

Aus dem Institut für 3D-Dentalradiologie – MESANTIS Berlin

DISSERTATION

In-vitro-Untersuchungen zur dreidimensionalen Genauigkeit der Implantatplanung mit verschiedenen MExPERT-IPM-Systemen

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Philipp Akman

aus Berlin

Datum der Promotion: 23.06.2019

Inhaltsverzeichnis	
Abkürzungsverzeichnis	4
Abbildungsverzeichnis	6
Tabellenverzeichnis	8
Zusammenfassung	9
Abstract	11
1. Einleitung	13
1.1. Einführung in die Thematik	13
1.2. Implantate in der Zahnheilkunde	14
1.3. Bohrschablonenkonzepte in der Zahnheilkunde	16
1.4. In-vitro-Studien zur Genauigkeit von Bohrschablonen	19
1.5. In-vivo-Studien zur Genauigkeit von Bohrschablonen	22
2. Fragestellung	25
3. Material und Methoden	27
3.1. Allgemeine Methoden und Materialien	27
3.1.1. Mastermodell	27
3.1.2. DVT-Aufnahme	28
3.1.3. Digitaler Modellscan	29
3.1.4. Superimposition und Implantatplanungsmodell	30
3.1.5. 3D-Druck des Implantatplanungsmodells	32
3.1.6. MExPERT IPM Marker und Führungshülsen	34
3.1.7. Herstellung der MExPERT-IPM-Bohrschablone	36
3.1.8. Vermessungsmaschine ZEISS Contura G2	38
3.1.9. Allgemeine Messmethode der Vermessung	39
3.1.10. Statistische Auswertung	43
3.2. Spezielle Methode	46
3.2.1. Lineare sagittale und transversale Abweichungen	46
3.2.2. Lineare vertikale Abweichungen	46
3.2.3. Anguläre sagittale und transversale Abweichungen	47
3.2.4. Vergleich der verschiedenen Implantatsysteme	48
3.2.5. Vergleich der Implantatdurchmesser größer und kleiner 4,79 mm	48
4. Ergebnisse	50

4.1. Genauigkeiten der linearen sagittalen und transversalen Abweichungen	50
4.2. Genauigkeiten der linearen vertikalen Abweichungen	50
4.3. Genauigkeiten der angulären sagittalen und transversalen Abweichungen	51
4.4. Genauigkeiten der verschiedenen Implantatsysteme	53
4.5. Genauigkeit der Implantatdurchmesser größer und kleiner 4,79 mm	59
5. Diskussion	64
5.1. Einführung in die Diskussion	64
5.2. Diskussion der Methode	66
5.3. Diskussion der Ergebnisse	69
5.3.1. Lineare sagittale und transversale Abweichungen	70
5.3.2. Lineare vertikale Abweichungen	71
5.3.3. Anguläre Abweichungen	71
5.3.4. Vergleich der Implantatsysteme	72
5.2.5. Vergleich der Abweichung nach Unterteilung der Hülsendurchmesser in zwei Gruppen	74
6. Schlussfolgerung	75
7. Literaturverzeichnis	76
8. Eidesstattliche Erklärung	84
9. Lebenslauf	85
10. Danksagung	87

Abkürzungsverzeichnis

®	Registered Trade Mark
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
et al.	et alii (lat.: und andere)
AG	Aktiengesellschaft
B	Breite
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CBCT	Cone beam computed tomography
cm	Zentimeter
CMD	Craniomandibuläre Dysfunktion
Co	Compagnie
CT	Computertomographie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
dp	Dioptrie
Dr.	Doktor
DVT	Digitale Volumetomographie
FoV	Field of view
g	Gramm
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
H	Höhe
IL	Illinois, Vereinigte Staaten von Amerika
KFO	Kieferorthopädie
KG	Kommanditgesellschaft
kV	Kilovolt
LED	lichtemittierende Diode
mA	Milliampere
min	Minute
mJ	Millijoule

ml	Milliliter
mls	Millisekunde
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
MTA	Medizinisch-technische Assistent/-in
N	Newton
N	Nummer, Seriennummer
OP	Operation
Pa	Pascal
Prof.	Professor
s	Sekunde
s.o.	siehe oben
SD	Standardabweichung
Sek	Sekunde
STL	Standard Tessellation Language
WA	Wiaoming
USA	United States of America, Vereinigte Staaten von America
v.Chr.	vor Christus
z.B.	zum Beispiel
μ Sy	Mikrosievert
μ m	Mikrometer

