- und OPT-Röntgenaufnahmen in Kombination mit der Palpation des Alveolarkammes wird in der Literatur für komplexe Fälle als nicht ausreichend zur präoperativen Planung angesehen (D'Haese *et al.*, 2012). Auch die Bildung des für diese Form der Implantation obligaten Lappens wird in der Literatur kritisch gesehen. Durch die Bildung des Lappens ist die Durchblutung an der Knochenoberfläche eingeschränkt, was zu Knochenverlust in diesem Bereich führen kann (Rousseau, 2010).

1.5.2 Geführte zweidimensionale Bohrschablonen

Geführte, zweidimensionale Bohrschablonen sind meist laborgefertigt und ermöglichen dem implantierenden Zahnarzt die Möglichkeit, einzelne Bohrungen geführt durchzuführen. Nach der klinischen Untersuchung wird auch bei diesem Verfahren ein OPT angefertigt und ein Gipsmodell der aktuellen Situation erstellt. Auf Grundlage dessen, stellt das Labor ein Wax-Up in bestmöglicher prothetischer Position her und fertigt eine Bohrschablone an. In Verlängerung der Hauptachse der modellierten Zahnkrone wird in die Schablone ein Loch mit dem Durchmesser des späteren Pilotbohrers eingearbeitet (Ku *et al.*, 2000). Auch bei dieser Methode kann sich der Operateur mithilfe des OPTs und der klinischen Untersuchung ein grobes Bild von dem verfügbaren Knochenangebot machen. Ebenso wie bei der Freihandtechnik kann der Operateur das Knochenangebot nicht dreidimensional begutachten und muss einschätzen können, ob es ausreichend ist oder ob eine Augmentation vorgenommen werden muss. Ein weiteres Problem dieses Vorgehens ist, dass meist nur die initiale Pilotbohrung durch das Loch in der Bohrschablone geführt ist und für die weiteren Schritte keine Führung vorliegt. Dies erlaubt zwar die initial korrekte Positionierung, jedoch nicht zwingend das Setzen des Implantates in der geplanten Achse (Somogyi-Ganss, 2013).

In einer *in vitro* Studie wurden 400 Implantationen mithilfe von laborgefertigten Bohrschablonen durchgeführt und Abweichungen im Hinblick zu einem Referenzmodell ermittelt (Somogyi-Ganss, 2013). Es konnte eine durchschnittliche laterale Abweichung am Eintrittspunkt von $1,19 \pm 0,69$ mm, eine laterale Abweichung im apikalen Bereich des Implantates von $1,82 \pm 1,07$ mm, eine vertikale Abweichung im Bereich des Apex von $0,31 \pm 0,71$ mm sowie eine

Achsenabweichung von $9,18 \pm 4,65^\circ$ gemessen werden. Auch bei dieser Methode kann das Risiko der Verletzung anatomischer Strukturen nicht eliminiert werden.

1.5.3 Computergestützte statische Systeme

Im Gegensatz zu den bereits beschriebenen Techniken benötigen computergestützte statische Verfahren ein präoperatives DVT oder CT als Grundlage der Planung. Während der Anfertigung des dreidimensionalen Datensatzes ist es notwendig, dass der Patient eine laborgefertigte oder vorgefertigte Röntgenschablone trägt (Pettersson *et al.*, 2014). Alternativ gibt es von einigen Herstellern die Möglichkeit, auf eine Röntgenschablone zu verzichten, indem bei einem digitalen Workflow das Gipsmodell des Patienten mit einem STL-Scanner gescannt und mit dem DVT überlagert wird. Dadurch kann die Software mögliche Unterschnitte bei dem Design der Bohrschablone berücksichtigen und die Notwendigkeit der Röntgenschablone wird dadurch abgelöst. Mithilfe der gewonnenen Bilddaten kann die Implantatposition virtuell unter Berücksichtigung des Knochenangebotes bei optimaler prothetischer Position geplant werden. Alle wichtigen Strukturen, wie der *N. alveolaris inferior*, *Sinus maxillaris* und auch das Knochenangebot, können visualisiert und bei der Planung beachtet werden (Ramasamy *et al.*, 2013). Die bei dem präoperativ angefertigten DVT getragene Röntgenschablone kann mithilfe einer mechanischen Positionierungs- und Bohrungshilfe zu einer individuellen Bohrschablone umgearbeitet werden. Eine weitere Möglichkeit der Herstellung besteht durch subtraktive oder additive Verfahren (Somogyi-Ganss, 2013). Die Führungslöcher können entweder in demselben Durchmesser wie der Pilotbohrer eingebracht werden, oder mithilfe eines auswechselbaren Titan-Hülsen-Systems an die unterschiedlichen Durchmesser der verschiedenen, im Verlauf benötigten Bohrer, angepasst werden (Baysal, 2012).

Den größten Vorteil dieses Verfahrens stellt die visuelle, dreidimensionale Darstellung aller potenziell gefährdeten Strukturen und des Knochenangebotes dar. Dies erlaubt dem Zahnarzt, in jeder Situation und für jeden Patienten die optimale individuelle Implantatposition zu finden. Zudem ermöglicht dieses System durch die Möglichkeit einer vollständigen Führung auch die exakte Umsetzung der geplanten Implantatachse. Eine Vielzahl von Studien

bescheinigen diesem Implantationsverfahren eine hohe Genauigkeit. Bohrschablonen der führenden Hersteller (Simplant, Straumann, NobelGuide) wurden, in der schon erwähnten Studie, durch insgesamt 2000 Bohrungen mithilfe von vier verschiedenen Systemen (je 400 Bohrungen pro System) im Hinblick auf Abweichungen gegenüber einem Referenzmodell untersucht (Somogyi-Ganss *et al.*, 2015). Dabei konnte eine durchschnittliche laterale Abweichung am Eintrittspunkt von $0,76 \pm 0,54$ mm bis $0,90 \pm 0,48$ mm, eine laterale Abweichung im apikalen Bereich des Implantates von $0,99 \pm 0,64$ mm bis $1,24 \pm 0,8$ mm, eine vertikale Abweichung im Bereich des Apex von $1,05 \pm 0,86$ mm bis $1,27 \pm 0,86$ mm sowie eine Achsenabweichung von $3,09 \pm 1,9^\circ$ bis $4,24 \pm 2,66^\circ$ gemessen werden. Im Rahmen einer Literaturrecherche wurde die Genauigkeit von Computer geplanten und stereolithografisch hergestellten Bohrschablonen betrachtet (D'Haese *et al.*, 2012). Dabei zeigten sich Abweichungen im Bereich des Eintrittspunktes von 1,13 mm (0,8-1,5mm), apikale Abweichungen von 0,9 mm (0,6-1,2mm) sowie eine Achsenabweichung von 3° ($1,8-7,9^\circ$) im Vergleich zur Planung. In einer weiteren *in vitro* Studie wurden 3D-geplante und -gefertigte Bohrschablonen mit Führung der ersten beiden Bohrungen an humanen Unterkiefern mit Hilfe von 22 Implantationen untersucht (Gockel, 2009). Das Ergebnis der Untersuchung war eine Abweichung von $1,32 \pm 0,56$ mm an der Implantatschulter, $1,59 \pm 0,67$ mm im apikalen Bereich des Implantates und eine Achsenabweichung von $5,69 \pm 3,1^\circ$ im Vergleich zur Planung.

Die unzureichende Kühlung während des Implantationsvorganges wird, ebenso wie eine oftmals nicht ideale Passung der Bohrschablonen, als wesentlicher Nachteil dieses Verfahrens genannt (Weibrich *et al.*, 2004; dos Santos *et al.*, 2014). Selbst bei CAD-CAM gefertigten Bohrschablonen ist eine perfekte Passung nicht immer garantiert (Hugo, 2010; Somogyi-Ganss *et al.*, 2015). Überdies können Ungenauigkeiten schon bei der Produktion entstehen (Stumpel, 2013). Die Passung der Bohrschablone ist umso fehlerbehafteter, je größer die Ausdehnung der Bohrschablone ist. Ebenso werden die eingeschränkten Sichtverhältnisse auf das Operationsgebiet während des chirurgischen Geschehens in der Literatur als weiterer Nachteil der Bohrschablonen angeführt (Choi *et al.*, 2004; Luckey *et al.*, 2006). Selbst wenn die Bohrschablone aus durchsichtigem Kunststoff gefertigt ist, muss sich der Operateur auf die korrekte

Planung verlassen und kann sich intraoperativ oft nur durch Abnahme der Bohrschablone einen detaillierten Überblick verschaffen. Da während der Bohrung eine stabile Führung essentiell ist, muss die Bohrschablone eine ausreichende Festigkeit sowie eine nicht unerhebliche Dicke aufweisen. Ist die Bohrschablone vollgeführt, so müssen sich die Führungskanäle dem aktuellen Bohrerdurchmesser anpassen lassen und somit deutlich über dem Schleimhautniveau liegen. Dies hat zur Folge, dass eine eingeschränkte Mundöffnung die Implantation mithilfe einer Bohrschablone in der Molaren-Region erschweren kann (Meyer *et al.*, 2003; Jung *et al.*, 2009; Schneider *et al.*, 2009; Neugebauer *et al.*, 2010; Kang *et al.*, 2014; Noharet *et al.*, 2014; Block *et al.*, 2016). Die Befestigung von Bohrschablonen in zahnlosen Kiefern gestaltet sich als schwierig. Die Mukosa weist eine Resilienz auf, wodurch eine starre Lagerung und Stabilität der Bohrschablone oft nicht zu gewährleisten ist (Noharet *et al.*, 2014). Zudem wird die, bei Labor gefertigten Bohrschablonen genutzte Fertigung, auf Grundlage eines präoperativen Orthopantomogramms kritisch gesehen. Das OPT liefert, wie schon beschrieben, keine Informationen über das Knochenangebot in vestibulo-lingualer Richtung. So kann eine mögliche konkave Formung des Knochens nicht festgestellt werden und bei der Planung nicht beachtet werden (Marmulla *et al.*, 2002).

Auch die aufwändige Herstellung und Entstehung von zusätzlichen Kosten, vor allem bei computergestützten Bohrschablonen, wird in der Literatur kritisch gesehen (Scherer, 2014; Block *et al.*, 2016). Es wird von Kosten im Rahmen von 50 - 250 € berichtet. Auch die zusätzlichen Behandlungstermine für die Herstellung der Bohrschablonen und die zeiterfordernde Herstellung der Röntgenschablone durch das zahntechnische Labor, führt Scherer als Nachteil an. Die aufwändige Herstellung bedeutet zusätzlich auch eine Erhöhung der Fehlerquellen, wodurch Abweichungen von der Planung entstehen können (de Almeida *et al.*, 2010; Behneke *et al.*, 2012; Van Assche *et al.*, 2012). Da die Implantatposition durch die Bohrschablone festgelegt wird, ist eine gegebenenfalls notwendige Änderung dieser Position während des Implantationsvorganges nicht möglich, was in der Literatur als starker Nachteil angesehen wird (Block *et al.*, 2016).

1.5.4 Computergestützte dynamische Systeme

Die computergestützte dynamische Navigation benötigt ebenso wie die statischen computergestützten Systeme ein präoperatives DVT oder CT zur Planung, wobei der Patient bisher ebenfalls spezielle Marker tragen musste. Diese Systeme bestehen neben einem Navigationscomputer aus einem Kamerasystem, einem im Mund fixierten extraoralen Marker und einem auf dem Handstück montierten Marker (Marmulla *et al.*, 2002). Die Marker können im weiteren Behandlungsverlauf vom DVT, der Planungssoftware und einer extraoralen stereoskopischen Kamera erkannt werden (Nijmeh *et al.*, 2005; Bouchard *et al.*, 2012). Die Planung erfolgt mit einer für das jeweilige System spezifischen Software und wird auf den Navigationscomputer übertragen. Mithilfe der zwei Marker kann die Computersoftware durch das extraorale Kamerasystem die aktuelle Position des Handstückes errechnen. Zwischen den Komponenten des Kamera-Marker-Systems muss immer eine Sichtverbindung (line of sight) bestehen (Siessegger *et al.*, 2001; Wanschitz *et al.*, 2002; Ewers *et al.*, 2005; Wittwer *et al.*, 2007; Casap *et al.*, 2008; Strong *et al.*, 2008; Casap *et al.*, 2011b; Poeschl *et al.*, 2013).

Die aktuelle Position des Handstückes, respektive des Bohrers, kann ebenso wie die geplante Implantatposition in den präoperativ generierten DVT-Bildern in Echtzeit visualisiert werden (Mosch, 2006; Kang *et al.*, 2014). Während des Implantationsvorganges können Abweichungen von der Planung zur aktuellen Position überwacht und der Bohrer mithilfe eines visuellen Zielsystems entsprechend der Planung optimal geführt werden (Kang *et al.*, 2014). Falls sich intraoperativ eine von der Planung abweichende Situation darstellen sollte, können Änderungen an der Planung vorgenommen und der Implantationsvorgang der neuen Situation angepasst werden, was in der Literatur als großer Vorteil computergestützter dynamischer Systeme betrachtet wird (Luckey *et al.*, 2006). Als Nachteil wird der erhöhte präoperative Zeitaufwand durch die Kamera-Marker-Positionierung und ein im Vergleich zur Freihandtechnik erhöhter Planungsaufwand genannt (Somogyi-Ganss, 2013).

In einer Studie wurden 20 im Sintering-Verfahren hergestellte Modelle in zwei Gruppen unterteilt. Bei einer Gruppe wurden die Implantationen mithilfe eines nicht näher genannten Implantationssystems und bei der anderen Gruppe mithilfe von Bohrschablonen durchgeführt (Kang *et al.*, 2014). In der Studie

wurde zwischen Eckzahn- und Molarenpositionen unterschieden. Die Auswertung fand im Hinblick auf die Abweichungen zur präoperativen Planung statt. Die Abweichungen an der Eckzahnposition in Höhe der Plattform von vertikal $1,14 \pm 1,25$ mm und horizontal $2,06 \pm 1,43$ mm und auf Höhe des Apex von vertikal $1,42 \pm 1,01$ mm und horizontal $2,76 \pm 1,03$ mm konnten gemessen werden. In der Molaren-Position konnte auf Höhe der Implantatplattform eine Abweichung von vertikal $0,76 \pm 0,84$ mm und horizontal $3,03 \pm 1,81$ mm und im Bereich des Apex von vertikal $1,96 \pm 0,93$ mm und horizontal $3,31 \pm 2,07$ mm beobachtet werden (Kang *et al.*, 2014).

Eine weitere *in vitro* Studie untersuchte 40 Implantationen mithilfe des Robodent-Systems (RoboDent, RoboDent GmbH, Garching b. München, Deutschland) an humanen Kiefern (Ruppin *et al.*, 2008). Laterale Abweichungen von $1,00 \pm 0,50$ mm am Eintrittspunkt, eine vertikale Abweichung an dem apikalen Teil des Implantates von $0,60 \pm 0,30$ mm und eine Achsenabweichung von $8,10 \pm 4,60^\circ$ wurden verglichen zur Planung gemessen. Das experimentelle System VISIT der Universität Wien wurde in einer *in vitro* Studie anhand von 32 Implantationen an humanen Kiefern durchgeführt (Wagner *et al.*, 2003). Eine Abweichung am Eintrittspunkt von $0,80 \pm 0,30$ mm vestibulär und $1,00 \pm 0,50$ mm lingual, eine Abweichung in dem apikalen Teil des Implantates von $1,10 \pm 0,90$ mm vestibulär und $1,30 \pm 0,90$ mm lingual und eine Achsenabweichung von $6,4 \pm 13,3^\circ$ konnte, bezogen auf die Softwareplanung, festgestellt werden. In einer bereits erwähnten *in vitro* Studie wurde das navident-System (ClaroNav, Toronto, Canada) ebenfalls mit 400 Implantationen an Modellen untersucht (Somogyi-Ganss, 2013). Eine durchschnittliche laterale Abweichung am Eintrittspunkt von $1,14 \pm 0,55$ mm, eine laterale Abweichung im apikalen Bereich des Implantates von $1,18 \pm 0,56$ mm, eine vertikale Abweichung im Bereich des Apex von $1,04 \pm 0,71$ mm und eine Achsenabweichung von $2,99 \pm 1,68^\circ$ wurde im Vergleich zu dem Referenzmodell gemessen. Ende 2015 wurde das X-Guide (X-NAV Technologies LLC, Lansdale, USA), ein neues dynamisches Navigationssystem, vorgestellt. Studien bescheinigen diesem System eine sehr hohe Genauigkeit. In einer *in vivo* Studie wurde das Navigationssystem von drei Chirurgen in jeweils 30 Fällen im Hinblick auf Abweichungen der gebohrten Implantatpositionen zur virtuellen Planung untersucht. Dreidimensionale Abweichungen am Eintrittspunkt $1,37 \pm 0,55$ mm, eine dreidimensionale Winkelabweichung von $3,62 \pm 2,73^\circ$ und

eine dreidimensionale Abweichung im apikalen Teil des Implantates von $1,56 \pm 0,69$ mm wurden gemessen. Die Abweichung am Eintrittspunkt in bucco-oraler Richtung betrug $0,87 \pm 0,42$ mm (Block *et al.*, 2017b). Das gleiche System wurde in einer *in vitro* Studie mit einer Anzahl von 47 Implantaten in Phantomkiefern untersucht (Emery *et al.*, 2016). Eine dreidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt von $0,37 \pm 0,21$ mm, eine dreidimensionale Achsenabweichung von $0,98 \pm 0,35^\circ$, eine dreidimensionale Abweichung im apikalen Bereich von $0,38 \pm 0,21$ mm und eine Abweichung in bucco-oraler Richtung in Höhe von $0,21 \pm 0,11$ mm konnte beobachtet werden.

Computergestützte dynamische Systeme haben sich auf dem kommerziellen Markt bis heute gegenüber den Bohrschablonen noch nicht behaupten können. Aktuell bestehen diese Systeme aus drei Komponenten und einem Computer. Einem intraoralen Marker, einem auf dem Handstück befestigten Marker und einer im Raum stehenden Kamera. Alle drei Komponenten benötigen während des Bohrvorgangs eine Sichtverbindung, weshalb der Raum zwischen den Komponenten nicht verdeckt werden darf. Auch muss die Kamera meist relativ hoch installiert werden, damit sie von oben auf die Marker sieht, damit die Kommunikation zwischen allen Komponenten gewährleistet werden kann. Das Behandlungsteam muss daher immer darauf achten, dass das Sichtfeld nicht verdeckt ist und die drei Komponenten miteinander kommunizieren können (Marmulla *et al.*, 2002; Meissen *et al.*, 2004; Krüger, 2006; Luckey *et al.*, 2006; Mosch, 2006; Luckey, 2007). Da die Halterung des Markersystems auch an dem Patienten befestigt werden muss, sind diese Systeme für zahnlose Patienten aufgrund der fehlenden Möglichkeit der dentalen Verankerung oftmals nicht geeignet (Block *et al.*, 2016). Zudem muss der Behandlungsraum eine ausreichende Größe aufweisen, um diese Systeme nutzen zu können. Durch den Aufbau und das Ausrichten der Komponenten wird sehr viel Zeit beansprucht. Als weiterer Nachteil ist zu nennen, dass der Patient bei allen Systemen während des DVT eine Schiene / ein Tray tragen muss, auf welcher der jeweils spezifische Marker befestigt ist (Marmulla *et al.*, 2002). Diese Tatsache erfordert eine individuelle Anfertigung der Schiene für jeden Patienten und beansprucht zusätzliche Zeit. Der Wunsch vieler Patienten alle notwendigen Behandlungsschritte in einer Sitzung durchführen zu können, ist meist nicht realisierbar. Die notwendige Schiene kann je nach System von der Größe her

variieren und kann zur Folge haben, dass eine Bohrer Verlängerung eingesetzt werden muss und dass die Mundöffnung besonders im Oberkiefer dementsprechend groß sein muss (Luckey, 2007). Die normale OP-Beleuchtung kann die Erfassung der Marker durch die Kamera erschweren, sodass beispielsweise für das Robodent-System beschrieben wurde, dass die Beleuchtung intraoperativ gedimmt werden muss (Meissen *et al.*, 2004). Die Reduzierung der Beleuchtung während eines chirurgischen Eingriffes ist grundsätzlich als kritisch zu betrachten. Das neu auf dem Markt erschienene Denacam-System soll viele der Nachteile nicht haben.