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Aufnahme des Superhartgipsmodells.	27
Abbildung 2: Das verwendete DVT-Gerät MESANTIS®line I.....	29
Abbildung 3 (links): Der verwendete 3D-Scanner D700.	30
Abbildung 4 (rechts): Screenshot der Software „Scan it Orthodontic 2012”.....	30
Abbildung 5 (links oben): Screenshot der DVT-Aufnahme.....	31
Abbildung 6 (rechts oben): Screenshot des Modellscans.	31
Abbildung 7 (unten): Screenshot der überlagerten Situation von DVT-Aufnahme und Modellscan.	31
Abbildung 8: Laterale Aufnahme des Implantatplanungsmodells mit diametraler Ausrichtung auf die Implantationsregion.....	32
Abbildung 9: Frontale Aufnahme des Implantatplanungsmodells.....	32
Abbildung 10: Laterale Aufnahme des Implantatplanungsmodells mit Ausrichtung auf die Implantationsregion.....	33
Abbildung 11: Dorsale Aufnahme des Implantatplanungsmodells.....	33
Abbildung 12: Okklusale Aufnahme des Implantatplanungsmodells.....	33
Abbildung 13 (links): Eigenschaften des Implantatplanungsmodells.	34
Abbildung 14 (rechts): Auflistung der Inhaltsstoffe des Implantatplanungsmodells.	34
Abbildung 15 (links): Okklusale Aufnahme der Führungshülsen.	35
Abbildung 16 (rechts): Laterale und frontale Aufnahme der Führungshülsen.	35
Abbildung 17 (links): Aufnahme eines verwendeten MExPERT IPM Markers.....	36
Abbildung 18 (rechts): Aufnahme der verwendeten MExPERT IPM Marker.....	36
Abbildung 19: Aufnahme der Imprelon® S pd'-Folie.....	37
Abbildung 20: Aufnahme des Biostar-Tiefziehgeräts.....	37
Abbildung 21: Aufnahme der Bohrschablone mit einer eingearbeiteter Führungshülse.....	38
Abbildung 22: Aufnahme der Vermessungsmaschine ZEISS CONTURA G2.....	39
Abbildung 23: Darstellung zur Ausrichtung der Ebene I.	40
Abbildung 24: Verschiebung der Ebene in die Implantationsregion.	41
Abbildung 25: Eingesteckter MExPERT IPM Marker und Erstellung des T- Schnittpunktes.....	41

Abbildung 26: Invers eingesteckter MExPERT IPM Marker.	42
Abbildung 27: Darstellung der erneuten T-Schnittpunkterstellung.	43
Abbildung 28: Schematischer Aufbau eines Boxplots in seitlicher Ausrichtung.	44
Abbildung 29: Boxplot zur graphischen Darstellung der vertikalen linearen Abweichungen.	51
Abbildung 30: Boxplot zur graphischen Darstellung der sagittalen angulären Abweichungen.	52
Abbildung 31: Boxplot zu graphischen Darstellung der transversalen angulären Abweichungen.	53
Abbildung 32: Boxplots zur graphischen Darstellung der sagittalen linearen Abweichungen aller Implantatsysteme.	54
Abbildung 33: Boxplots zur graphischen Darstellung der transversalen linearen Abweichungen aller Implantatsysteme.	55
Abbildung 34: Boxplots zur graphischen Darstellung der vertikalen linearen Abweichungen aller Implantatsysteme.	56
Abbildung 35: Boxplots zur graphischen Darstellung der sagittalen angulären Abweichungen aller Implantatsysteme.	57
Abbildung 36: Boxplots zur graphischen Darstellung der transversalen anguläre Abweichungen aller Implantatsysteme.	58
Abbildung 37: Boxplots zur graphischen Darstellung der linearen sagittalen Abweichungen nach Implantatdurchmesser.	60
Abbildung 38: Boxplots zur graphischen Darstellung der linearen transversalen Abweichungen nach Implantatdurchmesser.	61
Abbildung 39: Boxplot zur graphischen Darstellung der linearen vertikalen Abweichungen nach Implantatdurchmessern.	61
Abbildung 40: Boxplot zur graphischen Darstellung der angulären sagittalen Abweichungen nach Implantatdurchmessern.	62
Abbildung 41: Graphische Darstellung der transversalen angulären Abweichungen nach Implantatdurchmesser.	62

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Genauigkeit in In-vitro-Studien	21
Tabelle 2: Genauigkeit in Ex-vivo-Studien	22
Tabelle 3: Genauigkeit in In-vivo-Studien.....	24
Tabelle 4: Technische Daten des MESANTIS®line I	28
Tabelle 5: Technische Daten D700 3D-Scanner	29
Tabelle 6: Verwendete Implantatsysteme.....	35
Tabelle 7: Sagittale Winkelabweichungen.....	52
Tabelle 8: Transversale Winkelabweichungen.....	53
Tabelle 9: Sagittale Distanzabweichungen.....	54
Tabelle 10: Transversale Distanzabweichungen	55
Tabelle 11: Vertikale Distanzabweichungen.....	55
Tabelle 12: Abweichungen im Gruppenvergleich.....	60

Zusammenfassung

Einleitung:

Die exakte Übertragung der computerunterstützten Planung nach erfolgter dreidimensionaler Röntgendiagnostik ist für den Implantationserfolg entscheidend. Bei der konventionellen Frei-Hand-Methode ergeben sich lineare Distanzabweichungen von bis zu $1,1 \text{ mm} \pm 0,6 \text{ mm}$ und anguläre Abweichungen von $11,2^\circ \pm 5,6^\circ$. Die Verwendung von Bohrschablonen für die präzise positionsgerechte und achsengenaue Insertion des Implantates führt hingegen zu deutlich genaueren Ergebnissen.