1.5.5 In dieser Studie verwendete Systeme

1.5.5.1 Computergestütztes statisches System NobelGuide

In dieser Studie wird das NobelGuide-System (Nobel Biocare AB, Göteborg, Schweden) genutzt, weswegen im Folgenden der grundsätzliche Behandlungsablauf beschrieben werden soll. Das NobelGuide-System benötigt, wie alle Systeme dieser Art, ein DVT als Grundlage der Planung. Bei diesem DVT muss der Patient eine Röntgenschablone tragen. Diese Schablone wird in einem zahntechnischen Labor aus einer präoperativen Abformung gefertigt und beinhaltet neben der gewünschten Zahnaufstellung auch Guttapercha-Marker. Diese Marker sind notwendig, um die Röntgenschablone im Zuge eines Doppelscanverfahrens im weiteren Verlauf mit den DICOM Daten des DVTs des Patienten zu überlagern (Pettersson *et al.*, 2014). Der Behandlungsablauf gliedert sich gemäß der Gebrauchsanweisung des Herstellers demnach wie folgt:

- Klinische Untersuchung des Patienten
- Abformung der präoperativen Situation mit präzisiertem Abformmaterial
- Erstellung eines Gipsmodells durch das zahntechnische Labor
- Diagnostisches Wax-Up der gewünschten Zahnaufstellung durch das Labor und Überführung des Wax-Up in Kunststoff zur klinischen Einprobe
- Anprobe des Wax-Up am Patienten
- Anfertigung einer Röntgenschablone auf Grundlage des Wax-Up im zahntechnischen Labor mit Einarbeitung von Referenzpunkten aus Guttapercha
- Bissregistrierung mit eingesetzter Röntgenschablone am Patienten
- DVT des Patienten mit getragener Röntgenschablone

- DVT der Röntgenschablone
- Überlagerung beider DVTs in der Software NobelClinician (Nobel Biocare)
- Planung der Implantate in NobelClinician und Bestellung der Bohrschablone

Das erwähnte Doppelscanverfahren wird auch von anderen Bohrschablonen-Herstellern genutzt. Nobel Biocare bietet für dieses Verfahren ein spezielles Kalibrierungstool an (Hugo, 2010). Dieses Tool besteht, wie die angefertigte Röntgenschablone, aus PMMA und soll die Überlagerung der DVT-Datensätze in NobelClinician erleichtern und damit die Dimensionen der Röntgenschablonen besser erkennen. Hierzu wird ein DVT dieses Kalibrierungstools gemacht und in NobelClinician eingelesen.

Eine neue Möglichkeit der Bohrschablonenherstellung bietet das Procera-2G-System von Nobel Biocare. Hierbei ist die Anfertigung einer Röntgenschablone nicht notwendig. Es wird ein Abdruck von dem Patienten genommen oder ein Intraoralscan durchgeführt. Mithilfe des Modells oder der Daten kann das Labor nun, ebenso wie bei der ersten Möglichkeit, ein Wax-Up herstellen und dieses Wax-Up mit dem Nobel-Procera-2G einscannen. Die Daten werden dann von dem Labor an den Zahnarzt übermittelt und können mit dem präoperativ generierten DVT überlagert werden. Dem Procedere schließt sich die Planung der Implantate und Bestellung der Bohrschablonen an.

1.5.5.2 Computergestütztes dynamisches Navigationssystem Denacam

Das Denacam-System (Denacam, mininavident AG, Liestal, Schweiz) wurde seit 2012 an der Universität Basel entwickelt und soll die genannten Probleme der älteren Systeme überkommen. Das System besteht, neben einem Implantationscomputer in Tabletform, im Gegensatz zu den bisher bekannten Systemen, aus nur zwei anstelle von drei Komponenten: einem kleinen intraoralen Marker (10 x 15 mm) und einer Kamera. Der Marker des Denacam-Systems wird aus Keramik gefertigt und besitzt ein aufgelasertes Koordinatensystem. Die Befestigung des Markers erfolgt auf den Zahnreihen mithilfe von speziell entwickelten Markerhalterungen. Diese Halterungen entsprechen dem grundsätzlichen Aufbau von Teilabformlöffeln, besitzen jedoch definierte Befestigungsmöglichkeiten für den Marker. Es gibt verschiedene Halterungen, um die Befestigung sowohl im Front- als auch Seitenzahnbereich

zu ermöglichen. Dies soll die optimale Positionierung des Markers in der jeweiligen Situation gewährleisten. Die Halterungen werden mithilfe eines A-Silikons befestigt. Und während des DVTs und später während des Bohrprozesses muss der Marker in einer Position getragen werden, dass die Kamera am chirurgischen Handstück den Marker erkennt. Alternativ kann der Marker sekundär in der DVT Planungssoftware virtuell positioniert werden und eine Halterung (meist in Form einer kleinen Bisschablone) per 3-D-Druck ausgedruckt werden, in die der Marker eingeklickt wird. Die geometrische Form des Markers erlaubt im weiteren Verlauf die Erkennung des Markers durch die Planungssoftware und das Kamerasystem. Das angefertigte DVT bildet die Grundlage der Planung, welche mit der NobelClinician Software (Nobel Biocare) durchgeführt wird. Diese Planungssoftware hat sich bereits seit Jahren im klinischen Alltag bewährt und ermöglicht den direkten Export der Daten in den Denacam-Computer. So kann die Planung direkt nach der Bildgebung durchgeführt und die Implantation zeitnah erfolgen. Das Kamerasystem des Denacam-Systems ist auf dem Handstück befestigt und lässt sich, der Situation entsprechend, um 360° drehen und befestigen. Vor jeder Implantation erfolgt eine Bohrerregistrierung. Dabei wird die Kamera an der gewünschten Stelle fixiert und der Bohrer in ein Registrierungstool eingeführt. Die Registrierung startet automatisch und dauert wenige Sekunden. Nach abgeschlossener Registrierung kann mit dem Winkelstück die geplante Position anvisiert werden und der Tabletcomputer wechselt automatisch in den Implantationsmodus. Während des Implantationsvorgangs wird dem Behandler die aktuelle Position des Bohrers und die geplante Position des Implantates auf zwei verschiedene Arten angezeigt. Zum einen wird die aktuelle Position des Bohrers in das DVT mit dargestellter Planung projiziert, zum anderen wird durch eine Anzeige die Abweichung des Bohrers zu der geplanten Achse, Tiefe und sowohl bucco-oraler als auch mesio-distaler Richtung visuell in Form eines Zielsystems dargestellt. Im Gegensatz zu dem von Meissen beschriebenen Robodent-System (Meissen *et al.* 2004), ist bei dem Denacam-System eine gute Ausleuchtung durch die OP-Leuchte wünschenswert und erleichtert die Erkennung des Markers durch die Kamera.

2 Fragestellung und Studienziele

Ziel dieser Studie war es, die dreidimensionale Genauigkeit von Pilotbohrungen im Vergleich zu digitalen Planungen zwischen einem etablierten computergestützten statischen Navigationssystem (NobelGuide) und einem neuen computergestützten dynamischen System zu vergleichen (Denacam). Es wird die Hypothese aufgestellt, dass die Genauigkeit der tatsächlichen Pilotbohrungen unter Verwendung des neuen dynamischen Systems genauso gut oder besser sind als unter Verwendung des etablierten statischen Systems.

3 Material und Methode

3.1 Studiendesign

Diese *in vitro* Studie wurde von 2016-2018 in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführt. Die ethische Unbedenklichkeit der Studie wurde eingeholt (Projekt Nr. 784-16 UE).

3.1.1 Modelle

Für die Studie wurden 36 Modelle der Firma Sawbones (Sawbones, Washington, USA) genutzt. Aufgeteilt waren diese Modelle in jeweils sechs gleiche teilbezahnte sowie jeweils 12 gleiche zahnlose Oberkiefer- und Unterkiefermodelle. Um die Modelle im DVT darstellen zu können, wurde bei der Produktion ein Zinkzusatz verwendet. Jedes Modell entspricht gemäß den Herstellerangaben dem natürlichen Kieferknochen und ist im DVT darstellbar.



Abbildung 1. Zahnloses Oberkiefermodell mit röntgensichtbarer Zinkbeschichtung der Firma Sawbones.

3.1.2 Implantatpositionen und Positionen der Pilotbohrungen

Die geplanten Positionen für die Pilotbohrungen richteten sich nach der Bezahnung der jeweiligen Modelle und wurden nach einer späteren optimalen prothetischen Versorgbarkeit gewählt. Es konnten somit nahezu alle prothetischen Situationen abgebildet werden. In der Summe wurden pro Gruppe 90 Pilotbohrungen, insgesamt also 180 Pilotbohrungen durchgeführt. Dabei waren je Gruppe, die Positionen in der Front mit n=54, im Seitenzahnbereich mit

n=36 vertreten. 51 Positionen wurden je Gruppe im Oberkiefer und 39 im Unterkiefer geplant.

Prothetische Fallnummer	Modell	Geplante Implantat position	Geplante prothetische Versorgung	Marker-position
1	Sawbones teilbezahnter Unterkiefer	32, 42	Brücke von 32 auf 42	Region 47
2	Sawbones teilbezahnter Unterkiefers	44, 46	Brücke von 44 auf 46	Region 47
3	Sawbones teilbezahnter Unterkiefer	35, 37	Brücke von 35 auf 37	Region 43
4	Sawbones teilbezahnter Unterkiefer	34	Einzelzahnimplantat für eine Krone	Region 43
5	Sawbones teilbezahnter Oberkiefer	14	Einzelzahnimplantat für eine Krone	Region 17
6	Sawbones teilbezahnter Oberkiefer	17	Einzelzahnimplantat für eine Krone	Region 17
7	Sawbones teilbezahnter Oberkiefer	26	Einzelzahnimplantat für eine Krone	Region 17
8	Sawbones teilbezahnter Oberkiefer	12, 11, 21, 22, 23	Einzelzahnimplantat für fünf Kronen	Region 17
9	Sawbones zahnloser	4 Implantate	Herausnehmbare Teleskopprothese	Region 26

	Oberkiefer			
10	Sawbones zahnloser Oberkiefer	6 Implantate	Festsitzende Prothese	Region 26
11	Sawbones zahnloser Unterkiefer	2 Implantate	Coverdenture	Region 44
12	Sawbones zahnloser Unterkiefer	4 Implantate	Herausnehmbare Teleskopprothese	Region 46

Tabelle 2. Gezeigt sind die prothetischen Fallnummern, das genutzte Modell mit vorherrschender Bezahnung. Zudem sind die geplanten Bohr-/Implantatpositionen, die geplante prothetische Versorgung und die exakte Markerposition des Denacam-Systems genannt.

3.2 Planung der Pilotbohrungen

Bei der Planung ist darauf geachtet worden, dass jede Implantatposition und damit die Pilotbohrung für jedes Modell einzeln geplant wurde. Um den Ablauf zu vereinfachen, wurden pro DVT-Datensatz möglichst viele Pilotbohrungen geplant. Somit ist bei der statischen Gruppe ein DVT pro Modell ausreichend und bei dem dynamischen System die Anzahl der DVTs von der Markerpositionierung abhängig. Insgesamt wurden 180 Implantate und die damit verbundenen Pilotbohrungen in den 36 Modellen geplant.

3.2.1 Befestigung der Marker

Die Befestigung der Marker erfolgte mithilfe der dem System zugehörigen Markerhalterungen und einem A-Silikon (Flexitime, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) auf den Zahnreihen, respektive dem Kieferkamm (Abbildung 2). Die Markerpositionen wurden von dem Hersteller empfohlen und sind der Tabelle 2 zu entnehmen. Die Markerpositionen beruhen auf der Annahme, dass bei der jeweiligen Position ein direkter Sichtkontakt zwischen der Kamera und dem Keramikmarker gegeben ist und die Distanz der beiden Komponenten so gering wie möglich gehalten wird. Es wurde für jeden DVT-Datensatz sowohl ein neuer Marker, als auch eine Markerhalterung in der vorgegebenen Position verwendet.



Abbildung 2. Befestigter Marker (weiß) auf der Markerhalterung aus Kunststoff (durchsichtig), welche mit einem A-Silikon auf dem teilbezahnten Unterkiefermodell (grau) befestigt ist.

3.2.2 Überprüfung der DVT-Bildqualität

Um die Qualität des DVT-Datensatzes beurteilen zu können, wurde mithilfe des NobelCalibration-Körpers ein Referenzdatensatz erzeugt. Dieser Datensatz wird in die Planungssoftware (NobelClinician, Nobel Biocare) eingelesen und kalibriert die Software auf das verwendete DVT-Gerät.

Für die Technik der DVT-Geräte wird im Allgemeinen eine vergrößerungsfreie Darstellung (1:1) angegeben. Zurzeit gibt es noch keine frei verfügbare Möglichkeit, die metrische Genauigkeit des DVT-Gerätes mithilfe eines Prüfkörpers zu verifizieren. Nobel Biocare bietet vermeintlich als einziger Hersteller die Möglichkeit, durch einen Prüfkörper die Planungssoftware (NobelClinician, Nobel Biocare) auf das individuell verwendete DVT-Gerät zu kalibrieren. Falls die Darstellung innerhalb des Abbildungsbereichs nicht gleichmäßig oder gar verschwommen sein sollte, lässt die Software eine Kalibrierung nicht zu. Dadurch lässt sich zwar nicht die metrische Genauigkeit des DVT-Gerätes überprüfen, es lässt sich aber überprüfen, ob eine von der Norm abweichende Darstellung innerhalb des Darstellungsbereichs vorliegt. Dadurch soll sichergestellt werden, dass keine Verzerrung des Datensatzes und

der Planung und damit eine möglicherweise produzierte Ungenauigkeit schon im ersten Schritt entsteht.

3.2.3 Anfertigung des präoperativen DVTs

Um eine digitale Implantatplanung durchführen zu können, wurde zu Beginn der Studie von jedem Modell (NobelGuide-Gruppe) und für jede Markerposition (Denacam-Gruppe) ein DVT angefertigt (Carestream 9300 3D CBCT, Carestream Health Inc., Rochester, USA). Es wurden folgende Einstellungen gewählt (Abbildung 3):

- 90 kV
- 3.2 mA
- Field of View: 10 x 5 cm
- Belichtungszeit: 8 s
- Voxelgröße: 180 μm

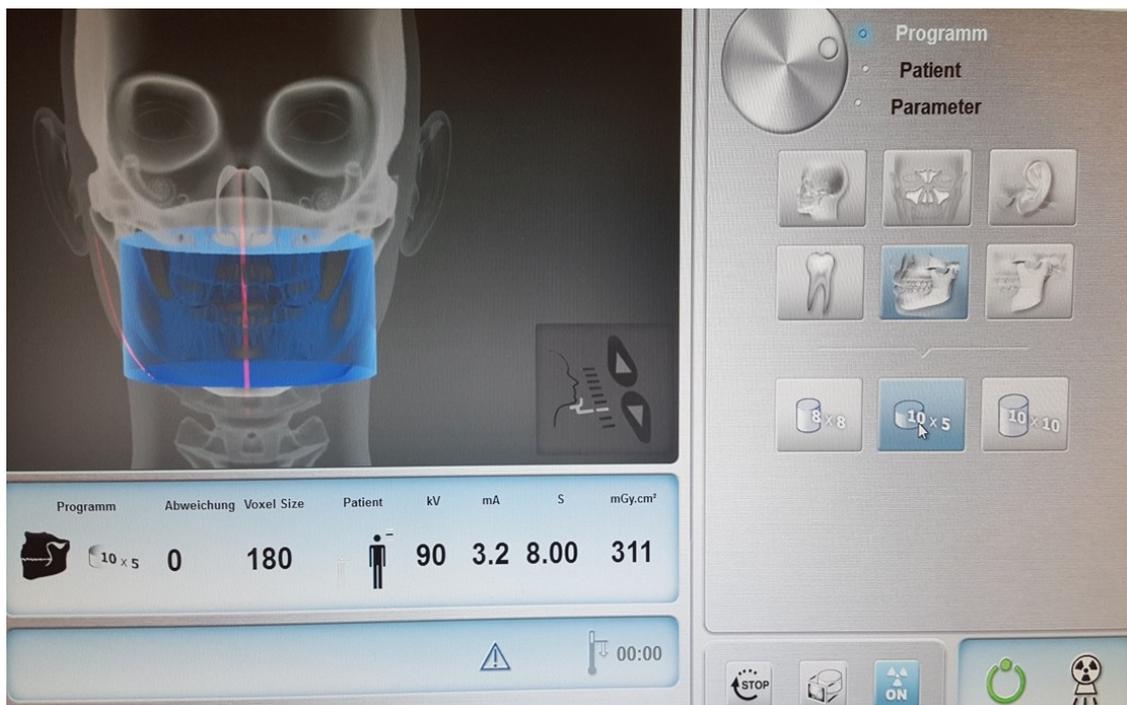


Abbildung 3. Bedienungsfläche des Carestream 9300 3D DVTs vor der Aufnahme.

Die Modelle konnten auf einer speziellen Halterung platziert werden. Für die Denacam-Gruppe (Abbildung 4) wurden entsprechend der notwendigen Markerpositionen 21 und für die NobelGuide-Gruppe (Abbildung 5) 18 DVTs angefertigt.



Abbildung 4. Teilbezahntes Unterkiefer-Sawbones-Modell mit befestigtem Marker des Denacam-Systems, im DVT zur präoperativen Bildgebung für das Denacam-System positioniert.



Abbildung 5. Zahnloses Sawbones Unterkiefermodell im DVT zur präoperativen Bildgebung für das NobelGuide-System.

3.2.4 Virtuelle Planung der Implantatposition für das Denacam-System

Mithilfe der importierten DVT-Daten wurde eine dreidimensionale Implantatplanung und damit die Planung der Pilotbohrungen durchgeführt (NobelClinician, Nobel Biocare). Die Planung erfolgte unter Berücksichtigung des zur Verfügung stehenden Knochenangebotes. Nach der Festlegung des Kiefertyps und der Okklusionsebene wurden 90 verschiedene Pilotbohrungen für 12 verschiedene prothetische Situationen geplant. Geplant wurde für jede Region die 2.0 mm Pilotbohrung eines NobelActive Implantates (3 mm Durchmesser, Länge 10 mm). Bei jeder Pilotbohrung wurde darauf geachtet, diese nach den prothetischen Grundlagen des Konsensuspapiers der BDZI, EDI, BDO, DGMKG, DGI, DGZI (Konsensuskonferenz Implantologie, 2014) zu planen. Die Planungen

Material und Methode wurden exportiert und der minivident AG überspielt, welche daraufhin die entsprechenden Import-Daten für den Denacam-Computer übermittelte. Aktuell ist es jedoch schon möglich, dass der Behandler die Daten selbst in den Denacam-Computer importiert.

3.2.5 Virtuelle Planung der Implantatposition für das NobelGuide-System

Die 90 Planungen für das NobelGuide-System erfolgten ebenfalls mit der NobelClinician-Software. Auch in dieser Gruppe wurden die 2,0 mm Pilotbohrungen des NobelActive Implantates (3 mm Durchmesser, Länge 10 mm) geplant. Die geplanten Pilotbohrungen entsprechen in der Summe und Position den gleichen Situationen wie bei den Planungen für das Denacam-System. Auch hierbei wurde versucht das zur Verfügung stehende Knochenangebot und die spätere prothetische Versorgbarkeit zu beachten. Das Planungsprocedere der NobelClinician-Software fordert für teilbezahnte Kiefer einen Procera 2G (Nobel Biocare) 3D-Oberflächenscan eines entsprechenden Gipsmodells und für zahnlose Kiefer ein Doppelscanverfahren mithilfe einer vorher angefertigten Röntgenschablone. In Absprache mit Nobel Biocare wurde für beide Situationen das Vorgehen mit dem Procera 2G Scan verwendet. Dabei werden die Modelle direkt gescannt ohne einen Abdruck zu nehmen oder ein Gipsmodell anzufertigen (Abbildung 6).