Ziel der vorliegenden experimentellen Studie war die Überprüfung der dreidimensionalen Reliabilität der Hülsenposition bei einer computergestützten Implantatplanung mit dem MExPERT-IPM-System.

Material und Methoden:

Die virtuelle computergestützte Implantatplanung mit der Planungssoftware MESANTIS 3D Studio (Nemotec, Madrid, Spanien) erfolgte auf Basis einer digitalen Volumentomografie (MESANTIS[®]line I, Imaging Sciences International Inc, Hatfield, USA) und des mit dem 3D-Scanner 3shape D700 (3shape, Kopenhagen, Dänemark) gescannten Gipsmodells eines Patienten mit einer Einzelzahnschaltlücke in Regio 36.

Ein gedrucktes 3D-Implantatplanungsmodell (Innovation MediTech Unna, Deutschland) diente als Grundlage für die Überführung der Hülsenposition mittels des MExPERT-IPM-Systems (Steco Sytem-Technik, Hamburg, Deutschland) in tiefgezogene Bohrschablonen.

Aus den zu untersuchenden Implantatsystemen Camlog (Wimsheim, Deutschland), Dentaurum (Ispringen, Deutschland), Medentis (Dernau, Deutschland) und SIC (Basel, Schweiz) wurden acht Untersuchungsgruppen mit jeweils zehn Bohrschablonen und eingearbeiteten Hülsen hergestellt. Durch die abschließende Vermessung dieser 80 Bohrschablonen mit der Präzisionsmessmaschine ZEISS Contura G2 (Carls Zeiss Industrielle Messtechnik, Oberkochen, Germany) wurden die linearen Abweichungen in den drei Raumebenen sowie zwei anguläre Abweichungen gewonnen. Für den statistischen Vergleich der mittleren Abweichungen wurde der Wilcoxon-

Vorzeichenrangtest verwendet; für den Vergleich der Implantathersteller der Kruskal-Wallis-Test und für den Vergleich der Implantatdurchmesser der Mann-Whitney-U-Test.

Ergebnisse:

Die mittleren linearen Abweichungen zwischen der geplanten und überführten Hülsenposition aller 80 Hülsen betragen 90 μm ($\pm 60 \mu\text{m}$) in sagittaler, 220 μm ($\pm 50 \mu\text{m}$) in transversaler und 360 μm ($\pm 330 \mu\text{m}$) in vertikale Ausrichtung. Es zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede bei den linearen sagittalen, transversalen und vertikalen Abweichungen ($p < 0,05$). Die angulären Abweichungen betragen 0,54° ($\pm 0,47^\circ$) in sagittaler und 1,39° ($\pm 0,52^\circ$) in transversaler Ausrichtung. Hier zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede ($p < 0,05$). Der Vergleich der verschiedenen Implantatsystemhersteller zeigte darüber hinaus statistisch signifikante Unterschiede in den linearen Abweichungen ($p < 0,05$). Die angulären Abweichungen der Implantatsystemhersteller wiesen keine signifikanten Unterschiede auf ($p > 0,05$), ebenso wie die Ergebnisse der Betrachtung der Implantatdurchmesser ($p > 0,05$).

Schlussfolgerung:

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die mit dem einfachen und kostengünstigen MEXPERT-IPM-System hergestellten Bohrschablonen signifikant genauere Ergebnisse erzielen als die Frei-Hand-Methode. Die Abweichungen lassen sich im Vergleich zur konventionellen Frei-Hand-Methode auf ein Zehntel reduzieren.

Abstract

Introduction:

The exact transfer of computer-aided planning after three-dimensional X-ray diagnostics is crucial for the implant success. The conventional free-hand method provides linear deviations of up to $1.1 \text{ mm} \pm 0.6 \text{ mm}$ and angular deviations of $11.2^\circ \pm 5.6^\circ$. The use of templates for precise positioning and axial insertion of the implant leads to more accurate results.

The aim of this experimental study was to review the three-dimensional reliability of the sleeve position in a computer-guided implant planning with the MExPERT-IPM-system.

Material and methods:

The virtual computer-guided implant planning with the software MESANTIS 3D Studio (Nemotec, Madrid, Spain) was based on a cone-beam computer-tomography (MESANTIS®line I, Imaging Sciences International, Hatfield, USA) and scanned plaster model of a patient with a single tooth gap in region 36 with the 3D scanner 3shape d700 (Copenhagen, Denmark).

A printed 3D-implantat-planning-model (Innovation MediTech, Unna, Germany) was used for transferring the sleeve position with the MExPERT-IPM-System (Steco Systemtechnik, Hamburg, Germany) in deep-drawn templates.

From the examined implant systems Camlog (Wimsheim, Germany), Dentaforum (Ispringen, Germany), Medentis (Dernau, Germany) and SIC (Basel, Switzerland), eight groups with ten templates were produced. The linear deviations in three room orientations and two angular deviations of these 80 templates were obtained with the measuring machine Zeiss Contura G2 (Carl Zeiss Industrielle Messtechnik, Oberkochen, Germany). For statistical comparison of the mean deviations, the Wilcoxon-signed-rank-test was used; for implant system comparison the Kruskal-Wallis-test and for implant diameter comparison the Mann-Whitney-U-test.