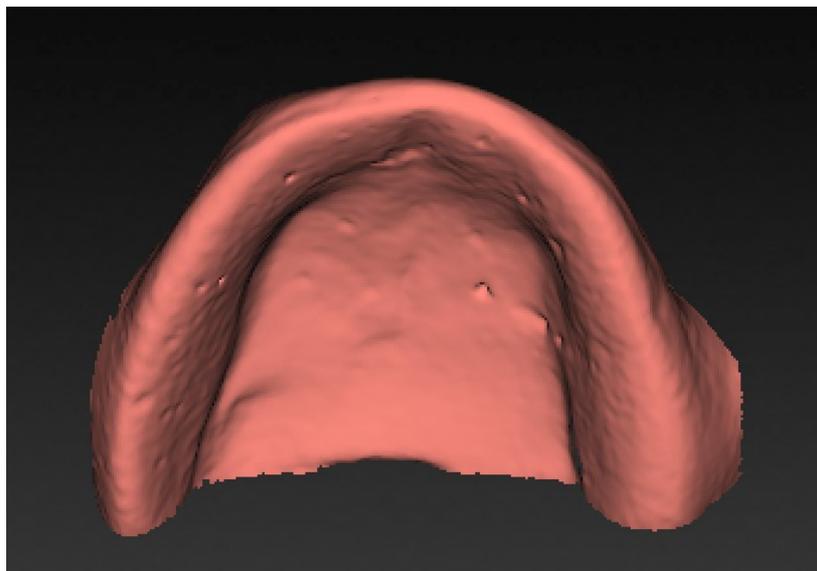


Abbildung 6. Dreidimensionale Darstellung des Procera 2G Scans eines zahnlosen Oberkiefermodells.

Im ersten Schritt wurde der entsprechende DVT-Datensatz in NobelClinician importiert und die Zuordnung Oberkiefer/Unterkiefer, sowie die Einzeichnung der

Okklusionsebene vorgenommen. Sowohl im DVT- als auch im STL-Datensatz, werden jeweils mindestens sechs gleiche Punkte ausgewählt, was die Überlagerung der Datensätze durch die Software erleichtert (Abbildung 7). Anschließend wurde der STL-Datensatz des Procera 2G Scans mit dem DVT-Datensatz überlagert und diese Überlagerung visuell kontrolliert (Abbildung 8). Abschließend wurden die Implantate und dazugehörigen Pilotbohrungen (Abbildungen 9, 10), sowie drei Verankerungsstifte pro Modell geplant (Abbildung 11), die Bohrschablone berechnet (Abbildungen 12, 13) und der Auftrag zur Erstellung der Bohrschablone erteilt.

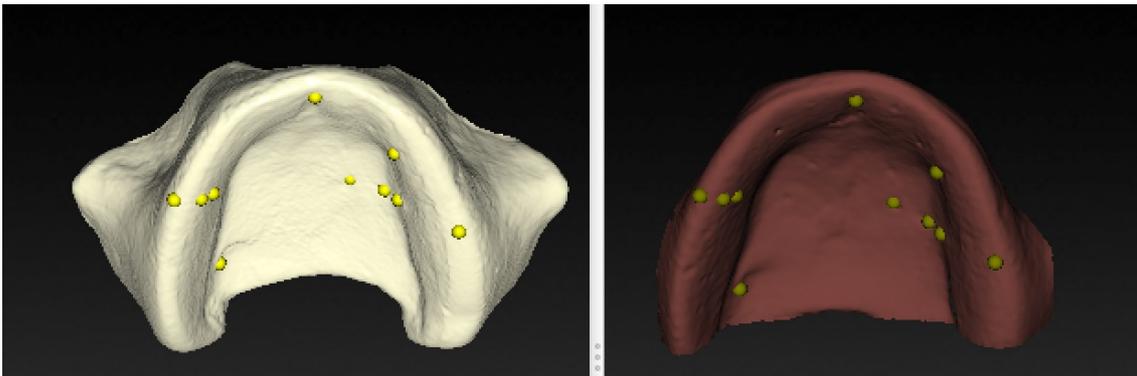


Abbildung 7. Händische Markierung prominenter Punkte (gelb) des zahnlosen Oberkiefermodells auf dem DVT-Datensatz (beige, links) und Markierung der möglichst identischen Punkte auf dem STL-Datensatz (rot, rechts).

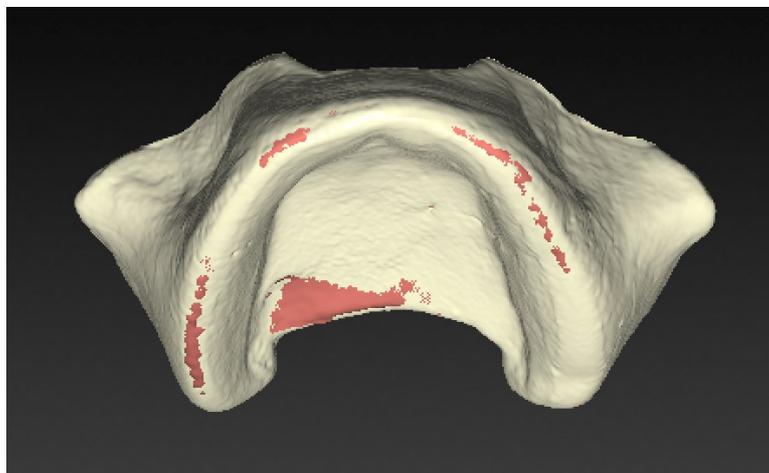


Abbildung 8. Dreidimensionale DVT-Darstellung des zahnlosen Oberkiefermodells (beige) mit überlagertem Procera 2G Scan (rot).

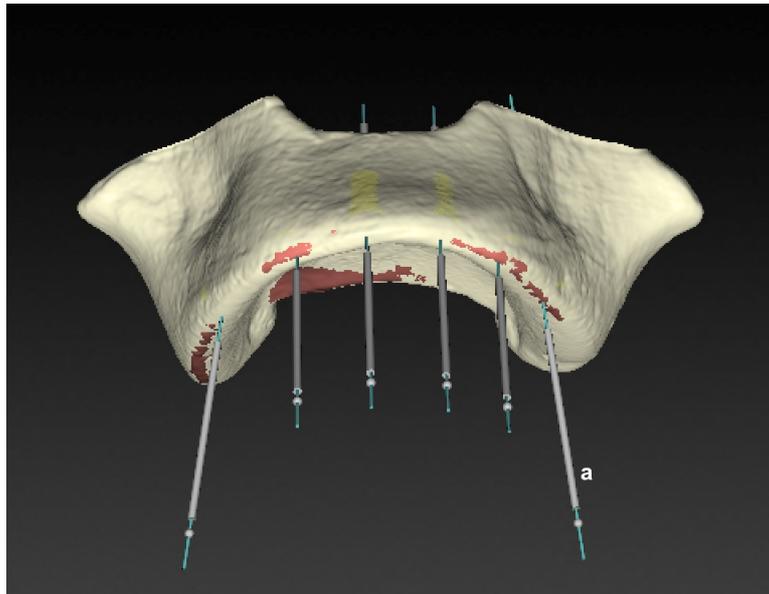


Abbildung 9. DVT 3D Darstellung des Patientenmodells mit eingezeichneter Schnittebene für die folgende Ausschnittsdarstellung (Abbildung 10) und geplanter Implantatachse (a).

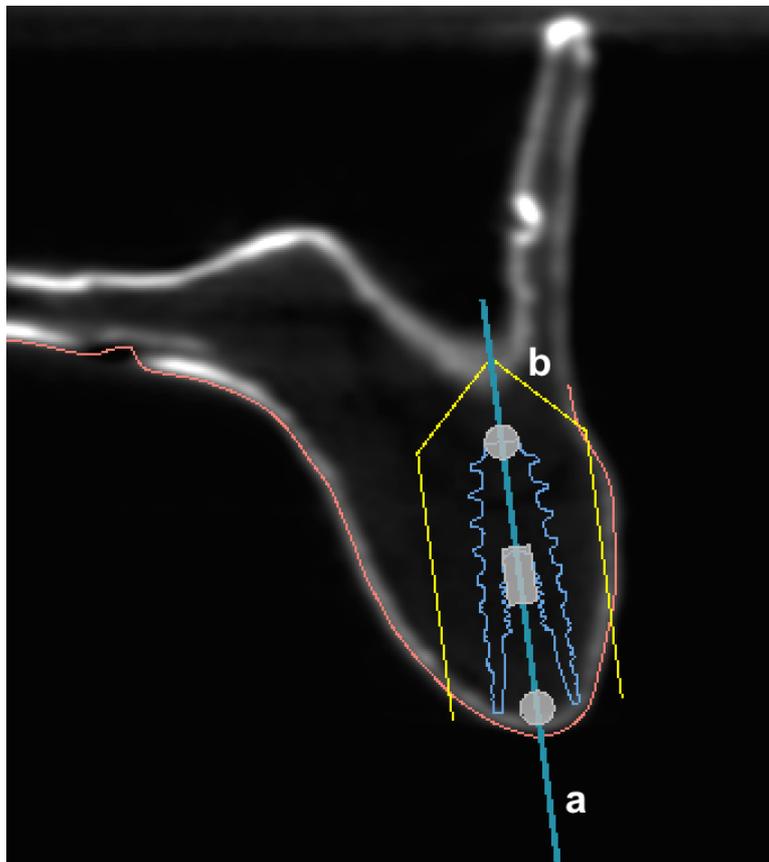


Abbildung 10. Ausschnittsdarstellung aus Abbildung 9 mit geplantem Implantat regio 25: Implantatachse (blau) mit umgebenden Sicherheitsabstand 1,5mm (gelb), Bewegungspunkten (grau), sowie überlagertem Procera 2G Scan (rote Linie).

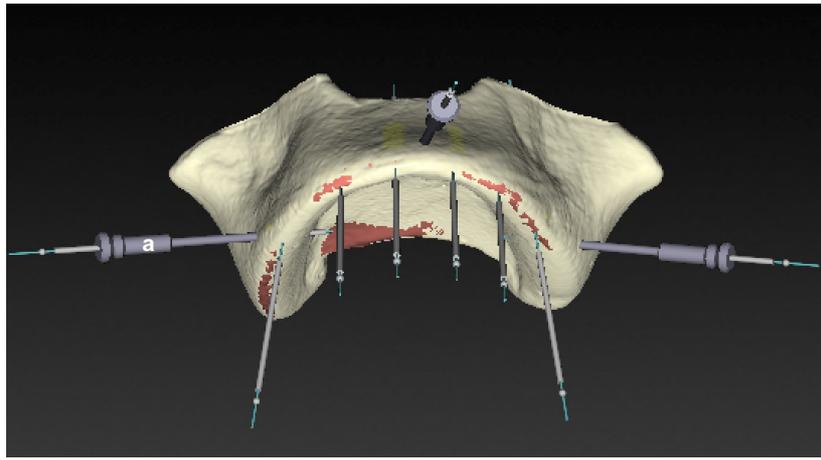


Abbildung 11. DVT 3D Darstellung des Patientenmodells mit geplanten Verankerungsstiften (a) für die sichere Befestigung der Bohrschablone am Kieferknochen.

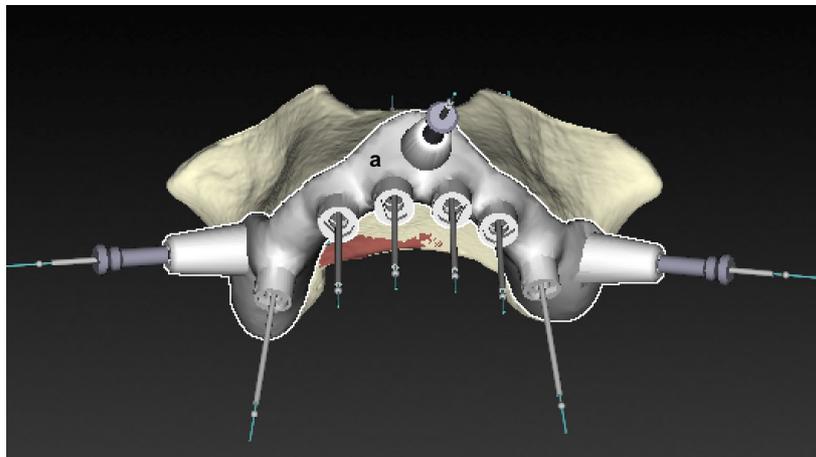


Abbildung 12. DVT 3D Darstellung des Patientenmodells mit geplanter Bohrschablone (a).

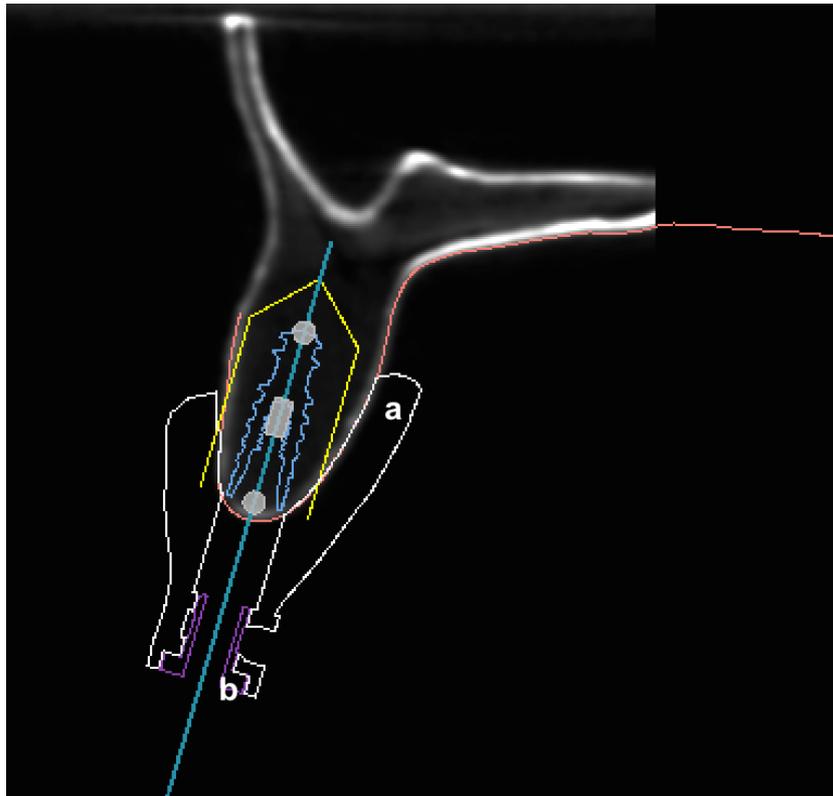


Abbildung 13. Ausschnittsdarstellung aus Abbildung 9 regio 15 mit geplanter Bohrschablone (a) mit Bohrhülse (b) und geplantem Implantat.

3.3 Operatives Vorgehen

Die einzelnen Bohrungen wurden von einer Person, entsprechend der jeweiligen Herstellerangabe, durchgeführt. Als Beleuchtung wurde die Standard- OP-Leuchte und die Deckenbeleuchtungen eines Behandlungszimmers der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie genutzt. Nach jeder dritten Implantation wurde der Pilotbohrer ersetzt.

3.3.1 Vorgehen bei dem Denacam-System

Das Denacam-System wurde in dem Phantomkurssaal der Poliklinik aufgebaut (Abbildung 14).



Abbildung 14. Aufbau des Denacam-Systems im Phantomkurssaal der Uniklinik München. Von links nach rechts zu sehen: Phantomkopf mit Unterkiefermodell und aufgesetztem Marker, Touchbildmonitor des Denacam-Systems, Registrierungsblock, Winkelstück mit montierter Kamera, Denacam-Computer und darunter ein Chirurgiemotor.

Die Planungsdaten wurden von einem USB-Stick in das System importiert. Die Modelle wurden im Phantomkopf fixiert und die OP-Leuchte auf den Marker gerichtet. Jeder Bohrer wurde mit entsprechender Kamerastellung am Registrierungsblock registriert (Abbildung 15) und die Bohrung durchgeführt (Abbildung 16).



Abbildung 15. Registrierung eines Pilotbohrers mit dem Registrierungsblock und Anzeige des erkannten Bohrers auf dem Touchbildmonitor.

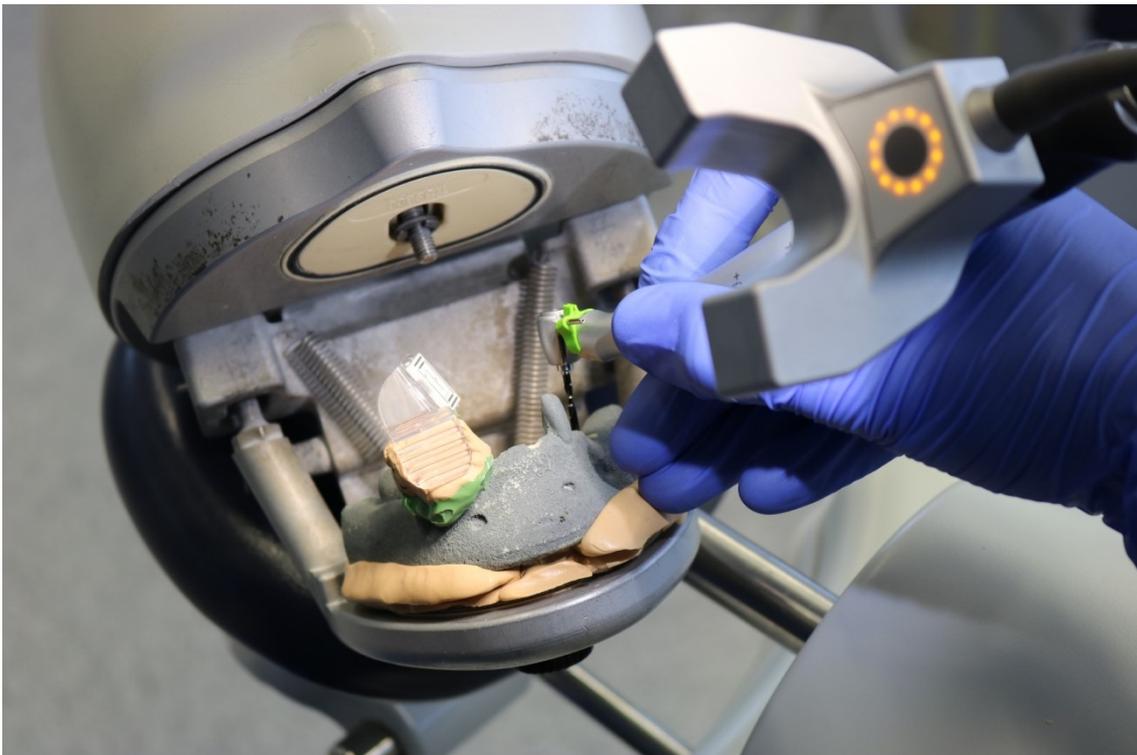


Abbildung 16. Durchführung einer Pilotbohrung mit dem Denacam-System. Abgebildet ist ein Unterkiefermodell mit aufgesetztem Keramikmarker und einem mit Silikon auf den Zähnen fixierten Markerhalter sowie dem Winkelstück mit montierter Kamera und eingespanntem Bohrer.

Es wurde während der Bohrung stets darauf geachtet, dass sich das Zielkreuz möglichst in der Mitte befindet (Abbildung 17), das heißt, dass keine Abweichung zur Planung in Winkel, Eintrittspunkt und Tiefe angezeigt wurde.



Abbildung 17. Darstellung des geführten Bohrprozesses auf dem Denacam-Bildschirm. Links zeigt sich eine Schnittbildansicht der Situation und rechts zeigt das Zielkreuz laterale Abweichungen, der Kreis Winkelabweichungen und der Balken die aktuelle Bohrtiefe.