Results:

The mean linear deviation between the planned and transferred sleeve position of all 80 templates was 90 μm ($\pm 60 \mu\text{m}$) in sagittal, 220 μm ($\pm 50 \mu\text{m}$) in transversal and 360 μm ($\pm 330 \mu\text{m}$) in vertical alignment. There were showed statistically significant difference in linear sagittal, transversal and vertical deviation ($p < 0.05$). The angular deviations amounted to 0.54 $^\circ$ ($\pm 0.47^\circ$) in sagittal and 1.39 $^\circ$ ($\pm 0.52^\circ$) in transversal orientation. There were statistically significant differences ($p < 0.05$). The comparison of the different implant systems showed statistically significant differences in linear deviations ($p < 0.05$). The angular deviations of the implant systems showed no significant differences ($p > 0.05$), as well as the results of viewing the implant diameter ($p > 0.05$).

Conclusion:

The templates produced with the MExPERT-IPM-system can achieve significantly more accurate results than the free-hand method. The deviations can be reduced to one-tenth compared to the conventional free-hand method.

1. Einleitung

1.1. Einführung in die Thematik

Eine in der Zahnheilkunde häufig auftretende Diagnose ist und bleibt der Zahnverlust bzw. die seltenere Nichtanlage. Diesen oralen Befund galt es lange Zeit mit konventionellen Therapiemöglichkeiten wie festsitzenden Brückenversorgungen oder herausnehmbarem Zahnersatz zu versorgen. Durch die Implantologie ergab sich eine neue Auswahlmöglichkeit. Bei der Implantation werden körperfremde Implantate aus Titan oder Keramik in den Alveolarknochen eingebracht, mit dem Ziel, die zahnähnlichste Versorgung mit einer wurzelähnlichen Verankerung im Knochen zu liefern, welche die Voraussetzung für eine sofortige oder spätere prothetische Versorgung ist. Die osseointegrierte Implantologie hat die Therapiemöglichkeiten durch ihre langfristige Erfolgssicherheit grundlegend ergänzt [1]. Das Zielkriterium von Behandler und Patient von der Wiederherstellung der Kaufunktion hat sich über die Jahre rasant erweitert. Inzwischen wird ebenso auf Zahnhartsubstanzschonung, Ästhetik, Tragekomfort und Sprache Wert gelegt und somit ein Behandlungsziel angestrebt, das nahe der Restitutiio ad integrum liegt. Diese Ziele waren bei den anfänglichen Implantationen mittels der Frei-Hand-Methode und vorangegangener 2D-Röntgenaufnahme nicht ohne klinisch relevante Abweichungen umsetzbar [2, 3, 4]. Der stetige wissenschaftliche Fortschritt im Bereich der Implantologie führte zu größerer Präzision und besserer Umsetzbarkeit von Implantatinsertionen. Auf der einen Seite entdeckte die Implantologie die 3D-Röntgendiagnostik für sich, die mit der Einführung des dentalen Volumetomographen eine erheblich strahlungsreduziertere Bildgebung zulässt. Zum anderen ergaben sich durch die Digitalisierung auch in der Zahnheilkunde immense Möglichkeiten für den Behandler. Die Kombination dieser beiden Fortschritte ermöglicht es dem Operateur, präoperativ die Implantatposition virtuell präzise am Computer zu planen und so anatomisch prekäre Bereiche zu schützen. Maßgeblich für die Implantologie und ihren Erfolg ist es, die vorher geplanten Implantatpositionen in den chirurgischen Situs zu übertragen, um für die abschließende prothetische Restauration eine bestmögliche Ausgangssituation zu schaffen. Als Methode für die Informationsübertragung der Implantatposition und Führungshilfe bei der Insertion hat sich die Bohrschablone durchgesetzt. Aufgrund ihrer nahezu grenzenlosen Indikationen

ist die Implantologie zu einer nicht mehr aus der Zahnheilkunde wegzudenkenden, etablierten Disziplin geworden.