Nach der Vorkörnung mit einem Rosenbohrer wurde die endgültige Pilotbohrung mit einem Pilotbohrer (Twist Drill w Tip 2x10-18mm) durchgeführt. Nach jedem Bohrerwechsel war die erneute Registrierung und Bestätigung des eingespannten Bohrers notwendig (Abbildung 18).



Abbildung 18. Erneute Registrierung des eingelegten Bohrers nach Bohrerwechsel bzw. Änderung der Kameraposition auf dem Winkelstück. Anzeige des gemessenen Bohrers auf dem Bildschirm und notwendige Bestätigung des Bohrers durch Anklicken.

3.3.2 Vorgehen bei den NobelGuide-Bohrschablonen

Die NobelGuide-Bohrschablonen wurden pro Modell anhand der Planungen angefertigt.



Abbildung 19. Beispiel einer NobelGuide-Bohrschablone für einen teilbezahnten Unterkiefer.

Die einzeln geplanten Situationen für das Denacam-System wurden pro Modell und Modelltyp in einer Bohrschablone (Abbildung 19) zusammengefasst, sodass 18 Bohrschablonen erstellt wurden. Die Passung der Schablonen auf dem jeweiligen Modell wurde vor der Bohrung kritisch überprüft. An den Stellen der Fixierungspins wurde mit einem Bohrer mit 1,5 mm Durchmesser (Guided Spiralbohrer Ø 1,5 x 20 mm) bis zu dem eingebauten Anschlag gebohrt und mithilfe von Fixierungspins jede Schablone an drei Stellen an dem Modell befestigt (Abbildung 20).



Abbildung 20. Unterkiefermodell (grau) mit aufgesetzter Bohrschablone (durchsichtig) und eingesetztem Fixierungspin (links), sowie zwei nicht eingesetzten Fixierungspins (rechts).

Die Einstellung des Bohrerstopps (Bohrerstopp Ø 2 mm) erfolgte gemäß den Herstellervorgaben (Abbildung 21).



Abbildung 21. Unterkiefermodell (grau) mit aufgesetzter Bohrschablone (durchsichtig) und eingesetzten Fixierungspins. In dem Bohrloch ist der Pilotbohrer mit aufgesetztem Tiefenstopp bei 10 mm zu sehen.

Die Bohrungen wurden entsprechend dem Nobel Biocare-Bohrprotokoll durchgeführt. Dabei folgte die Pilotbohrung (Guided Spiralbohrer $\text{\O} 2 \times (10+)7-13$ mm) einer Ankörnung mit einem Rosenbohrer und dem Anlegen der Bohrerführung (Guided Bohrerführung NP to $\text{\O} 2$ mm).

3.4 Auswertung der Bohrungen im Hinblick auf Abweichungen zur Planung

Da das Hauptaugenmerk dieser Arbeit auf der Erhebung von Abweichungen zwischen den tatsächlich durchgeführten Pilotplanungen zur Planung liegt, musste ein Weg gefunden werden, um die gebohrten Pilotbohrungen in einem postoperativen DVT darstellen zu können. Um diese Darstellung und die damit erst gewünschte Überlagerung zu ermöglichen, wurde ein Titanstift (Abbildung 22) mit dem Durchmesser und der Form eines Pilotbohrers in den Bohrkanal eingeführt. Der Titanstift wurde von der Firma Nobel Biocare gefertigt und führt zu keinen Streueffekten im DVT-Datensatz.



Abbildung 22. Titanstifte der Firma Nobel Biocare als formkongruente Analoge zu den verwendeten Pilotbohrern mit 2 mm Durchmesser.

3.4.1 Postoperatives DVT der Denacam-Bohrungen

Nach Abschluss aller Bohrungen wurden entsprechend der Anzahl der Marker 21 DVTs mit aufgesetzten Markern und eingeführten Titanstiften (Abbildung 23) erstellt. Die gewählten Einstellungen entsprachen denen des präoperativen DVTs. Die generierten Daten wurden auf einen USB Stick exportiert.



Abbildung 23. Teilbezahntes Sawbones Unterkiefermodell mit aufgesetztem Marker und eingebrachten Titanstiften im DVT.

3.4.2 Postoperatives DVT der NobelGuide-Bohrungen

Das postoperative DVT erfolgte für jedes Modell einzeln. Auch bei diesen Modellen musste vor der Anfertigung des DVT in jeden Bohrkanal ein korrespondierender Titanstift eingeführt werden. Es wurden ebenfalls die gleichen Einstellungen des DVT, wie bei den präoperativen Aufnahmen genutzt. Die generierten Daten wurden auf einen USB Stick exportiert.

3.4.3 Überlagerung der DVT-Datensätze

Alle Berechnungen wurden mit einem speziell geschriebenen Matlab-Algorithmus durchgeführt (MATLAB R2017b, Mathworks, Natick, USA). Die Programmierung des Algorithmus wurde von Stephan Böhringer in Anlehnung an die von Verhamme *et al.*, 2013 vorgestellte Auswertungsmethode durchgeführt.

Die Messung der Abweichungen erfolgte durch die Überlagerung von zwei DVT-Datensätzen. Dabei handelte es sich um den Datensatz der Planung sowie den Datensatz des postoperativ generierten DVTs der gleichen Situation. Für die Denacam-Situationen wurden 21 Überlagerungen und für die NobelGuide-Situationen 18 Überlagerungen durchgeführt.

Für die Auswertung der Genauigkeit der Bohrungen, verglichen zur Planung, wurden das präoperative DVT (PräDVT) sowie die (mittels des mininavident-Prototypen-Release der NobelClinician-Software exportierte) nxa-Planungsdatei benötigt.

Um eine Aussage über die Position von Soll- und Ist-Bohrung zu erhalten, müssen die Folgen drei Relationen bekannt sein:

1. Soll-Position und Orientierung der Bohrung (im PräDVT)
2. Ist-Position und Orientierung der Bohrung (im PostDVT)
3. Relation der beiden DVTs zueinander

Sind diese Relationen bekannt, müssen sie miteinander verrechnet werden, um die Relation zwischen der geplanten und ausgeführten Bohrung zu erhalten.

SOLL-Position und Orientierung der Bohrung

Dieses Verhältnis kann direkt aus der nxa-Planungsdatei ausgelesen werden. Hierin ist für jedes Implantat der Ortsvektor der Implantatbasis, der Richtungsvektor der Implantatachse sowie die Länge des Implantates definiert. Da die Spitze für die Bohrung relevant ist, muss zunächst der Ortsvektor für die Spitze $Plan_{pos} = Impl_base - Impl_direction * Impl_length$ berechnet werden. Die Werte werden in mm gespeichert, der Ursprung des DVT-Koordinatensystems ist nicht relevant, da in PräDVT und PostDVT identisch.

IST-Position und Orientierung der Bohrung

Für diese Information muss die Bohrung in dem PostDVT segmentiert werden. Um dies zu bewerkstelligen, wurden Titanstifte in der Bohrung justiert. Deren Voxel werden durch einen Bandpassfilter von 17000-22500 HU zunächst identifiziert. All diese Voxel werden mittels eines Objekterkennungsalgorithmus (Matlab regionprops) Objekten zugeordnet, diese über Randbedingungen als Stift interpretiert oder gänzlich verworfen. Das Ergebnis ist bis dahin für jeden Stift eine Liste von kartesischen Koordinaten, die angeben, wo er im DVT zu

finden ist. Um die Mittelachse des Stiftes zu identifizieren, wird zunächst sein gewichteter Schwerpunkt bestimmt. Mathematisch gesehen, ist die Symmetrieachse des Stiftes diejenige Achse, durch den der Stift, bei der die Summe der Varianzen für die rechtwinkligen Ebenen (entlang der Achse) minimal ist. Zur Bestimmung dieser Varianz, werden zwei orthogonale Achsen bestimmt, deren Nullpunkt auf den Spurpunkt der Symmetrieachse in dieser Ebene fällt. Die Varianz entlang einer Achse ist die Summe aller Grauwerte, multipliziert mit der jeweiligen Position in Achsenrichtung. Die Varianz wird zunächst für jede Achse bestimmt und dann verrechnet. Mit anderen Worten: ist der Spurpunkt exakt der gewichtete Schwerpunkt aller Voxel, ist in dieser Ebene die Varianz gleich null. Ist die Achse die Symmetrieachse, trifft das für alle Ebenen zu. In einem weiteren Schritt muss die Spitze des Stiftes bestimmt werden. In dem Randbereich des Metalls nimmt der HU-Wert kontinuierlich ab, so dass eine Abgrenzung durch ein Treshold unzureichend ist.

Wie oben wird stattdessen die Symmetrie mit einbezogen. Die Länge des Stiftes in seiner Symmetrieachse ist bekannt. Außerdem kann als Randbedingung festgelegt werden, dass die Werte der Voxel, welche das obere und untere Ende des Stiftes repräsentieren, den gleichen HU Wert aufweisen müssen. Damit ist das Voxel die Spitze des Stiftes, bei der das Voxel in Richtung der Symmetrieachse im Abstand der Stiftlänge den gleichen HU-Wert aufweist.

Mit der Bestimmung des Voxels der Spitze und der zuvor bestimmten Symmetrieachse ist die Bohrung vollständig bestimmt (Abbildung 24).

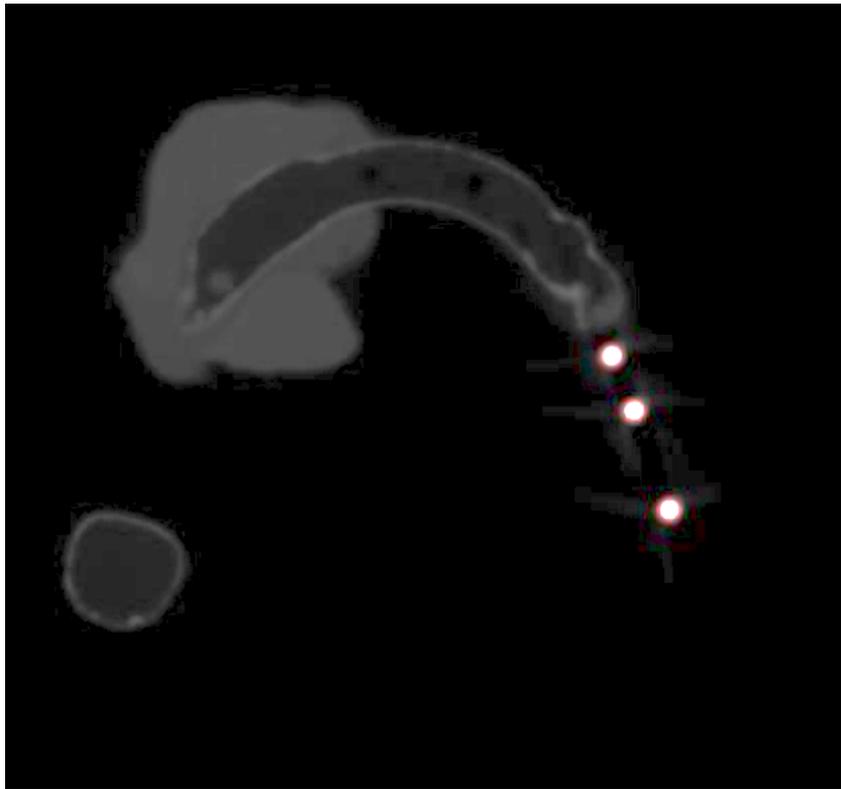


Abbildung 24. Darstellung der Erkennung (roter Kreis) der Titanstifte (weiß) im postoperativen DVT.

Relation der beiden DVTs zueinander

Dies ist der aufwendigste und rechenintensivste Schritt. Obwohl mit triangulierten Daten eine recht schnelle Berechnung erfolgen kann, wurde aus Gründen der Genauigkeit und der Tatsache, dass die Rechenzeit zweitrangig ist, mit bandgefilterten Voxeln gearbeitet. Dabei wird mittels eines Optimierungsverfahrens versucht, das präoperative DVT so zu verschieben und zu rotieren, dass die Summe aller Abstände eines Voxels im PrädDVT zu dem nächstgelegenen Voxel im PostDVT möglichst klein wird. Durch eine bildliche Darstellung der Überlagerung ist zudem eine visuelle Kontrolle möglich (Abbildungen 25-28).

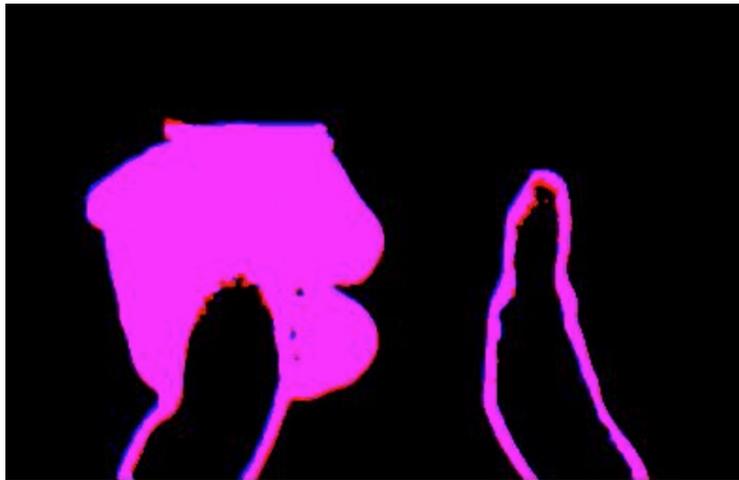


Abbildung 25. Darstellung der Überlagerung des präoperativen Planungs-DVTs (rosa) und des postoperativen DVTs (blau) des Kiefermodells an einem Beispiel in der X-Ebene.



Abbildung 26. Darstellung der Überlagerung des präoperativen Planungs-DVTs (rosa) und des postoperativen DVTs (blau) des Kiefermodells an einem Beispiel in der Y-Ebene.

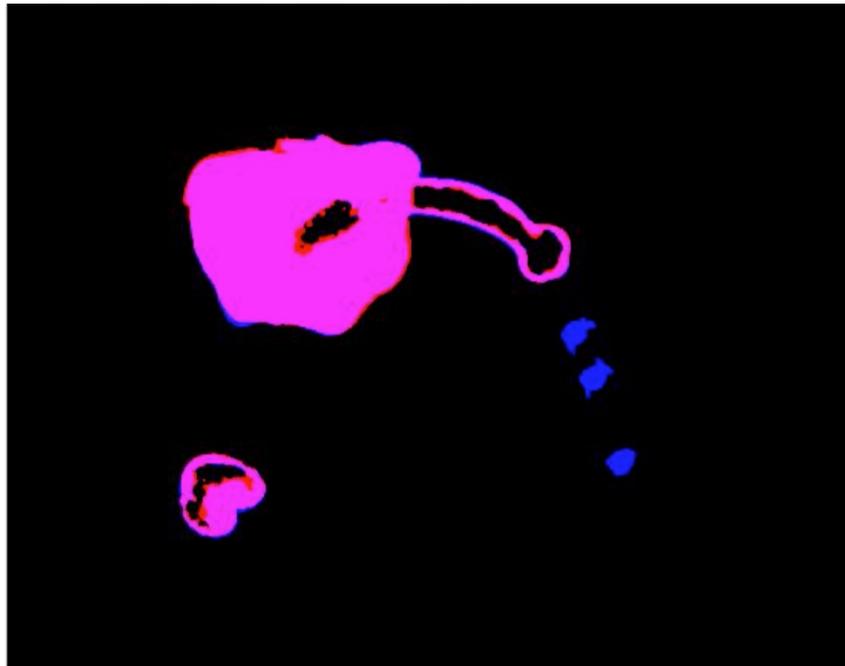


Abbildung 27. Darstellung der Überlagerung des präoperativen Planungs-DVTs (rosa) und des postoperativen DVTs (blau) des Kiefermodells an einem Beispiel in der Z-Ebene.

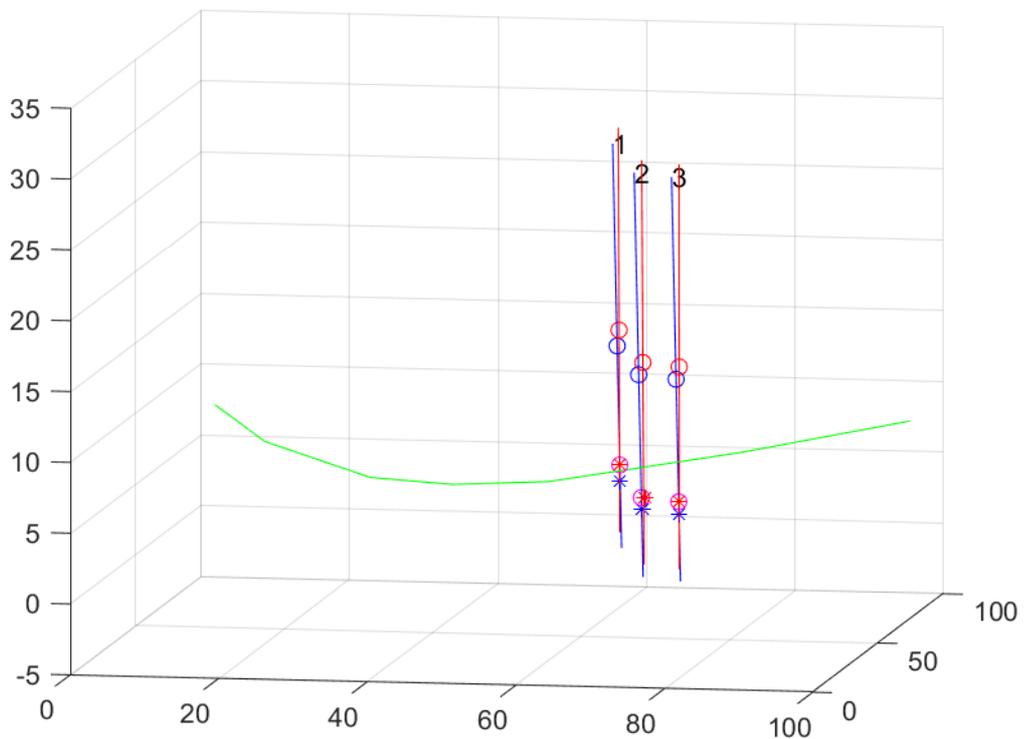


Abbildung 28. Visualisierung der Überlagerung des prä- und postoperativen DVTs in einem gemeinsamen Koordinatensystem. Abgebildet ist die Okklusionsebene (grün), die geplanten Bohrpositionen (rot) und die durchgeführten Bohrungen (blau). Die Kreise repräsentieren den geplanten (rot) und tatsächlichen (blau) Eintrittspunkt. Die Sternchen mit Kreis (rot) die geplante Bohrspitze und die Sternchen (blau) die tatsächliche Bohrspitze.

3.4.4 Messparameter

Die klinisch relevanten Abweichungen jeder Pilotbohrung im Vergleich zur Planung wurden an dem Eintrittspunkt im zweidimensionalen Raum in mesio-distaler und bucco-oraler Richtung berechnet. Auch im zweidimensionalen Raum wurde die Tiefenabweichung an der Bohrerspitze berechnet. Zudem wurde die Achsenabweichung im zweidimensionalen Raum sowohl in mesio-distaler als auch bucco-oraler Richtung berechnet. Im dreidimensionalen Raum wurde die Abweichung am Eintrittspunkt, die dreidimensionale Abweichung im Bereich der Bohrerspitze sowie die Winkelabweichung bestimmt (Abbildung 29).

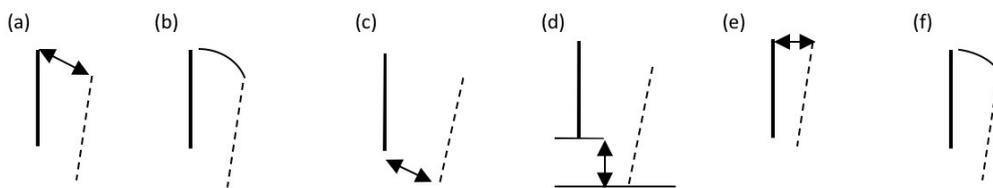


Abbildung 29. Berechnung der dreidimensionalen Abweichungen zwischen geplanter (schwarz) und durchgeführter (gestrichelt) Pilotbohrung: a,c, Dreidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt und im Bereich der Bohrerspitze der Pilotbohrung als euklidischer Wert in mm; b, Winkelabweichung im dreidimensionalen Raum zwischen der Longitudinalachse der geplanten und aktuellen Pilotbohrung in Grad; d, Bestimmung der Tiefenabweichung durch Projektion der postoperativ erfassten und präoperativ geplanten Pilotbohrung in mm; e, zweidimensionale Abweichung in mm in einer Ebene in bucco-oraler und mesio-distaler Richtung; f, zweidimensionale Winkelabweichung in einer Ebene in bucco-oraler und mesio-distaler Richtung in Grad.

Folgende Messparameter wurden erhoben:

- a) Dreidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt (mm)
- b) Dreidimensionale Winkelabweichung (°)
- c) Dreidimensionale Abweichung im Bereich der Bohrerspitze (mm)
- d) Zweidimensionale Tiefenabweichung
- e) Zweidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt in mesio-distaler Richtung (mm)
- e) Zweidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt in bucco-oraler Richtung (mm)
- f) Zweidimensionale Winkelabweichung am Eintrittspunkt in mesio-distaler Richtung (°)
- f) Zweidimensionale Winkelabweichung am Eintrittspunkt in bucco-oraler Richtung (°)

Dabei wurden bei den dreidimensionalen Abweichungen mögliche Tiefenabweichungen berücksichtigt, wohingegen die Messungen der zweidimensionalen Abweichungen in einer definierten Ebene ohne Berücksichtigung der Tiefenabweichungen durchgeführt wurden.

3.5 Statistik

Zur Berechnung der Statistik wurde das Statistikprogramm SPSS 24.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) gewählt. Die gemessenen Abweichungen zwischen Planung und tatsächlicher Durchführung der Pilotbohrungen wurden deskriptiv in Form des Mittelwertes, der Standardabweichung, Minimum, Maximum und Median ausgegeben. Nach der Testung auf Normalverteilung der Daten (Shapiro-Wilks-Test), wurden die beiden Gruppen mit dem nicht parametrischen Mann-Whitney-U-Test verglichen. Zusätzlich wurde der Einfluss des Kiefertyps (Oberkiefer/Unterkiefer), der Bohrposition (Frontzahnbereich/Seitenzahnbereich) und im Fall des Denacam-Systems der Einfluss der Markerposition (ipsilateral/kontralateral) auf die Abweichungen berechnet (Mann-Whitney-U-Test). Das Alpha-Signifikanzlevel wurde auf $< 0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Deskriptive Analyse der Ergebnisse und statistische Auswertung

Insgesamt wurden 90 verschiedene Implantatpositionen und damit Pilotbohrungen für beide Systeme geplant. Davon waren je System 51 Positionen im Ober- und 39 im Unterkiefer. 54 der 90 Positionen waren im Frontzahnbereich und 36 im Seitenzahnbereich. In der Denacam-Gruppe waren jeweils 45 Marker ipsilateral und 45 Marker kontralateral befestigt. Die insgesamt 180 Pilotbohrungen wurden in 36 Modellen durchgeführt. Tabelle 3 sowie Abbildung 30 zeigen die Mittelwerte, Standardabweichungen, die Minima und Maxima, die Mediane und p-Werte für beide Gruppen für alle erhobenen Messparameter je Gruppe. Die dreidimensionale Winkelabweichung stellte sich mit $2,16 \pm 0,59^\circ$ bei der Denacam-Gruppe, gegenüber $2,54 \pm 1,19^\circ$ bei der NobelGuide-Gruppe signifikant geringer ($p = 0,024$) dar. Ebenso war die dreidimensionale Abweichung an der Bohrerspitze mit $0,8 \pm 0,55$ mm (Denacam) zu $1,09 \pm 0,56$ mm (NobelGuide) signifikant geringer ($p < 0,001$). Die zweidimensionale Tiefenabweichung betrug bei der Denacam-Gruppe $1,50 \pm 0,64$ mm im Vergleich zu $1,05 \pm 0,50$ mm (NobelGuide) und ist mit $p < 0,001$ stark signifikant. Die zweidimensionale Winkelabweichung in bucco-oraler Richtung betrug in der Bohrschablonengruppe $1,02 \pm 1,16^\circ$ und in der Denacam-Gruppe $1,51 \pm 0,82^\circ$ bei einem p-Wert von $p < 0,001$. Die dreidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt betrug $0,67 \pm 0,38$ mm (Denacam), $0,63 \pm 0,41$ mm (NobelGuide). Die zweidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt war mit $0,37 \pm 0,32$ mm in mesio-distaler und $0,48 \pm 0,36$ mm in oro-vestibulärer Richtung und einer zweidimensionalen Winkelabweichung in mesio-distaler Richtung von $1,21 \pm 0,78^\circ$ bei der Denacam-Gruppe vergleichbar zu der Bohrschablonengruppe mit $0,46 \pm 0,43$ mm zweidimensionaler Abweichung in mesio-distaler Richtung am Eintrittspunkt, $0,42 \pm 0,26$ mm zweidimensionaler Abweichung in bucco-oraler Richtung und $1,32 \pm 0,93^\circ$ zweidimensionaler Winkelabweichung in mesio-distaler Richtung.

Abweichung	Mittelwert	Dencacam	Std. Abweichung	Dencacam	Minimum	Dencacam	Maximum	Dencacam	Median	Dencacam	p-Wert
		Bohrschablonen		Bohrschablonen		Bohrschablonen		Bohrschablonen		Bohrschablonen	
3D am Eintrittspunkt (mm)	0,67		0,38		0,16		1,62		0,53	0,438	
	0,63		0,41		0,04		2,49		0,53		
3D Winkel (°)	2,16		0,59		0,52		4,19		2,12	0,024	
	2,54		1,19		0,22		5,34		2,62		
3D an der Bohrerspitze (mm)	0,80		0,55		0,08		2,06		0,59	0,000	
	1,09		0,56		0,11		3,03		0,99		
2D Tiefe (mm)	1,50		0,64		0,31		3,64		1,43	0,000	
	1,05		0,50		0,04		2,21		0,98		
2D mesio-distal am Eintrittspunkt (mm)	0,37		0,32		0,00		1,31		0,27	0,155	
	0,46		0,43		0,01		2,41		0,38		
2D bucco-oral am Eintrittspunkt (mm)	0,48		0,36		0,00		1,43		0,39	0,758	
	0,42		0,26		0,02		1,27		0,40		
2D Winkel mesio-distal (°)	1,21		0,78		0,00		3,81		1,22	0,686	
	1,32		0,93		0,01		3,57		1,03		
2D Winkel bucco-oral (°)	1,51		0,82		0,07		4,07		1,50	0,000	
	1,02		1,16		0,01		4,68		0,54		
Fallzahl	Denacam	90									
	Bohrschablonen	90									

Tabelle 3. Darstellung der Messergebnisse aufgeschlüsselt nach den einzelnen Messparametern. Für beide Gruppen ist je Messparameter der Mittelwert, die Standardabweichung, das Minimum und Maximum, der Median, sowie der p-Wert (Mann Whitney U) angegeben.

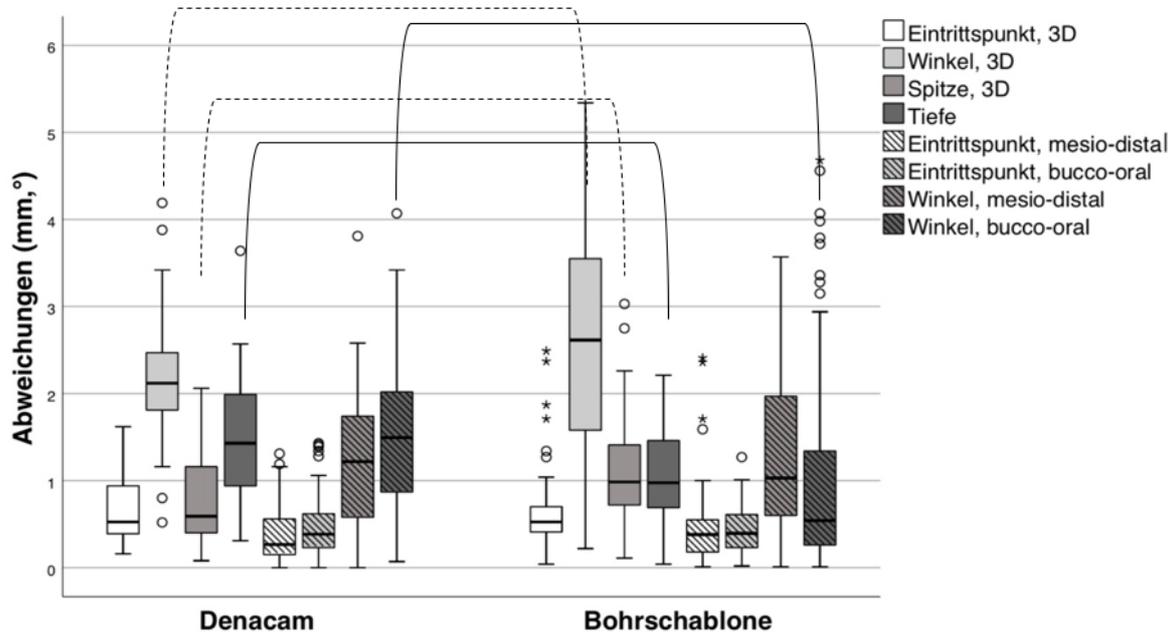


Abbildung 30. Darstellung der Abweichungen (Boxplots) aller Parameter beider Gruppen (Denacam, NobelGuide). Dargestellt ist der Interquartilsabstand, der jeweilige Median und die Enden zeigen Minimum und Maximum. Die Kreise und Sternchen zeigen die Ausreißer. Die gestrichelten Linien zeigen signifikante Unterschiede zugunsten der Denacam-Gruppe und die durchgezogenen Linien statistische Unterschiede zugunsten der NobelGuide-Gruppe (Mann Whitney U Test, alpha level $p < 0.05$). Alle anderen Vergleiche stellten sich nicht als signifikant dar.

4.2 Einfluss des Kiefers, der Bohrregion und der Markerposition

Die Betrachtung der Ergebnisse im Hinblick auf den Einfluss von Kiefertyp (Oberkiefer, Unterkiefer), Bohrregion (Front, Seite) und Markerposition (ipsi-kontralateral) auf die Abweichung der tatsächlich durchgeführten Bohrung im Vergleich zur Planung, sind in den Tabellen 4 und 5 zusammengefasst.

Dabei zeigte die Denacam-Gruppe (Tabelle 4) bei den Messparametern 3D Winkelabweichung ($p = 0,007$), 3D Abweichung an der Bohrerspitze ($p < 0,0001$), 2D bucco-orale Abweichung am Eintrittspunkt ($p = 0,001$), 2D mesio-distale Winkelabweichung ($p < 0,0001$) signifikant bessere Ergebnisse für den Unterkiefer. Alle anderen Messparameter zeigten im Hinblick auf die Unterscheidung von Ober- zu Unterkiefer keine Signifikanz.

Bei der Unterscheidung zwischen einer gleich- und gegenseitigen Markerposition im Hinblick auf Abweichungen, konnte für die 3D Abweichung an der Bohrerspitze ($p = 0,001$) und für die 2D mesio-distale Winkelabweichung ($p =$

0,039) eine Signifikanz zugunsten der kontralateralen Befestigung und für die 2D bucco-orale Winkelabweichung eine Signifikanz für die ipsilaterale Befestigung ($p = 0,032$) festgestellt werden.

Bei der Unterscheidung nach Front- und Seitenzahnbereich konnte für die 2D Tiefenabweichung eine Signifikanz zugunsten des Seitenzahnbereichs gemessen werden.

Denacam-Gruppe	3D Abweichung am Eintrittspunkt (mm)		3D Winkelabweichung (°)		3D Abweichung an der Bohrerspitze (mm)		2D Tiefenabweichung (mm)		2D mesio-distale Abweichung am Eintrittspunkt (mm)		2D bucco-orale Abweichung am Eintrittspunkt (mm)		2D mesio-distale Winkelabweichung (°)		2D bucco-orale Winkelabweichung (°)	
	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert
OK UK	48,4 4 41,6 5	0,22 2	52,05 36,94	0,007	56, 46 31, 17	0,0 00	58,3 4 28,5 9	0,00 0	42, 46 49, 47	0,2 07	53, 20 35, 44	0,0 01	53,98 34,41	0,000	41,34 50,94	0,084
Ipsilateral Kontralateral	49,0 3 41,9 7	0,19 9	46,48 44,52	0,723	54, 72 36, 28	0,0 01	49,2 6 41,7 4	0,17 3	42, 46 49, 47	0,2 90	53, 20 35, 44	0,6 48	53,98 34,41	0,039	41,34 50,94	0,032
Front Seite	47,9 4 41,8 5	0,27 9	44,94 46,33	0,805	50, 37 38, 19	0,0 30	52,6 8 34,7 4	0,00 1	48, 40 41, 15	0,1 97	47, 79 42, 07	0,3 09	47,04 43,19	0,494	43,30 48,81	0,327

Tabelle 4. Darstellung der Einflüsse in der Denacam-Gruppe von OK/UK; Marker gleichseitig/gegenseitig; Position Front/Seite auf die einzelnen Messergebnisse.

Der Einfluss von Ober- und Unterkiefer auf die Abweichungen in der Bohrschablonengruppe (Tabelle 5) war hinsichtlich der einzelnen Messparameter ausgeglichen. Vier Messparameter (3D Abweichung am Eintrittspunkt ($p = 0,044$), 3D Abweichung an der Bohrerspitze ($p = 0,001$), 2D mesio-distale ($p < 0,0001$) und bucco-orale ($p = 0,003$) Abweichung am Eintrittspunkt) zeigten eine signifikant geringere Abweichung im Oberkiefer und drei Messparameter (2D Tiefenabweichung ($p < 0,0001$), 2D mesio-distale Winkelabweichung ($p < 0,0001$), 2D bucco-orale Winkelabweichung ($p = 0,009$)) eine signifikant geringere Abweichung im Unterkiefer. Die Betrachtung des Einflusses der Bohrregion (Front, Seite) zeigt nur bei einem Messparameter (2D Tiefenabweichung) eine signifikant geringere Abweichung ($p = 0,016$) für die Seitenzahnregion. Eine grundsätzliche Beeinflussung der Abweichung zwischen Front- und Seitenzahngebiet ließ sich dabei nicht erkennen.

Nobel Guide - Gruppe	3D Abweichung am Eintrittspunkt (mm)		3D Winkelabweichung (°)		3D Abweichung an der Bohrspitze (mm)		2D Tiefenabweichung (mm)		2D mesio-distale Abweichung am Eintrittspunkt (mm)		2D oro-vestibuläre Abweichung am Eintrittspunkt (mm)		2D mesio-distale Winkelabweichung (°)		2D oro-vestibuläre Winkelabweichung (°)	
	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert	Rang	p-Wert
OK UK	40,66 51,83	0,044	47,93 42,32	0,313	37,55 55,90	0,001	55,42 32,53	0,000	35,73 58,28	0,000	38,35 54,85	0,003	54,89 33,22	0,000	51,75 37,32	0,009
Front Seite	46,91 43,39	0,531	49,29 39,82	0,092	47,39 42,67	0,401	50,90 37,40	0,016	45,69 45,21	0,931	47,54 42,44	0,365	49,48 39,53	0,077	45,92 44,88	0,853

Tabelle 5. Darstellung der Einflüsse in der NobelGuide-Gruppe von OK/UK; Position Front/Seite auf die einzelnen Messergebnisse.

5 Diskussion

Die Digitalisierung im Bereich der Zahnmedizin schreitet immer weiter voran. Auch im Bereich der Implantologie wird die digitale Planung und Umsetzung im klinischen Alltag immer populärer. Es ist bekannt, dass durch die anatomisch und prothetisch korrekte Implantatposition das Periimplantitis Risiko vermindert werden kann (Holmes *et al.*, 1997, Duyck, *et al.*, 2001; Canullo, *et al.*, 2016) und die spätere prothetische Versorgung (Somogyi-Ganss, *et al.* 2015), insbesondere in ästhetisch anspruchsvollen Regionen (Buser *et al.*, 2004), vereinfacht wird. Auch durch die korrekte Positionierung können biologische und technische Komplikationen vermindert (Vercruyssen *et al.*, 2008) und letztendlich auch Kosten gesenkt werden (Block, *et al.*, 2017a). Diese Arbeit zeigt, dass sowohl das statische System der Bohrschablonen (NobelGuide), als auch das neuartige dynamische System (Denacam), bei den erhobenen Messparametern vergleichbare Ergebnisse im Hinblick auf die Abweichung zwischen der geplanten und tatsächlich durchgeführten Pilotbohrung zeigen. Auch gab es in dieser *in vitro* Studie keinen Einflussparameter (Oberkiefer, Unterkiefer, gleichseitig, gegenseitig, Front, Seite), der alle Messparameter signifikant beeinflusst hat. Dies könnte unter klinischen Umständen, aufgrund der Anatomie des Patienten, der Zugänglichkeit zum Operationsgebiet etc. natürlich anders sein.

Diese Arbeit wurde als *in vitro* Studie durchgeführt, da zwei verschiedene Systeme miteinander verglichen werden sollten und man im Rahmen einer *in vitro* Studie für beide Systeme vergleichbare Bedingungen gewährleisten muss. Um möglichst realitätsnahe Situationen zu schaffen, wurden von der Firma Sawbones menschenähnliche und röntgensichtbare Modelle in Auftrag gegeben. Diese Modelle wurden mit einer speziellen Zinkschicht überzogen, sodass die Röntgensichtbarkeit vergleichbar zu der des menschlichen Knochens war. Mittels Voruntersuchungen konnte festgestellt werden, dass die einzelnen Modelle nicht absolut identisch sind und damit die Planung eines Modells nicht auf das gleiche weitere Modell übertragen werden kann. Zudem hat sich während der Versuchsreihe herausgestellt, dass es zwischen unterschiedlichen DVT-Geräten Abweichungen gibt. Deshalb wurde für das benutzte Carestream-DVT der NobelCalibration-Körper genutzt. Dieser Testkörper kann nicht die metrische Genauigkeit eines DVTs messen. Er kann jedoch mithilfe der NobelClinician-

Software Ungenauigkeiten innerhalb des Field of Views aufdecken. Nachdem das Carestream-DVT diesen Test bestanden hat, wurden entsprechend der Markerpositionen in der Denacam-Gruppe, in der NobelGuide-Gruppe pro Modell, DVT-Datensätze erstellt. Die Unabhängigkeit der einzelnen Planungen und Bohrungen wurde dadurch gewährleistet, dass jede Implantatposition bei jedem Modell von neuem händisch geplant wurde. Somit gab es die Bohrregion als grobe Vorgabe bei der Planung. Die einzelnen Planungen waren jedoch voneinander vollkommen unabhängig.

Der Einsatz der genutzten Markerhalterungen für das Denacam-System ist für den klinischen Einsatz bei zahnlosen Patienten in der Form aufgrund der Resilienz der Schleimhaut nicht geeignet. Da die Modelle jedoch keine Schleimhaut hatten, konnte eine stabile Fixierung auf den Modellen erreicht werden. Für den klinischen Einsatz bei zahnlosen Patienten bietet der Hersteller spezielle Lösungen an. Diese wären für diese Arbeit jedoch zu kostenintensiv gewesen und hätte die ohnehin gute Stabilität der Markerhalterungen bei den unbezahnten Modellen nicht verbessert. Kritisch zu würdigen ist jedoch, dass bei einigen der Studienmodelle zwei verschiedene Markerpositionen notwendig waren, um alle Bohrungen in diesem Modell durchführen zu können. Dies ist auf die, auch bei diesem dynamischen Navigationssystem notwendige, Sichtverbindung zwischen Kamera und Marker zurückzuführen. Diese Herausforderung hat jedoch jedes dynamische Navigationssystem. Da andere Systeme aus drei Komponenten bestehen, welche untereinander eine Sichtverbindung benötigen, und weil das in dieser Studie untersuchte System lediglich zwei Komponenten mit nötiger Sichtverbindung besitzt, könnte diese Herausforderung bei anderen dynamischen Systemen sogar noch stärker ausgeprägt sein.