1.2. Implantate in der Zahnheilkunde

Die historischen Versuche der oralen Implantologie sind durch archäologische Funde bis ins 5.–6. Jahrhundert v. Chr. nachgewiesen, aber auch im alten Ägypten und im römischen Kulturkreis wurden Versuche getätigt, mit Holz, Elfenbein, Metallen, Perlmutter oder Tierzähnen verloren gegangene Zähne zu ersetzen [5, 6, 7, 8, 9]. Somit gehört die Implantologie zu den ersten zahnmedizinisch praktizierten Teilbereichen. Die wissenschaftlich bedeutenden Implantationsversuche begannen im frühen 19. Jahrhundert durch Jourdan und Maggiolo, die einen Implantationsversuch mit einem konischen Golddraht in die Alveole durchführten [10]. Watzek berichtet, dass etwa ein knappes Jahrhundert später durch Younger eine künstliche Alveole für die Aufnahme eines Spätimplantates vorbereitet wurde [8]. Die ersten Langzeiterfolge über 12 Jahre erfolgten 1946 durch Formiggini, der mithilfe einer spiralförmigen Schraube sogar Knochenapposition beobachtete [5]. Die Grundlagen unserer heutigen Implantologie beruhen auf der Forschung des Schweden Per Ingvar Brånemark um 1969 über die Implantation von glatten, zylindrischen Titanimplantaten in Kaninchenknochen. Brånemark entdeckte dabei die hohe Toleranz des Alveolarknochens gegenüber dem Implantat [6]. Ein „lichtmikroskopisch direkter funktioneller und struktureller Verbund zwischen organisiertem lebenden Knochen und der Oberfläche eines körperfremden alloplastischen Materials“ [11] führte zu dem Begriff der Osseointegration in der Implantologie. Nahezu zeitgleich arbeitete Schröder um 1976 mit additiv angerautem Titan und führte mit seinen Untersuchungen den Begriff der ‚funktionellen Ankylose‘ ein. Diese stürmische Entwicklung der enossalen Implantologie führte 1982 zur Anerkennung der Implantologie als offizielle Therapiemethode durch die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde, wodurch schließlich der klinische und wissenschaftliche Grundstein für die Forschung und Praxis gelegt wurde.

Ein bedeutender Teil der wissenschaftlichen Studien auf dem Gebiet der Implantologie behandelt die Weiterentwicklung der Länge, Form und Beschaffenheit der Implantate zum Zweck der besseren Osseointegration. Jedoch setzte sich im Laufe der Jahre die

Zielvorstellung der Osseointegration als alleiniges Kriterium für den Implantationserfolg gegen das Gesamtkonzept aus implantatgetragener Restauration, geringem Maß an Traumatisierung sowie Harmonie des Hart- und Weichgewebes durch [12].

Das Hauptziel der Implantation war es, der Schallücke oder Freiersituation mit einem Implantat die zahnähnlichste Versorgung mit einer wurzelähnlichen Verankerung im Knochen zu liefern, ohne dabei noch teilweise gesunde Zahnhartsubstanz zu opfern oder eine weniger angenehme und weniger ästhetische Prothese anzufertigen. Diese Zielvorstellung wurde durch die Digitalisierung der Zahnmedizin erweitert. Neben der Verwendung von Implantaten in einfachen Operationsgebieten erlaubte die dreidimensionale Diagnostik auch bei schwierigen Ausgangssituationen eine Insertion von Implantaten in den Alveolarknochen. Des Weiteren wurden auch in anderen Bereichen der Zahnmedizin Indikationen für die Nutzung von Implantaten zur Behandlung gefunden. So werden z. B. in der Kieferorthopädie Implantate für die Verankerung von kieferorthopädischen Apparaturen verwendet.

Ein weiterer Fortschritt war die Einführung des „backward planning“ als Behandlungsablauf der Wahl. Bei dieser Rückwärtsplanung bildet das gewünschte Ergebnis den Ausgangspunkt der Behandlung [13]. Durch diese Verbesserung konnten die Implantatpositionen so gewählt werden, dass eine optimale Nutzung durch den folgenden Zahnersatz angestrebt werden konnte. Mithilfe der diagnostischen Möglichkeiten und der virtuellen computergestützten Implantatplanung ergaben sich zahlreiche neue Implantationsmöglichkeiten. Die Wissenschaft erkannte, dass die präzise Diagnostik und Planung für einen Implantationserfolg auch einer präzisen Umsetzung bedurfte. So fanden mehrere Autoren die Verwendung von Hilfsmitteln für die Implantation als vorteilhaft. Als Hilfsmittel für den chirurgischen Eingriff setzte sich die Bohrschablone durch, die es dem Operateur ermöglicht, die Planung in den Situs umzusetzen, und zwar – im Gegensatz zur Frei-Hand-Insertion – ohne klinisch relevante Abweichungen.

In den vergangenen 25 bis 30 Jahren hat kein anderer Teilbereich der Zahnheilkunde eine vergleichbar rasante Entwicklung genommen wie die Implantologie. Die technischen und klinischen Progressionen führten zu einem Standard der implantologischen Versorgung, der konventionelle Therapiemethoden wie Kronen, Brücken und Prothesen übersteigen [11].

1.3. Bohrschablonenkonzepte in der Zahnheilkunde

Eines der zentralen Probleme der Implantologie ist die optimale Positionierung des Implantates für dessen bestmögliche prothetische Verwendung. Die Therapie ist immer als Gesamtbehandlungskonzept anzusehen, das eine akribische präoperative Diagnostik und Planung zwingend voraussetzt, um ideale Bedingungen für die Restauration in Bezug auf Funktion, Ästhetik und Sprache zu schaffen. Des Weiteren sind genaueste Kenntnisse der Anatomie unabdingbare Grundvoraussetzung, um eine Verletzung wichtiger Strukturen zu vermeiden und eine optimale Alveolarknochenausnutzung zu gewährleisten. Ebenso entscheidet die chirurgische und prothetische Erfahrung des Behandlers maßgeblich über den Erfolg der Implantation.