Bei der Herstellung der Bohrschablonen gibt es zwei verschiedene Verfahren. Das übliche Verfahren ist die Produktion einer Röntgenschablone auf einem Gipsmodell und das DVT mit dem Patienten und der eingesetzten Röntgenschablone sowie einem zusätzlichen DVT nur von der Röntgenschablone. Dieser Schritt war bisher notwendig, um bei der Produktion der Bohrschablone mögliche Unterschnitte der Zähne oder des Kieferkamms zu berücksichtigen, sodass sich die Bohrschablone im Mund auch spannungsfrei platzieren lässt. Dieses Verfahren bedeutete aber auch, einen Abdruck, die Modellherstellung, die Herstellung einer Röntgenschablone mit eingebrachten

Guttaperchapunkten und die Überlagerung des Patienten-DVTs mit dem DVT der Röntgenschablone in der Software (Verhamme, *et al.*, 2013). Die daraus möglicherweise resultierenden Fehler sollen mit einem STL-Scan des Patientenmodells oder mit einem intraoralen Scan und dessen Überlagerung mit dem DVT minimiert werden. Da angestrebt wurde, die bestmögliche Genauigkeit zu erreichen, wurde auf den Abdruck der verwendeten Modelle verzichtet. Die Modelle wurden direkt mit dem NobelProcera 2G Scanner gescannt und diese Scans mit dem DVT-Datensatz überlagert. Dies sollte eine mögliche Abweichung durch einen Abdruck und die Modellherstellung ausschließen, da es in der Literatur bekannt ist, dass bei der stereolithographischen Herstellung (Santler *et al.*, 1998) ohnehin mit Abweichungen zu rechnen ist. Zudem sind Abweichungen von Bohrschablonen durch das minimale Spiel der Bohrerführung (van Assche *et al.*, 2010; Koop, *et al.*, 2013) und Abweichungen durch die bildgebende Technik zu erwarten (Zhou *et al.*, 2018). Ziel war es also, möglichst alle kontrollierbaren Abweichungen von Beginn an auszuschließen.

Die Planung und Durchführung von Pilotbohrungen anstelle der Durchführung des gesamten Implantationsprozesses bis hin zum Einbringen des Implantats wurde bewusst so gewählt. Die Pilotbohrung legt während des Implantationsvorganges die primäre Achse und Eintrittsposition des späteren Implantates fest, weshalb die Präzision dieser Bohrung als initial entscheidend angesehen werden kann (Casap *et al.*, 2011b). Zu beachten ist, dass während des regulären Bohrprotokolls (Ankörnung, Pilotbohrung, Formbohrung) noch gewisse Korrekturen mit steigendem Bohrdurchmesser vorgenommen werden können. Bei der Untersuchung des dynamischen Implantationssystems IGI hat sich herausgestellt, dass die Genauigkeit der Übertragung der Planung in die Realität anstieg, je größer der Bohrdurchmesser wurde (Casap *et al.*, 2011b). Da versucht wurde, den menschlichen Einfluss bei der Versuchsreihe und damit eine mögliche nachträgliche Korrektur während des kompletten Bohrprotokolls weitestgehend auszuschließen und da die Pilotbohrung, im Hinblick auf die Abweichungen zur Planung, die herausforderndste Bohrung für ein dynamisches Navigationssystem darstellt, wurden nur die Pilotbohrungen geplant und durchgeführt. In der Literatur wird angeführt, dass es im Bereich der Implantologie keine einheitliche Auswertungs- und Messmethode zur Evaluation von Abweichungen der Planung gegenüber der tatsächlichen Situation im Patientenmund gibt (Zhou *et al.*, 2018). Da die Messmethode oftmals nur am

Rande beschrieben wird, ist ein Vergleich der Abweichungen zwischen verschiedenen Studien nur erschwert möglich. In dieser Arbeit wurde deshalb versucht, eine Messmethode anzuwenden, welche an die Methode von Verhamme (Verhamme *et al.*, 2013) angelehnt ist und möglichst vergleichbare Messparameter wie in anderen Studien ausgibt (Brief *et al.*, 2005; Emery, *et al.*, 2016; Block, *et al.*, 2017b.). Studien, welche aktuelle dynamische Navigationssystem und das statische System NobelGuide untersuchten, sind in der Tabelle 6 aufgeführt.

System	X-Guide <i>in vivo / in vitro</i>	Robodent <i>in vitro</i>	IGI <i>in vitro</i>	NaviDent <i>in vitro</i>	NobelGuide <i>in vitro</i>	NobelGuide <i>in vivo</i>	NobelGuide In vivo
Quelle	Block <i>et al.</i> , 2017b, Emery <i>et al.</i> , 2016	Brief <i>et al.</i> , 2005	Brief <i>et al.</i> , 2005	Somogyi- Ganss <i>et al.</i> , 2015	Somogyi-Ganss <i>et al.</i> , 2015	Verhamme <i>et al.</i> , 2013,	Verhamme <i>et al.</i> , 2015
Abweichung (mm, °)	Mittelwert ± SD	Mittelwert ± SD	Mittelwert ± SD	Mittelwert ± SD	Mittelwert ± SD	Mittelwert ± SD	Mittelwert ± SD
3D Eintrittspunkt	0,37 ± 0,21 1,37 ± 0,55	-	-	-	-	1,40 ± 0,49	1,96 ± 0,23
3D Winkel	0,89 ± 0,35 3,62 ± 2,73	2,12 ± 0,78	4,21 ± 4,76	2,99 ± 1,68	4,24 ± 2,66	2,44 ± 1,20	3,93 ± 0,41
3D Bohrer- Implantatspitze	0,38 ± 0,21 1,56 ± 0,69	0,60 ± 0,20	0,94 ± 0,40	1,71 ± 0,61	1,91 ± 0,94	1,58 ± 0,51	2,29 ± 0,27
2D bucco-oral Eintrittspunkt	0,21 ± 0,11 0,87 ± 0,42	0,35 ± 0,17	0,65 ± 0,58	1,14 ± 0,55	0,81 ± 0,55	0,40 ± 0,43	0,76 ± 0,09

Tabelle 6. Darstellung vergleichbarer Abweichungen vergleichbarer Systeme (X-Guide: Block *et al.*, 2017b, Emery *et al.*, 2016; Robodent und IGI: Brief *et al.*, 2005; navident und NobelGuide: Somogyi-Ganss *et al.*, 2015; NobelGuide: Verhamme *et al.*, 2013, Verhamme *et al.*, 2015). Angegeben sind für jeden Messparameter die Mittelwerte und Standardabweichungen.

Die Messparameter, die zweidimensionale bucco-orale Abweichung am Eintrittspunkt, dreidimensionale Abweichung an der Bohrerspitze sowie dreidimensionale Winkelabweichung, wurden auch in den in der Tabelle 6 aufgelisteten Studien erhoben und lassen einen vorsichtigen Vergleich dieser Arbeit zu. Dabei untersuchte man in einigen Studien ebenfalls die Abweichung der Pilotbohrung im Vergleich zur tatsächlichen Bohrung (Brief *et al.*, 2005; Somogyi-Ganss *et al.* 2015), wohingegen andere Studien die Abweichung der tatsächlichen Implantatposition von der Planung untersucht haben (Brief *et al.*, 2005; Pettersson *et al.* 2012; Verhamme *et al.*, 2013; Verhamme *et al.*, 2015; Emery *et al.*, 2016; Block *et al.*, 2017b).

Ein vergleichbares dynamisches Navigationssystem (navident, ClaroNav, Toronto, Canada) und das NobelGuide-System wurden in einer *in vitro* Studie anhand von jeweils 400 Bohrungen an Modellen untersucht (Somogyi-Ganss *et al.*, 2015). Eine zweidimensionale bucco-orale Abweichung am Eintrittspunkt von $1,14 \text{ mm} \pm 0,55 \text{ mm}$, eine dreidimensionale Abweichung an der Bohrerspitze von $1,71 \pm 0,61 \text{ mm}$ und eine dreidimensionale Winkelabweichung von $2,99^\circ \pm 1,68^\circ$ wurden verglichen zu dem Meistermodell für das navident-System gemessen. In derselben Studie zeigte das NobelGuide-System eine zweidimensionale Abweichung in bucco-oraler Richtung am Eintrittspunkt in Höhe von $0,81 \pm 0,55 \text{ mm}$, eine dreidimensionale Abweichung an der Bohrerspitze von $1,91 \pm 0,94 \text{ mm}$ und eine dreidimensionale Winkelabweichung von $4,24^\circ \pm 2,66^\circ$ verglichen zum Meistermodell. In der angeführten Studie wurden die Implantatpositionen zunächst in einem Meistermodell festgelegt und Pilotbohrungen an diesen Stellen durchgeführt. Die Bohrungen des Meistermodells definierten die Implantatpositionen und dienten zur Planung aller weiterer Bohrungen. Verglichen zu der vorliegenden Arbeit, zeigten alle drei Messparameter höhere Abweichungen. Dabei muss man jedoch berücksichtigen, dass von dem Meistermodell ein DVT erstellt wurde und in die sich darstellenden Löcher händisch die Implantate geplant wurden. Diese Planung wurde dann für die jeweiligen Gruppen übernommen, wobei pro untersuchter Gruppe nur ein Modell für die Bohrungen genutzt wurde und die Bohrlöcher nach jedem Bohrvorgang wieder verschlossen wurden. Die Auswertung der Bohrungen erfolgte nicht mit der Überlagerung eines prä- und postoperativen DVTs, sondern durch die Vermessung mit einem optischen Trackingsystem. Die höheren gemessenen

Abweichungen zur Planung können bei dieser Studie durch das manuelle Planen der Implantate in das DVT des Meistermodells, aber auch durch eine mögliche Führung während des Bohrvorganges entstanden sein. Sollte die Übertragung der Planung von dem Meistermodell auf das jeweilige Bohrmodell nicht exakt gewesen sein, würde sich dieser Fehler auf jede Bohrung übertragen. Zudem kann durch den Verschluss der Bohrlöcher und das erneute Bohren an gleicher Stelle ein Führungseffekt entstehen, da sich die Materialhärte des Verschlussmaterials von dem eigentlichen Material des Modells unterscheiden könnte.

Eine weitere *in vitro* Studie untersuchte zwei verschiedene dynamische Navigationssysteme (Robodent, RoboDent GmbH, Berlin, Deutschland; IGI DenX, Denx Ltd, Moshav Ora, Jerusalem, Israel; Brief *et al.*, 2005). Die Auswertung im Hinblick auf Abweichungen zwischen der Planung und der durchgeführten Pilotbohrung wurde in dieser Studie mit einem Koordinatenmesssystem durchgeführt. Dabei wurde ein Meistermodell als Planungsreferenz genutzt. Drei Pilotbohrungen wurden freihändig in einem Meistermodell durchgeführt und legten die Bohrpositionen für beide Gruppen fest. In einem DVT des Meistermodells wurden virtuell Implantate in die Löcher geplant und diese Planung für die insgesamt 10 Modelle genutzt. Somit wurden pro Gruppe 15 Pilotbohrungen in jeweils 5 Modellen durchgeführt. Dabei wurde eine dreidimensionale Winkelabweichung von $4,21 \pm 4,76^\circ$ (IGI), $2,12 \pm 0,78^\circ$ (Robodent), eine dreidimensionale Abweichung an der Bohrerspitze von (IGI $0,94 \pm 0,40$ mm; Robodent $0,60 \pm 0,20$ mm) und eine zweidimensionale Abweichung in bucco-orale Richtung am Eintrittspunkt von $0,65 \pm 0,58$ mm (IGI) und $0,35 \pm 0,17$ mm (Robodent) gemessen. Verglichen zur vorliegenden Arbeit zeigt sich, dass die Winkelabweichung sowohl bei dem IGI als auch dem Robodent-System deutlich höher ist. Erklärbar wäre dies durch die manuelle Planung der Implantate in die Bohrlöcher des DVTs des Meistermodells. Die Identifizierung der Bohrlöcher im DVT des Meistermodells und die exakte Planung der Implantate an diese Positionen ist im dreidimensionalen Raum äußerst schwierig. Und da die Winkelabweichung im drei- und nicht zweidimensionalen Raum gemessen wird, addieren sich mögliche Fehler bei der Planung im Vergleich zum Meistermodell deutlich stärker. Zudem wird nicht angeführt, ob für jedes Modell ein eigenes DVT und eine eigene Planung

gemacht wurden oder nur ein DVT des Meistermodells und sogleich eine Planung für alle Modelle gemacht wurde. Da es technisch nur sehr schwer ist, absolut identische Modelle herzustellen, würde die Nutzung lediglich einer Planung für alle Modelle die gemessenen Werte in Frage stellen. Die dreidimensionale Abweichung an der Bohrerspitze und die zweidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt in bucco-oraler Richtung ist mit dem in dieser Studie untersuchten dynamischen Navigationssystem (Denacam) vergleichbar.

Eine *in vivo* Studie mit jeweils vier Implantaten bei fünf Patienten mit zahnlosem Oberkiefer untersuchte die Genauigkeit des statischen Systems NobelGuide anhand der tatsächlichen Position der 20 Implantate im Vergleich zur Planung (Verhamme *et al.*, 2013). Eine Kontrollgruppe gab es nicht. Eine dreidimensionale Winkelabweichung von $2,44 \pm 1,20^\circ$, eine zweidimensionale Abweichung in bucco-oraler Richtung von $0,40 \pm 0,43$ mm und eine dreidimensionale Abweichung an der Bohrerspitze von $1,58 \pm 0,51$ mm wurden gemessen. Die beiden dreidimensionalen Messparameter bei dieser *in vivo* Studie zeigten höhere Abweichungen als in der vorliegenden Arbeit. Die zweidimensionale Abweichung in bucco-oraler Richtung war geringer als in der gegenwärtigen Arbeit. Dies könnte daran liegen, dass bei dem Auswertungsverfahren manuell eine Ebene festgelegt wurde, um die Messungen im zweidimensionalen Raum durchzuführen. Dabei könnte die Ebene so gewählt worden sein, dass zufällig in dieser Ebene eine sehr geringe Abweichung messbar war.

Auch bei einer weiteren *in vivo* Studie, die an 150 Implantationen bei 25 Patienten das NobelGuide-System im Hinblick auf Abweichungen der tatsächlichen Implantatpositionen zur präoperativen Planung untersucht hat (Verhamme *et al.*, 2015), zeigte auch höhere Abweichungen als in der vorliegenden Studie. Eine dreidimensionale Winkelabweichung von $3,93 \pm 0,41^\circ$, eine zweidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt in bucco-oraler Richtung von $0,76 \pm 0,09$ mm und eine dreidimensionale Abweichung im Bereich der Bohrerspitze von $2,29 \pm 0,27$ mm wurden gemessen. Die Evaluation der Abweichungen erfolgte bei beiden genannten *in vivo* Studien ähnlich wie in der vorliegenden Arbeit. Trotzdem gilt es zu beachten, dass bei *in vivo* Studien andere Umstände als bei *in vitro* Arbeiten vorliegen. So hat man bei einer *in vivo* Studie zum einen die befestigte und unbefestigte Gingiva sowie auch die Möglichkeit von intraoperativen

Bewegungen des Patienten. Auch wurde bei den angegebenen Studien das Doppelscan Verfahren genutzt, wobei auf Grundlage eines Alginatabdrucks und eines daraus hergestellten Gipsmodells, eine Röntgenschablone hergestellt wurde. Diese zusätzlichen Arbeitsschritte können mit Fehlern behaftet sein und zusätzlich mit den genannten klinischen Operationsbedingungen zu größeren Abweichungen der Implantatpositionen im Vergleich zur Planung führen.

In einer weiteren *in vivo* Studie wurde das dynamische Navigationssystem X-Guide im Hinblick auf Abweichungen der Implantatplanung und tatsächlichen Implantatposition untersucht (Block *et al.*, 2017b). Dabei haben drei Chirurgen jeweils 30 Fälle behandelt. Es wird weder angeführt wie viele Implantate pro Fall gesetzt wurden, noch in welchen Regionen die Implantate inseriert worden sind. Prä- und postoperative DVTs wurden angefertigt, um Abweichungen von der Planung zu messen. Im Rahmen des Evaluationsprozesses wurden prä- und postoperatives DVT überlagert und anhand des postoperativen DVTs, mit den sich darstellenden Implantaten als Vorlage, die eingebrachten Implantate virtuell in das präoperative DVT gesetzt. Dadurch hat man sowohl die ursprüngliche Planung als auch die tatsächliche Position in einem DVT Datensatz und kann entsprechend Abweichungen messen. Da die Positionierung der tatsächlichen Implantate jedoch händisch stattgefunden hat, stellt dies eine mögliche Fehlerquelle dar, die zu Abweichungen führen kann. In der Studie konnte eine zweidimensionale Abweichung in bucco-oraler Richtung in Höhe von $0,87 \pm 0,42$ mm, eine dreidimensionale Winkelabweichung von $3,62 \pm 2,73^\circ$ sowie eine dreidimensionale Abweichung im Bereich der Bohrerspitze von $1,56 \pm 0,69$ mm gemessen werden. Diese Werte sind, verglichen zu der vorliegenden Arbeit, deutlich höher. Dabei gilt es zu berücksichtigen, dass die manuelle Positionierung der Implantate während des Auswertungsprozesses zu einer Fehlpositionierung führen und damit die Genauigkeit negativ beeinflussen kann.

Das gleiche System wurde auch in einer *in vitro* Studie mit 47 Implantaten in Modellen untersucht (Emery *et al.*, 2016). Dabei wurden sowohl zahnlose als auch teilbezahnte Modelle genutzt. Bei den zahnlosen Modellen wurde pro Modell ein Implantat gesetzt. Bei den teilbezahnten Modellen wurden mehrere Implantate pro Modell gesetzt. Eine zweidimensionale Abweichung in bucco-oraler Richtung am Eintrittspunkt von $0,21 \pm 0,11$ mm, eine dreidimensionale Winkelabweichung von $0,98 \pm 0,35^\circ$ und eine dreidimensionale Abweichung im

Bereich der Bohrerspitze von $0,38 \pm 0,21$ mm wurden gemessen. Alle drei Messparameter zeigten, verglichen zu der vorliegenden Arbeit, deutlich geringere Abweichungen. Der Umstand, dass bei zahnlosen Modellen pro Implantat ein neues Modell genutzt wurde, führt natürlich auch dazu, dass der Marker immer in der idealsten Position im Verhältnis zu der Implantatposition ausgerichtet werden kann. Da es bekannt ist, dass die Genauigkeit durch unterschiedliche Abstände der Implantatposition von dem Marker negativ beeinflusst werden kann, wurden diese Bohrungen in der genannten Studie demnach unter den absolut idealsten Bedingungen durchgeführt. Zusätzlich wurde, verglichen zu der vorliegenden Studie, das gesamte Bohrprotokoll (Ankörung, Vorbohrung, Formbohrung, Einbringung des Implantates) durchgeführt, was dazu geführt haben könnte, dass mögliche Abweichungen in den ersten Bohrungen in den weiteren Bohrschritten ausgeglichen werden konnten.