Über Jahrzehnte erfolgte die Implantation auf Grundlage einer einfachen zweidimensionalen Röntgenaufnahme und gegebenenfalls einer präoperativen Planung anhand von Situationsmodellen. Die Umsetzung erfolgte mittels der Frei-Hand-Methode der Implantation mit teilweise signifikanten Abweichungen von der optimalen Implantatposition. Die Schleimhautdickenmessung oder auch ‚bone sounding‘ [14], bei der unter Lokalanästhesie bis auf den Alveolarknochen punktiert wurde, um anschließend im übertragenen geschnittenen Modell eine ungefähre Bestimmung der optimalen Implantatposition vorzunehmen, änderte die Implantatausrichtung nicht wesentlich [15].

Vor der Einführung der dentalen Computertomographie (CT) und der digitalen Volumentomographie (DVT) wurden die für die Planung nützlichen Informationen meist aus zweidimensionalen röntgenologischen Bilddaten gewonnen [16]. Der Mangel an Bildinformationen, wenn trotzdem von Nutzen, erlaubten nur selten genaue Auskünfte über das transversale Alveolarknochenangebot [17, 18, 19, 20]. „Der Praktiker musste sich auf seine intraoperative Einschätzung verlassen und wird nicht selten von einem unzureichenden Knochenangebot überrascht“ [16]. Die Einführung der Computertomographie ermöglichte eine verbesserte Bildgebung, allerdings wurden dabei in der Literatur effektive Strahlungsdosen von 429 μ Sv bis 1410 μ Sv angegeben [21, 22, 23]. Die Einführung und Verwendung der strahlungsärmeren digitalen Volumentomographie lieferte neben einer strahlungsärmeren Dosis von 20 bis 43,3 μ Sv [24] auch Anwendungsvorteile gegenüber der konventionellen Computertomographie. Im Vergleich zur zweidimensionalen Bildgebung wurde es so

einfach wie nie, die Hart- und Weichgewebe zu beurteilen und für eine computergestützte Planung zu verwenden. Hinzu kommt, dass im Gegensatz zur CT bei der DVT kein Radiologe benötigt wird, ebenso fallen keine hohen Investitions- und Instandhaltungskosten an. Ausschlaggebend für den Erfolg der DVT waren jedoch die klinisch genaueren Bildinformationen der Röntgenaufnahmen [25, 26]. Da sich der Operateur auf seine intraoperative Einschätzung verlassen musste und nicht den Erfolg der Implantation den Knochenangebots-Überraschungen überlassen wollte, strebte die Wissenschaft nach genaueren Hilfsmitteln.

Die Steigerung der Rechenleistung von Computern sowie die Digitalisierung und Visualisierung der Daten erlaubten es, Behandlungsergebnisse voranzuplanen und zu speichern [27].

Studien belegten zudem die höheren Überlebensraten nach einer gründlichen und sorgfältigen Insertion des Implantates. Eine präzise Implantatposition mit angulärer Ausrichtung und genauer Insertionstiefe ist maßgeblich für den Erfolg, insbesondere im Hinblick auf prothetische, ästhetische und funktionelle Ansprüche [28]. Die interdisziplinären Behandlungen zwischen Chirurgie und Prothetik führten zur Ausrichtung und Planung des Implantates unter Berücksichtigung aller vorhandenen Informationen vor der eigentlichen Implantation. Es entwickelte sich das Standardbehandlungsverfahren des „backward planning“, wobei das Therapieziel den Ausgangspunkt der Planung darstellt.

Auch die präziseste Planung kann nur dann zu einem optimalen Behandlungserfolg führen, wenn die zuvor virtuell bestimmte Implantatposition auch exakt auf den Patienten übertragen werden kann – die dreidimensionale Übertragung der Implantatplanung auf den Patienten ist deshalb essenziell [29]. Andernfalls können nicht optimal gesetzte Implantate zu einer erhöhten Reparaturanfälligkeit und zu negativen Folgen für das Hart-und Weichgewebemanagement führen. Ebenso kann es zu anatomischen Destruktionen von Nerven und des Alveolarknochens kommen [28].

Für eine zusätzliche Therapiesicherheit führte man die Unterstützung und Übertragung der Planung in den chirurgischen Eingriff ein. Als Möglichkeiten der Übertragung stehen statische und dynamische Verfahren zur Auswahl. Bei den dynamischen Systemen werden in Echtzeit Ausrichtungen von Bohrer und virtuellem Implantat über Referenzkörper am Computer ausgerechnet und Änderungen werden dem Behandler auf dem Bildschirm mitgeteilt. Den zusätzlichen intraoperativen

Änderungsmöglichkeiten stehen jedoch die hohen Anschaffungskosten gegenüber. Hinzu kommt, dass einige Autoren über gleichwertige oder gar genauere Implantatpositionierungen unter Verwendung des statischen Systems berichten. Bei dem statischen System handelt es sich um Bohrschablonen, die direkt digital (CAD/CAM) oder indirekt digital (Labor) angefertigt werden können. Die Bohrschablone erlaubt es nicht nur, eine Orientierung der Bohrung zu erlangen, sondern auch eine Ausrichtung im Kiefer. Eine der ersten in der Literatur zu findenden Bohrschablonen wurde von Weissmann beschrieben, der versuchte, nach einer Führungsbohrung durch eine Positionsapparatur auf dem Kiefer die folgenden Bohrungen parallel zu setzen [27]. Ähnliche Systeme wurden in den folgenden Jahren von Luckey, Gordils und Palacci [27, 30, 31] untersucht.

Die grundsätzliche Unterteilung der Bohrschablonen ist nicht eindeutig definiert. Bohrschablonen können simple Konstruktionen mit Referenzmitteln wie metallischen Kugeln, Hülsen oder Stiften sein, die nach röntgenologischer Aufnahme zur ungefähren Kontrolle der Insertion und Position des Implantates dienen. Im Gegensatz dazu sind die führenden Bohrschablonen zu nennen, die es dem Behandler nach vorangegangener virtueller dreidimensionaler Planung erlauben, die Implantatinserktion und -ausrichtung intraoperativ nahezu vollständig zu navigieren. Hierbei wird dem Implantologen mittels Führungshülsen die Implantatposition vorgegeben und die Bohrungen werden limitiert. In der Regel entspricht der Innendurchmesser der Führungshülse in der Bohrschablone dem Außendurchmesser des Pilotbohrers [27]. Daraus hat sich das Verfahren der computerunterstützten, navigierenden Implantologie entwickelt [32].

Die Herstellung von Bohrschablonen kann auf verschiedene Arten stattfinden, wobei als Verfahren grundsätzlich die laborseitige Erstellung auf Gipsmodellen einerseits und die „rapid prototyping Technologie“ mittels CAD/CAM bzw. Stereolithographie andererseits zur Auswahl stehen [33]. Bei der laborseitigen Herstellung kann entweder eine Röntgenschablone mit vorpositionierten Führungshülsen gefertigt werden, bei der nach erfolgter Röntgenkontrolle gegebenenfalls die Führungshülseausrichtung korrigiert wird, oder es wird eine vorab nur mit Referenzmittel versehene Röntgenschablone erst nach durchgeführter Radiologie mit einer Führungshülse ausgestattet. Die im stereolithographischen Verfahren erstellten Bohrschablonen werden anhand der vorliegenden dreidimensionalen Bilddaten und der sich daraus ergebenden virtuellen

Planung in einem vollautomatischen Produktionsprozess aus Kunstharz lichtpolymerisiert. Eine andere Methode zur stereolithographischen Herstellung von Bohrschablonen ist das „double-scan“-Verfahren. Hierfür wird ein Scan einer mit Referenzpunkten ausgestatteten Röntgenschablone und ein Patienten-Modell-Scan zusammengeführt und nach Bearbeitung eine Bohrschablone im vollautomatischen Prozess hergestellt [15].

Ausschlaggebend für die Präzision der Bohrschablone ist die Herstellung aus einer großen Anzahl von Informationen mit wenigen Veränderungen.

Die Verwendung von Bohrschablonen ist aktuell das Mittel der Wahl für die Implantatinsertion [27].

1.4. In-vitro-Studien zur Genauigkeit von Bohrschablonen

Der entscheidende Bewertungspunkt ist und bleibt die wissenschaftliche Überprüfung in Form von unterschiedlichsten Studien. Zahlreiche Untersuchungen beschäftigten sich in den letzten Jahren auf verschiedenste Arten und Weisen damit, die Genauigkeit von Bohrschablonen zu verbessern und diese zu überprüfen. Grundlegend ist die Unterteilung der Studien-Form zu nennen. Verschiedene Autoren untersuchten die Genauigkeiten an Patienten, wiederum andere an humanen Kadavern. In diesem Abschnitt sollen die in aktuellen In-vitro-Studien ermittelten Genauigkeiten von Bohrschablonen erläutert werden.

Zunächst soll jedoch der Vergleich zur konventionellen Implantatinsertion angestellt werden. So untersuchten etwa Hoffmann et al. [3] den Vergleich der Frei-Hand-Methode mit der navigierenden Implantation mittels eines optischen Systems. In ihrer breitangelegten Studie verglichen sie die Abweichungen von 224 Bohrungen in Kunststoff-Unterkiefermodellen, die je zur Hälfte durch die Frei-Hand-Methode und zur anderen Hälfte durch eine optische Navigation durchgeführt wurden. Für den folgenden Vergleich der Genauigkeiten sind hier die durch die Frei-Hand-Methode erzielten Werte von Interesse. Unter Verwendung der Navigationshilfe ergab sich eine durchschnittliche anguläre Abweichung von $4,2^\circ \pm 1,8^\circ$ und ohne Navigationshilfe von $11,2^\circ \pm 5,6^\circ$. Des Weiteren zeigte die Studie bei der navigierten Implantation einen höheren vertikalen Sicherheitsabstand zum N. mandibulares. Bei der Frei-Hand-Methode wurden

Distanzen von $1,1 \text{ mm} \pm 0,6 \text{ mm}$ gemessen [3]. Die Genauigkeiten der Frei-Hand-Methode zeigen klinisch höchst kritische Abweichungen und können so keine gefähderungsfreie Insertion der Implantate sowie keine anschließende optimale prothetische Ausnutzung der Pfeiler für den Zahnersatz garantieren. Diese Ergebnisse zeigen, dass die Verwendung von Übertragungshilfsmitteln, wie der Bohrschablone, unabdingbar ist.