Die in dieser Arbeit gemessenen Daten zeigen deutlich, dass das neue dynamische Navigationssystem (Denacam) die Übertragung der Implantatposition von der Planung zu der chirurgischen Situation mit vergleichbarer Genauigkeit wie ein wissenschaftlich anerkanntes statisches System gewährleisten kann. Da eine *in vitro* Studie klinische Einflüsse wie Blut, Weichgewebe, Patientenbewegungen und vieles mehr nicht berücksichtigt, sind weitere Untersuchungen, insbesondere aber auch *in vivo* Studien notwendig, um die Genauigkeit des untersuchten dynamischen Navigationssystems im klinischen Alltag zu verifizieren. Die Hypothese, dass die Genauigkeit der tatsächlichen Pilotbohrungen unter Verwendung des neuen dynamischen Systems genauso gut oder besser sind als unter Verwendung des etablierten statischen Systems, kann teilweise akzeptiert werden, da die Messparameter zweimal signifikant zugunsten des dynamischen und zweimal signifikant zugunsten des statischen Systems ausfielen.

6 Zusammenfassung

Durch die stetig steigende Zahl an Implantationen, steigt auch bei den Patienten der Informationsbedarf über dieses Gebiet der Zahnmedizin. Durch den stetig voranschreitenden Einzug der digitalen Zahnmedizin und kostengünstigen DVT-Geräten wird die Navigation im Rahmen der Implantologie immer interessanter. Auch aus forensischer Sicht bietet eine geführte Navigation sowohl dem Behandler, als auch dem Patienten Vorteile. Die Risiken der Schädigung des *N. mandibularis* und die Perforation des *Sinus maxillaris* gelten als die bekanntesten Risiken. Bedingt durch den demographischen Wandel wird das zu behandelnde Patientenkontinuum immer älter werden. Und gerade bei diesem Patientenkontinuum ist das Knochenangebot oftmals eingeschränkt und der Wille des Patienten, einen Knochenaufbau über sich ergehen zu lassen, eingeschränkt. Mithilfe der dreidimensionalen Planung kann das zur Verfügung stehende Knochenangebot optimal genutzt werden und damit oftmals der Knochenaufbau vermieden werden. Ziel dieser Arbeit war der Vergleich eines etablierten statischen Systems (Bohrschablonen) mit einem neu entwickelten dynamischen Navigationssystem. Dazu wurden von der Firma Sawbones spezielle, zinkbeschichtete, Phantomkiefer bestellt, welche der realen Knochenstruktur des Ober- und Unterkiefers nachempfunden waren. Für jede der 180 durchgeführten Pilotbohrungen wurde ein präoperatives DVT zur Planung und ein postoperatives DVT durchgeführt. Die Überlagerung der korrespondierenden DVT-Datensätze erfolgte mit einem speziell geschriebenen Matlab-Algorithmus. Dabei wurden mehrere Messparameter ausgewertet: Dreidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt (mm), dreidimensionale Winkelabweichung ($^{\circ}$), dreidimensionale Abweichung im Bereich der Bohrerspitze (mm), zweidimensionale Tiefenabweichung, zweidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt in mesio-distaler Richtung (mm), zweidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt in bucco-oraler Richtung (mm), zweidimensionale Winkelabweichung am Eintrittspunkt in mesio-distaler Richtung ($^{\circ}$) und die Zweidimensionale Winkelabweichung am Eintrittspunkt in bucco-oraler Richtung ($^{\circ}$). Die Unterschiede bezogen auf die Abweichungen zwischen den beiden Gruppen waren relativ ausgeglichen. Das dynamische Navigationssystem schnitt bei der dreidimensionalen Winkelabweichung mit $2,16 \pm 0,59^{\circ}$ ($p = 0,024$) und bei der dreidimensionalen Abweichung im Bereich der Bohrerspitze mit $0,80 \pm 0,55$ mm

($p < 0,0001$) signifikant besser ab als das statische System NobelGuide. Bei der zweidimensionalen Tiefenabweichung und der zweidimensionalen Winkelabweichung in bucco-oraler Richtung, zeigte das NobelGuide-System mit $1,05 \pm 0,50$ mm ($p < 0,0001$) und $1,02 \pm 1,16^\circ$ ($p < 0,0001$) signifikant geringere Abweichungen zur Planung.

Die statisch geführten Systeme (Bohrschablonen) waren der erste Schritt die in CT- oder DVT-Datensätzen gewonnenen Informationen über das Knochenangebot des Patienten für die Umsetzung der virtuellen Planung in den Patientenmund zu nutzen. Diese Systeme sind jedoch in der Herstellung zeit- und geldaufwendig. Die Kühlung während der Implantation kann eingeschränkt sein und besonders im Molarengbiet ist die Mundöffnung des Patienten oft nicht ausreichend, um einen ungehinderten Bohrvorgang durch die Bohrschablone zu ermöglichen. Die ersten dynamischen Navigationssysteme wurden aus dem humanmedizinischen Bereich abgeleitet und bestanden aus einem optischen Referenzkörper am Patienten, einem Referenzkörper an dem Winkelstück und einer frei im Raum stehenden Kamera, welche mithilfe der Software, die Relation des Winkelstücks zu dem Operationsgebiet berechnen kann. Der Nachteil dieser Systeme besteht aus den vielen Komponenten, welche sehr viel Platz im Behandlungsraum benötigen sowie ein freies Sichtfeld zwischen der Kamera und beiden Referenzkörpern. Auch wurde berichtet, dass eine starke Belichtung des Operationssitus die Sichtverbindung der Kamera einschränken kann. Das in dieser Arbeit untersuchte Navigationssystem Denacam versucht die Nachteile der bisherigen Systeme zu eliminieren und stellt damit eine echte Alternative zu den statischen Bohrschablonen dar. Durch die Montage der Kamera auf dem Winkelstück und nur einem Referenzkörper (Keramikmarker) im Patientenmund ist dieses System deutlich übersichtlicher und weniger platzbeanspruchend als bisherige dynamische Navigationssysteme. Ein wesentlicher Vorteil der dynamischen Navigation im Vergleich zu statischer Navigation ist die Möglichkeit, die Planung während der Operation noch ändern zu können. Sollte beispielsweise während der Operation mit einer Bohrschablone aufgrund einer Fehleinschätzung der DVT-Bilder, die geplante Implantatposition nicht umsetzbar sein, so muss der Chirurg bei statischer Navigation die Implantation frei Hand fortsetzen oder eine neue Bohrschablone bestellen. Bei den dynamischen Navigationssystemen ist es während der Operation möglich eine

Freihandimplantation mithilfe der Information über die aktuelle Position des Bohrers im dreidimensionalen Raum des DVT Datensatzes durchzuführen. Diese Arbeit konnte zeigen, dass die Abweichungen zwischen der Pilotbohrung und Planung, zwischen dem dynamischen Navigationssystem und dem etablierten Bohrschablonensystem vergleichbar sind. In weiteren Studien gilt es nun die Abweichungen im klinischen Alltag und den realen Nutzen am Patienten zu untersuchen. Ferner sind Indikationserweiterungen denkbar, zum Beispiel die dynamische Navigation des internen und externen Sinuslift, der Knochenaugmentation oder der Wurzelspitzenresektion. Auch im Bereich der studentischen Ausbildung könnte das dynamische Navigationssystem genutzt werden, um Studenten im realen anatomischen Kontext die Implantologie zu lehren.

Die vorliegende Arbeit wurde zur Publikation eingereicht.

7 Literaturverzeichnis

1. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years (2009). *Clinical Oral Implants Research* **20**: 441–51.
2. Akca K, Iplikcioglu H, Cehreli MC. A surgical guide for accurate mesio- distal paralleling of implants in the posterior edentulous mandible (2002). *J Prosthet Dent* **87**: 233-5.
3. Allen PF, McMillan A. Food selection and perceptions of chewing ability following provision of implant and conventional prostheses in complete denture wearers (2002). *Clinical Oral Implants Research* **13**: 320–6.
4. American Dental Association. 2005–06 Survey of Dental Services Rendered (2007). Chicago, IL: American Dental Association.
5. Arfai, N. K. and S. Kiat-Amnuay. Radiographic and surgical guide for placement of multiple implants (2007). *J Prosthet Dent* **97 (5)**: 310-312.
6. Arora KS, Khan N, Abboudi H, et al: Learning curves for cardio- thoracic and vascular surgical procedures - A systematic review (2015). *Postgrad Med* **127**: 202.
7. Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment (2003). *Int J Prosthodont* **16 (2)**: 117–122.
8. Baysal U. Analyse der metrischen Abweichung von dreidimensional geplanten Implantatpositionen (2012). Dissertation, Köln: Universität zu Köln.
9. Behneke, A., Burwinkel, M., Behneke, N. Factors influencing transfer accuracy of cone beam CT-derived template-based implant placement (2012). *Clinical Oral Implants Research* **23**: 416– 423.
10. Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An CH, Resnik R, Reardon GT, Feldman SJ, Mah JK, Hatcher D, Kim MJ, Sohn DS, Palti A, Perel ML, Judy KW, Misch CE, Wang HL. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: the International Congress of Oral Implantologists consensus report (2012). *Implant Dent* **21**:78-86.

11. Benjamin L. The evolution of multiplanar diagnostic imaging: predictable transfer of preoperative analysis to the surgical site (2002). *J.Oral Implantol.* **28**: 135-144.
12. Bier J, Lüth T. Navigation in der Implantologie (2005). *Z Zahnärztl Implantol* **4**: 232-237.
13. Block MS, Kent JN. Factors associated with soft- and hard-tissue compromise of endosseous implants (1990). *J Oral Maxillofac Surg* **48**:1153-1160.
14. Block Michael S., Emery Robert W. Static or Dynamic Navigation for Implant Placement - Choosing the Method of Guidance (2016). *J Oral Maxillofac Surg* **74**: 269-277.
15. Block MS, Emery RW, Cullum DR, Sheikh A. Implant Placement Is More Accurate Using Dynamic Navigation (2017a). *J Oral Maxillofac Surg* **75 (7)**: 1377-1386.
16. Block MS, Emery RW, Lank K, Ryan J. Implant Placement Accuracy Using Dynamic Navigation (2017b). *Int J Oral Maxillofac Implants* **32 (1)**: 92-99.
17. Bouchard C, Magil JC, Nikonovskiy V, Byl M, Murphy BA, Kaban LB, Troulis MJ. Osteomark: A surgical navigation system for oral and maxillofacial surgery (2012). *Int J Oral Maxillofac Surg* **41**: 265.
18. Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G. Accuracy of image-guided implantology (2005). *Clin Oral Implants Res* **16**: 495–501.
19. Brocard D, Barthet P, Baysse E, Duffort JF, Eller P, Justumus P, Marin P, Oscaby F, Simonet T, Benque E, Brunel G. A Multicenter Report on 1022 Consecutively Placed ITI Implants: A 7-Year Longitudinal Study (2000). *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **15**: 691-700.
20. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations (2004). *Int J Oral Maxillofac Implants* **19**: 43-61.
21. Canullo L, Tallarico M, Radovanovic S, Delibasic B, Covani U, Rakic M. Distinguishing predictive profiles for patient-based risk assessment and diagnostics of plaque induced, surgically and prosthetically triggered peri-implantitis (2016). *Clin Oral Implants Res* **27 (10)**: 1243-1250.
22. Casap N, Wexler A, Eliashar R: Computerized navigation for surgery of the lower jaw: Comparison of 2 navigation systems (2008). *J Oral Maxillofac Surg* **66**: 1467.

23. Casap N, Nadel S, Tarazi E, Weiss E. I. (2011a). Evaluation of a Navigation System for Dental Implantation as a Tool to Train Novice Dental Practitioners (2011a). *J Oral Maxillofac Surg* **69**: 2548-2556.
24. Casap N, Laviv A, Wexler A. (2011b). Computerized navigation for immediate loading of dental implants with a prefabricated metal frame: a feasibility study (2011b). *J Oral Maxillofac Surg* **69 (2)**: 512-9.
25. Choi M, Romberg E, Carl F. Effects of varied dimensions of surgical guides on implant angulations (2004). *The Journal of Prosthetic Dentistry* **92 (5)**: 463-469.
26. Cushen SE, Turkyilmaz I. Impact of operator experience on the accuracy of implant placement with stereolithographic surgical templates: an in vitro study (2013). *J Prosthet Dent* **109**: 248-54.
27. de Almeida EO, Pellizzer EP, Goiatto MC, Margonar R, Rocha EP, Freitas AC Jr, Anchieta RB. Computer-guided surgery in implantology: review of basic concepts (2010). *Journal of Craniofacial Surgery* **21**: 1917–1921.
28. Deeb G, Wheeler B, Jones M, Carrico C, Laskin D, Deeb JG. Public and Patient Knowledge About Dental Implants (2017). *J Oral Maxillofac Surg* **75 (7)**: 1387-1391.
29. D'Haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, De Bruyn H. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature (2012). *Clin Implant Dent Relat Res* **14 (3)**: 321-335.
30. dos Santos PL, Queiroz TP, Margonar R, de Souza Carvalho AC, Betoni W Jr, Rezende RR, dos Santos PH, Garcia IR Jr. Evaluation of bone heating, drill deformation, and drill roughness after implant osteotomy: Guided surgery and classic drilling procedure (2014). *Int J Oral Maxillofac Implants* **29**: 51.
31. Dreiseidler T, Mischkowski RA, Neugebauer J, Ritter L, Zöller JE. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry (2009). *Int J Oral Maxillofac Implants* **24**: 216-225.
32. Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study (2001). *Clin Oral Implants Res* **12 (3)**: 207-218.
33. Emery RW, Merritt SA, Lank K, Gibbs JD. Accuracy of Dynamic Navigation

- for Dental Implant Placement-Model-Based Evaluation (2016). *J Oral Implantology* **42 (5)**: 399-405.
34. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology (1998). *Eur J Oral Sci* **106**: 721-64.
35. Ewers R, Schicho K, Undt G, Wanschitz F, Truppe M, Seemann R, Wagner A. Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: A review (2005). *Int J Oral Maxillofac Surg* **34**: 1.
36. Gillot Luc, Cannas Bernard, Friberg Bertil, Vrielinck Luc, Rohner Dennis, Pettersson Andreas. Accuracy of virtually planned and conventionally placed implants in edentulous cadaver maxillae and mandibles: A preliminary report (2014). *The Journal of Prosthetic Dentistry* **112 (4)**: 798-804.
37. Gockel F. Eine Untersuchung zur Genauigkeit von dreidimensional, durch CT/DVT geplanten Bohrschablonen für die Insertion von Implantaten in den Kieferknochen (2009). Dissertation, Marburg: Universität Marburg.
38. Güth JF, Ponn A, Mast G, Gernet W, Edelhoff D. Description and evaluation of a new approach on pre-clinical implant dentistry education based on an innovative simulation model (2010). *Eur J Dent Educ* **14**: 221.
39. Hassfeld S, Burghart C, Bertovic I, Raczkowsky J, Rembold U, Wörn H, Mühling J. Intraoperative Navigation Techniques: Accuracy Tests and Clinical Report (1998). In: Lemke, H., Vannier, M. W., Inamura, K., Farman, A. G. (Hrsg.): Computer Assisted Radiology and Surgery. International Congress Series 1165. Elsevier, Amsterdam 1998
40. Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures (1998). *J Prosthet Dent* **80**: 169-174.
41. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S. Accuracy assessment of image-guided implant surgery: an experimental study (2005). *Int J Oral Maxillofac Implants* **20 (3)**: 382-6.
42. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants (1997). *J Oral Implantology* **23 (3)**: 104-111.
43. Hugo O. CAD/CAM Komponenten in Chirurgie und Prothetik (2010). *DENTAL MAGAZIN* **28 (5)**: 408.
44. iData Research Inc. European markets for dental implants, final abutments and computer guided surgery (2011).

45. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys (1996). *Clin Oral Implants Res* **7** (2): 143-52.
46. Jacobs R, Adriansens A, Naert I, Quirynen M, Hermans R, van Steenberghe D. Predictability of reformatted computed tomography for preoperative planning of endosseous implant (1999). *Dentomaxillofacial Radiology* **28**: 37-41.
47. John V, Chen S, Parashos P. Implant or the natural tooth – a contemporary treatment planning dilemma? (2007). *Australian Dental Journal* **52** (1): 138-50.
48. Jordan AR, Micheelis W (2016). Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Institut der Deutschen Zahnärzte (Hrsg.), Deutscher Zahnärzte-Verlag DÄV GmbH, Köln.
49. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hammerle CH, Tahmaseb A. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review (2009). *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* **24**: 92–109.
50. Kang SH, Lee JW, Lim SH, Kim YH, Kim MK. Verification of the usability of a navigation method in dental implant surgery: in vitro comparison with the stereolithographic surgical guide template method (2014). *J Craniomaxillofac Surg* **42** (7): 1530-1535.
51. Knöfler W, Knöfler A, Graf HL. Die Überlebenswahrscheinlichkeit von Implantaten in einer zahnärztlichen Praxis im Zeitraum von zehn Jahren (2004). *zzi | Z Zahnärztl Implantol* **20** (4): 230-246.
52. Koch AD, Ekkelenkamp VE, Haringsma J, Schoon EJ, de Man RA, Kuipers EJ. Simulated colonoscopy training leads to improved performance during patient-based assessment (2015). *Gastrointest Endosc* **81**: 630.
53. Konsensuskonferenz Implantologie. Indikationsbeschreibung für die Regelfallversorgung in der Implantologie. 07.10.2016; http://www.konsensuskonferenz-implantologie.eu/wp-content/uploads/141125_Indikationsklassen.pdf
54. Koop R, Vercruyssen M, Vermeulen K, Quirynen M. Tolerance within the sleeve inserts of different surgical guides for guided implant surgery (2013). *Clinical Oral Implants Research* **24**: 630-634.

55. Krüger T. Ein modulares Navigationssystem für die dentale Implantologie (2006). Dissertation, Berlin: Technische Universität Berlin.
56. Ku YC, Shen YF. Fabrication of a radiographic and surgical stent for implants with a vacuum former (2000). *J. Prosthet Dent* **83**: 252-3.
57. Lambert PM, Morris HF, Ochi S. Positive effect of surgical experience with implants on second-stage implant survival (1997). *Int J Oral Maxillofac Surg* **55**: 12-18.
58. LeBlanc VR, Urbankova A, Hadavi F, Lichtenthal RM. A preliminary study in using virtual reality to train dental students (2004). *J Dent Educ* **68**: 378.
59. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, Lambrichts I. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT): Part I. On subjective image quality (2010). *European Journal of Radiology* **75**: 265-269.
60. Littke H. Implantatpositionierung bei Verwendung konventioneller Orientierungsschablonen und prä-op 3 - D - Diagnostik und Planung Objektivierung von Soll- und Istwert-Differenzen durch Überlagerung von prä-op und post-prothetischen Dentalen- Volumen- Tomogrammen (2011). Master Thesis, Witten/Herdecke: Universität Witten/Herdecke gGmbH (UHW).
61. Luckey R, Kniha H, Benner K. Die Effizienzsteigerung der Implantatpositionierung mit dem Navigationssystem RoboDent in der Oberkieferprämolarenregion im Vergleich zur bohrschablonengeführten Implantation (2006). *Z Zahnärztl Impl* **22 (2)**: 154-163.
62. Luckey R. Navigierte Implantatchirurgie – das Therapieziel diktiert den Weg (2007). *DIGITAL_DENTAL.NEWS* **1**: 40-44.
63. Ludlow JB, Ivanovic M: Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology (2008). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **106**: 106-114
64. Marmulla R, Brief J, Heurich T, Mühling J, Hassfeld S. Perspektiven der rechner- gestützten Implantologie (2002). *Z Zahnärztl Implantol* **18**: 152-158.
65. Meissen RJ, Krekeler G, Lüth T. Genauigkeit der navigierten Implantatchirurgie mit dem Robodent-System auf der Grundlage einer radiologischen Untersuchung mittels digitaler Volumentomographie (DVT) (2004). *Implantologie* **12 (4)**: 389-400.

66. Meyer U, Fillis T, Joos U, Lüth T, Meier N, Runte C, Wiesmann HP. Evaluation of accuracy of inseration of dental implants and prosthetic treatment by computer- aided navigation in minipigs (2003). *Br J oral Maxillofac Surg* **41**: 102-108.
67. Miller R. J, Bier J, Surgical navigation in oral implantology (2006). *Implant Dent* **15 (1)**: 41-7.
68. Moraschini V, Velloso G, Luz D, Porto Barboza E. Implant survival rates, marginal bone level changes, and complications in full-mouth rehabilitation with flapless computer-guided surgery: a systematic review and meta-analysis (2015). *Int. J. Oral Maxillofac. Surg* **44**: 892-901.
69. Mosch F. Retrospektive multizentrische Studie zur navigierten Implantologie (2006). Dissertation, Berlin: Medizinische Fakultät der Charité (2006).
70. Neugebauer J, Stachulla G, Ritter L, Dreiseidler T, Mischkowski RA, Keeve E, Zoller JE. Computer-aided manufacturing technologies for guided implant placement (2010). *Expert Review of Medical Devices* **7**: 113-129.
71. Nickenig HJ, Eitner S, Rothamel D, Wichmann M, Zdller JE. Possibilities and limitations of implant placement by virtual planning data and surgical guide templates (2012). *Int J Comput Dent* **15**: 9-21.
72. Nijmeh AD, Goodger NM, Hawkes D, Edwards PJ, McGurk M. Image-guided navigation in oral and maxillofacial surgery (2005). *Br J Oral Maxillofac Surg* **43**: 294.
73. Noharet R, Pettersson A, Bourgeois D. Accuracy of implant placement in the posterior maxilla as related to 2 types of surgical guides: A pilot study in the human cadaver (2014). *The Journal of Prosthetic Dentistry* **112 (3)**: 526-532.
74. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, Seki K, Araki K. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning (2009). *Dentomaxillofac Radiol* **38**: 79-85.
75. Pettersson A, Komiyama A, Hultin M, Nasstrom K, Klinge B. Accuracy of virtually planned and template guided implant surgery on edentate patients (2012). *Clin Implant Dent Relat Res* **14**: 527-537.
76. Pettersson A, Kero T, Söderberg R, Näsström K. Accuracy of virtually planned and CAD/CAM-guided implant surgery on plastic models (2014). *The Journal of Prosthetic Dentistry* **112 (6)**: 1472-1478
77. Poeschl PW, Schmidt N, Guevara-Rojas G, Seemann R, Ewers R, Zipko HT, Schicho K. Comparison of cone-beam and conventional multislice computed

- tomography for image-guided dental implant planning (2013). *Clin Oral Investig* **17**: 317.
78. Ramasamy M, Giri, Raja R, Subramonian, Karthik, Narendrakumar R. Implant surgical guides: From the past to the present (2013). *J Pharm Bioallied Sci* **5** (1): 98-102.
79. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants (1990). *J Prosthet Dent* **63**(4): 457-65.
80. Rousseau P. Flapless and traditional dental implant surgery: an open, retrospective comparative study (2010). *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **68**: 2299-2306.
81. Ruppin J, Popovic A, Strauss M, Spuntrup E, Steiner A, Stoll C. Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems (2008). *Clin Oral Implants Res* **19** (7): 709-716.
82. Santler G, Karcher H, Kern R. Stereolithography models vs. milled 3D models. Production, indications, accuracy (1998). *Mund Kiefer Gesichtschir* **2**: 91-95.
83. Scherer MD. Are Radiographic Guides Necessary? A Paradigm Shift in Implant Site Assessment, Digital Planning, and Surgical Guide Fabrication (2014). *Dentistry Today* **33** (8): 62-69.
84. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry (2009). *Clinical Oral Implants Research* **20** (4): 73–86.
85. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in cbCT: a review (2011). *Dentomaxillofacial Radiology* **40**: 265-273.
86. Schwarz F, Terheyden H. Stellenwert oraler Implantate im Rahmen der Gesundheitsvorsorge (2011). *Bundesgesundheitsblatt* **54**: 1097-1101.
87. Siessegger M, Schneider BT, Mischkowski RA, Lazar F, Krug B, Klesper B, Zöller JE. Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites (2001). *J Craniomaxillofac Surg* **29**: 276.
88. Simon Z. Computer-Guided Implant Surgery: Placing the Perfect Implant (2015). *CDA JOURNAL* **43** (3): 127-129.

89. Somogyi-Ganss E. Evaluation of the Accuracy of NaviDent, a Novel Dynamic Computer-Guided Navigation System for Placing Dental Implants (2013). Master thesis, Toronto: University of Toronto (2013).
90. Somogyi-Ganss E, Holmes HI, Jokstad A. Accuracy of a novel prototype dynamic computer-assisted surgery system (2015). *Clin Oral Impl Res* **26**: 882-890.
91. Statistisches Bundesamt. Altersverteilung der deutschen Bevölkerung. 2013; <http://de.statista.com/statistik/daten/studie/1365/umfrage/bevoelkerung-deutschlands-nach-altersgruppen/>
92. Stopp S. Ein integriertes System für die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie und Implantologie (2008). Dissertation, München: Technische Universität München (2008).
93. Straumann. Straumann estimates; IHS Global Insight. American Dental Association, Health Policy Resources Center, 2010 ADA Dental Workforce Model 2008-2030.
94. Strong EB, Rafii A, Holhweg-Majert B, Fuller SC, Metzger MC. Comparison of 3 optical navigation systems for computer-aided maxillofacial surgery (2008). *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* **134**: 1080.
95. Stumpel LJ. Congruency of stereo lithographically produced surgical guide bases made from the same cbct file: a pilot study (2013). *Clinical Implant Dentistry and Related Research* **15**: 531-537.
96. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions (2000). *Int J Oral Maxillofac Implants* **15 (1)**: 66-75.
97. Tetsch P. Failures in enosseous impantations (1977). *Dtsch Zahnarztl* **32 (4)**: 302-304.
98. van Assche N, Quirynen M. Tolerance within a surgical guide (2010). *Clinical Oral Implants Research* **21**: 455-458.
99. Van Assche N, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M. Accuracy of computer-aided implant placement (2012). *Clinical Oral Implants Research* **23 (6)**: 112-123.
100. Vercruyssen M, Jacobs R, Van Assche N, van Steenberghe D. The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: a critical review on accuracy (2008). *J Oral Rehabil* **35**: 454-474.

101. Verhamme LM, Meijer GJ, Boumans T, Schutyser F, Berge SJ, Maal TJ. A clinically relevant validation method for implant placement after virtual planning (2013). *Clin Oral Implants Res* **24**: 1265–1272.
102. Verhamme LM, Meijer GJ, Boumans T, de Haan AF, Bergé SJ, Maal TJ. (2015). A clinically relevant accuracy study of computer-planned implant placement in the edentulous maxilla using mucosa-supported surgical templates (2015). *Clin Implant Dent Relat Res* **17 (2)**: 343-352.
103. Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W, Zauza K, Klug C, Schicho K, Kainberger F, Czerny C, Bergmann H, Ewers R. Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy (2003). *Clin. Oral Implants Res* **14**: 340-348.
104. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F, Figl M, Kettenbach J, Bergmann H, Ewers R. Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible (2002). *Clin Oral Implants Res* **13**: 59.
105. Weibrich G, Wagner W. Operatives Vorgehen (2004). Implantologie. Urban & Fischer, Elsevier GmbH, München (2004): 99-157.
106. White SC, Heslop EW, Hollender LG, Mosier KM, Ruprecht A, Shroot MK. Parameters of radiologic care: an official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (2001). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **91**: 498-511.
107. Widmann G, Stoffner R, Keiler M, Zangerl A, Widmann R, Puelacher W, Bale R. A laboratory training and evaluation technique for computer-aided oral implant surgery (2009). *Int J Med Robot* **5**: 276.
108. Wittwer G, Adeyemo WL, Schicho K, Birkfellner W, Enislidis G. Prospective randomized clinical comparison of 2 dental implant navigation systems (2007). *J Oral Maxillofac Implant* **22**: 785.
109. Zhou W, Liu Z, Song L, Kuo CL, Shafer DM. Clinical Factors Affecting the Accuracy of Guided Implant Surgery-A Systematic Review and Meta-analysis (2018). *J Evid Based Dent Pract* **18 (1)**: 28-40.

8 Abkürzungsverzeichnis

AG:	Aktiengesellschaft
CAD:	computer aided design
CAM:	computer aided manufacturing
CE:	Communauté Européenne
CT:	Computertomographie
DVT:	digitale Volumetomographie
NXA:	spezielles Dateiformat von Nobel Biocare
HU:	Hounsfield-Unit
OPT:	Orthopantomographie
DICOM:	Digital Imaging and Communications in Medicine
OHIP:	Oral Health Impact Profile
STL:	Standard Triangulation Language
PMMA:	Polymethylmethacrylat
3D:	dreidimensional
CBCT:	cone beam computed tomography
BDIZ:	Bundesverband der implantologisch tätigen Zahnärzte in Europa e.V.
EDI:	European Dental Association
BDO:	Berufsverband Deutscher Oralchirurgen
DGMKG:	Deutsche Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
DGI:	Deutschen Gesellschaft für Implantologie e.V.
DGZI:	Deutsche Gesellschaft für Zahnärztliche Implantologie

9 **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1. Zahnloses Oberkiefermodell mit röntgensichtbarer Zinkbeschichtung der Firma Sawbones.	25
Abbildung 2. Befestigter Marker (weiß) auf der Markerhalterung aus Kunststoff (durchsichtig), welche mit einem A-Silikon auf dem teilbezahnten Unterkiefermodell (grau) befestigt ist.....	28
Abbildung 3. Bedienungsмасke des Carestream 9300 3D DVTs vor der Aufnahme.....	29
Abbildung 4. Teilbezahntes Unterkiefer-Sawbones-Modell mit befestigtem Marker des Denacam-Systems, im DVT zur präoperativen Bildgebung für das Denacam-System positioniert.....	30
Abbildung 5. Zahnloses Sawbones Unterkiefermodell im DVT zur präoperativen Bildgebung für das NobelGuide-System.	31
Abbildung 6. Dreidimensionale Darstellung des Procera 2G Scans eines zahnlosen Oberkiefermodells.....	32
Abbildung 7. Händische Markierung prominenter Punkte (gelb) des zahnlosen Oberkiefermodells auf dem DVT-Datensatz (beige, links) und Markierung der möglichst identischen Punkte auf dem STL-Datensatz (rot, rechts)....	33
Abbildung 8. Dreidimensionale DVT-Darstellung des zahnlosen Oberkiefermodells (beige) mit überlagertem Procera 2G Scan (rot).	33
Abbildung 9. DVT 3D Darstellung des Patientenmodells mit eingezeichneter Schnittebene für die folgende Ausschnittsdarstellung (Abbildung 10) und geplanter Implantatachse (a).....	34
Abbildung 10. Ausschnittsdarstellung aus Abbildung 9 mit geplantem Implantat regio 25: Implantatachse (blau) mit umgebenden Sicherheitsabstand 1,5mm (gelb), Bewegungspunkten (grau), sowie überlagertem Procera 2G Scan (rote Linie).	34
Abbildung 11. DVT 3D Darstellung des Patientenmodells mit geplanten Verankerungsstiften (a) für die sichere Befestigung der Bohrschablone am Kieferknochen.	35
Abbildung 12. DVT 3D Darstellung des Patientenmodells mit geplanter Bohrschablone (a).....	35
Abbildung 13. Ausschnittsdarstellung aus Abbildung 9 regio 15 mit geplanter Bohrschablone (a) mit Bohrhülse (b) und geplantem Implantat.	36

Abbildung 14. Aufbau des Denacam-Systems im Phantomkurssaal der Uniklinik München. Von links nach rechts zu sehen: Phantomkopf mit Unterkiefermodell und aufgesetztem Marker, Touchbildmonitor des Denacam-Systems, Registrierungsblock, Winkelstück mit montierter Kamera, Denacam-Computer und darunter ein Chirurgiemotor.	37
Abbildung 15. Registrierung eines Pilotbohrers mit dem Registrierungsblock und Anzeige des erkannten Bohrers auf dem Touchbildmonitor.....	38
Abbildung 16. Durchführung einer Pilotbohrung mit dem Denacam-System. Abgebildet ist ein Unterkiefermodell mit aufgesetztem Keramikmarker und einem mit Silikon auf den Zähnen fixierten Markerhalter sowie dem Winkelstück mit montierter Kamera und eingespanntem Bohrer.....	38
Abbildung 17. Darstellung des geführten Bohrprozesses auf dem Denacam-Bildschirm. Links zeigt sich eine Schnittbildansicht der Situation und rechts zeigt das Zielkreuz laterale Abweichungen, der Kreis Winkelabweichungen und der Balken die aktuelle Bohrtiefe.....	39
Abbildung 18. Erneute Registrierung des eingelegten Bohrers nach Bohrerwechsel bzw. Änderung der Kameraposition auf dem Winkelstück. Anzeige des gemessenen Bohrers auf dem Bildschirm und notwendige Bestätigung des Bohrers durch Anklicken.....	40
Abbildung 19. Beispiel einer NobelGuide-Bohrschablone für einen teilbezahnten Unterkiefer.....	40
Abbildung 20. Unterkiefermodell (grau) mit aufgesetzter Bohrschablone (durchsichtig) und eingesetztem Fixierungspin (links), sowie zwei nicht eingesetzten Fixierungspins (rechts).....	41
Abbildung 21. Unterkiefermodell (grau) mit aufgesetzter Bohrschablone (durchsichtig) und eingesetzten Fixierungspins. In dem Bohrloch ist der Pilotbohrer mit aufgesetztem Tiefenstopp bei 10 mm zu sehen.....	42
Abbildung 22. Titanstifte der Firma Nobel Biocare als formkongruente Analoge zu den verwendeten Pilotbohrern mit 2 mm Durchmesser.....	43
Abbildung 23. Teilbezahntes Sawbones Unterkiefermodell mit aufgesetztem Marker und eingebrachten Titanstiften im DVT.	44
Abbildung 24. Darstellung der Erkennung (roter Kreis) der Titanstifte (weiß) im postoperativen DVT.	47

Abbildung 25. Darstellung der Überlagerung des präoperativen Planungs-DVTs (rosa) und des postoperativen DVTs (blau) des Kiefermodells an einem Beispiel in der X-Ebene.....	48
Abbildung 26. Darstellung der Überlagerung des präoperativen Planungs-DVTs (rosa) und des postoperativen DVTs (blau) des Kiefermodells an einem Beispiel in der Y-Ebene.....	48
Abbildung 27. Darstellung der Überlagerung des präoperativen Planungs-DVTs (rosa) und des postoperativen DVTs (blau) des Kiefermodells an einem Beispiel in der Z-Ebene.....	49
Abbildung 28. Visualisierung der Überlagerung des prä- und postoperativen DVTs in einem gemeinsamen Koordinatensystem. Abgebildet ist die Okklusionsebene (grün), die geplanten Bohrpositionen (rot) und die durchgeführten Bohrungen (blau). Die Kreise repräsentieren den geplanten (rot) und tatsächlichen (blau) Eintrittspunkt. Die Sternchen mit Kreis (rot) die geplante Bohrspitze und die Sternchen (blau) die tatsächliche Bohrspitze.	49
Abbildung 29. Berechnung der dreidimensionalen Abweichungen zwischen geplanter (schwarz) und durchgeführter (gestrichelt) Pilotbohrung: a,c, Dreidimensionale Abweichung am Eintrittspunkt und im Bereich der Bohrerspitze der Pilotbohrung als euklidischer Wert in mm; b, Winkelabweichung im dreidimensionalen Raum zwischen der Longitudinalachse der geplanten und aktuellen Pilotbohrung in Grad; d, Bestimmung der Tiefenabweichung durch Projektion der postoperativ erfassten und präoperativ geplanten Pilotbohrung in mm; e, zweidimensionale Abweichung in mm in einer Ebene in bucco-oraler und mesio-distaler Richtung; f, zweidimensionale Winkelabweichung in einer Ebene in bucco-oraler und mesio-distaler Richtung in Grad.	50
Abbildung 30. Darstellung der Abweichungen (Boxplots) aller Parameter beider Gruppen (Denacam, NobelGuide). Dargestellt ist der Interquartilsabstand, der jeweilige Median und die Enden zeigen Minimum und Maximum. Die Kreise und Sternchen zeigen die Ausreißer. Die gestrichelten Linien zeigen signifikante Unterschiede zugunsten der Denacam-Gruppe und die durchgezogenen Linien statistische Unterschiede zugunsten der NobelGuide-Gruppe (Mann Whitney U Test, alpha level $p < 0.05$). Alle anderen Vergleiche stellten sich nicht als signifikant dar.	54

10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1. Indikationen computergestützter statischer und dynamischer Systeme nach Block et al., 2016.	11
Tabelle 2. Gezeigt sind die prothetischen Fallnummern, das genutzte Modell mit vorherrschender Bezahnung. Zudem sind die geplanten Bohr-/Implantatpositionen, die geplante prothetische Versorgung und die exakte Markerposition des Denacam-Systems genannt.	27
Tabelle 3. Darstellung der Messergebnisse aufgeschlüsselt nach den einzelnen Messparametern. Für beide Gruppen ist je Messparameter der Mittelwert, die Standardabweichung, das Minimum und Maximum, der Median, sowie der p-Wert (Mann Whitney U) angegeben.	53
Tabelle 4. Darstellung der Einflüsse in der Denacam-Gruppe von OK/UK; Marker gleichseitig/gegenseitig; Position Front/Seite auf die einzelnen Messergebnisse.	55
Tabelle 5. Darstellung der Einflüsse in der NobelGuide-Gruppe von OK/UK; Position Front/Seite auf die einzelnen Messergebnisse.	56
Tabelle 6. Darstellung vergleichbarer Abweichungen vergleichbarer Systeme (X-Guide: Block et al., 2017b, Emery et al., 2016; Robodent und IGI: Brief et al., 2005; navident und NobelGuide: Somogyi-Ganss et al., 2015; NobelGuide: Verhamme et al., 2013, Verhamme et al., 2015). Angegeben sind für jeden Messparameter die Mittewerte und Standardabweichungen.	61

11 Danksagung

Übergeordneter Dank gebührt meiner Doktormutter Frau Prof. Dr. Karin Christine Huth, für die Überlassung dieses anspruchsvollen und interessanten Themas in meine Hände. Sie stand mir jederzeit mit Rat und Tat zur Seite und hat mich darüber hinaus zu jeder Zeit, auch im Besonderen bei der Erstellung der Arbeit unterstützt. Auch in schwierigen Phasen hat sie mir stets zur Seite gestanden und geholfen Hindernisse zu überwinden. Ich möchte ihr nochmals meinen Dank dafür und für die produktive sowie lehrreiche Zusammenarbeit aussprechen.

Besonderer Dank gilt auch den Firmen Nobel Biocare und Mininavident, bei letzterer besonders Stephan Böhringer und Frank Berlinghoff. Dieser hat die Einführung in das Denacam-System durchgeführt, für eine reibungslose Inbetriebnahme gesorgt und stets kompetent die Methode und Ergebnisse diskutiert. Durch die Unterstützung der Firmen und die gute Zusammenarbeit mit der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie konnte diese Arbeit erst ermöglicht werden.

Bei Herrn Prof. Dr. Reinhard Hickel, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie und Dekan der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München, möchte ich mich für die Möglichkeit bedanken, dass ich in seinem Hause meine Dissertation durchführen durfte.

Einen besonderen Dank möchte ich an meinen Mitbetreuer Herrn Dr. Maximilian Kollmuß richten, der mir stets als kompetenter Ansprechpartner und immer unverzüglich mit Rat zur Seite stand.

Weiter möchte ich mich bei meiner Familie und Freunden für die Motivation und Unterstützung bedanken.

Eidesstattliche Versicherung

Hiermit versichere ich, Michael Duré, an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Abweichung zwischen virtuell geplanter Pilotbohrung und tatsächlicher Pilotbohrung – *in vitro* Studie zum Vergleich zwischen einem neuen dynamischen Echtzeitnavigationsgerät und einer statischen vollgeführten Bohrschablone

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 03.03.2019

Michael Duré