Ähnlich zeigten Cushen et al. [34] in ihrer Studie an 20 Kunststoffmodellen die Genauigkeiten der Übertragung der Implantatplanung mit Bohrschablonen. Zusätzlich analysierten sie die Frage, ob die Erfahrung des Implantologen bei der Implantatpositionierung eine Rolle spielt. Sie planten virtuell je Unterkiefer fünf Implantate und überführten diese mithilfe von stereolithographisch fabrizierten Bohrschablonen in die Untersuchungsmodelle. Nach Insertion der Implantate wurde die Überprüfung der Implantation mittels einer postimplantären DVT-Aufnahme untersucht. Im Implantatschulterbereich wurden mittlere Abweichungen von $0,63 \text{ mm} \pm 0,28 \text{ mm}$ bei erfahrenen und $0,77 \text{ mm} \pm 0,33 \text{ mm}$ bei unerfahrenen Implantologen gemessen; im apikalen Bereich ergaben sich Abweichungen von $0,34 \text{ mm} \pm 0,15 \text{ mm}$ bzw. $0,42 \text{ mm} \pm 0,19 \text{ mm}$; die vertikalen Diskrepanzen betragen $0,59 \text{ mm} \pm 0,12 \text{ mm}$ bzw. $0,62 \text{ mm} \pm 0,13 \text{ mm}$. Größere Unterschiede zwischen den Gruppen der erfahrenen und der unerfahrenen Implantologen ergaben sich bei den angulären Implantatpositionsabweichungen im Vergleich zur virtuellen Planung. Hier wurden für die Gruppe der erfahrenen Implantologen Abweichungen von $2,60^\circ \pm 1,25^\circ$ und für die Gruppe der unerfahrenen Implantologen von $3,96^\circ \pm 1,64^\circ$ gemessen. Die Autoren kamen zu der Schlussfolgerung, dass mithilfe von Bohrschablonen eine angemessene Genauigkeit erreicht werden kann, wobei die Erfahrung des Operateurs von Relevanz ist.

Eine aktuellere Studie von Vermeulen [35] aus dem Jahre 2016 zeigt bei dem Vergleich der konventionellen Frei-Hand-Methode mit der computergestützten Implantatinsertion einen ähnlichen Versuchsaufbau. Vermeulen untersuchte 80 gesetzte Implantate nach zuvor durchgeführten DVT. Er bestimmte anguläre Abweichungen von $7,63^\circ$ bei der Frei-Hand-Methode und Abweichungen von $2,19^\circ$ bei der computergestützten Implantation. Des Weiteren wurden im Vergleich von der Frei-Hand-Methode zur computergestützten Implantation laterale Abweichungen von $1,27 \text{ mm}$ und $0,42 \text{ mm}$ an der Implantatschulter, $1,28 \text{ mm}$ und $0,52 \text{ mm}$ am Implantatapex und vertikale Abweichungen von $0,78 \text{ mm}$ und $0,54 \text{ mm}$ ermittelt.

Im Rahmen einer aktuelleren In-vitro-Untersuchung von Widmann et al. [36] zeigten sich gemessene Abweichungen von 0,21 mm im Schulterbereich und von 0,32 mm am Implantatapex sowie Tiefendifferenzen von 0,07 mm. Des Weiteren wurden anguläre Abweichungen von 0,85° ermittelt. Die Ergebnisse zeigen, dass die Verwendung von dreidimensionalen Bilddaten mit Überlagerung dieser durch optische Scandaten eines Patientenmodelles nach Planung und Insertion mittels Bohrschablone nicht zu klinisch signifikanten Abweichungen führt.

In weiteren Studien wurde die Genauigkeit anhand von Implantationen in Kunststoffmodellen überprüft. Einen Überblick über die Ergebnisse aktueller Studien gibt die folgende Tabelle 1.

Tabelle 1: Genauigkeit in In-vitro-Studien(Quelle: eigene Darstellung)

Genauigkeit in In-vitro-Studien						
Studie	n	Röntgen	Crestal in mm / Ø (SD)	Apikal in mm / Ø (SD)	Vertikal in mm / Ø (SD)	Angulär in ° / Ø (SD)
Dreiseidler et al. (2009) [37]	30 24	DVT	0,15(± 0,12) 0,20(± 0,13)	0,40(± 0,12) 0,44(± 0,28)	0,24(± 0,16)	1,18(± 0,55) 1,04(± 0,70)
Cushen et al. (2013) [34]	50 50	DVT	0,63(± 0,28) 0,42(± 0,19)	0,34(± 0,15) 0,77(± 0,33)		
Dreiseidler et al. (2011) [38]	108	DVT	0,65(± 0,36)	0,87(± 0,68)		
Widmann et al. (2015) [36]	120	CT	0,21(± 0,10)	0,32(± 0,17)	0,07(± 0,07)	0,85(± 0,59)
Soares et al. (2012) [39]	18	CT	1,38(± 0,42)	1,39(± 0,40)	0,80(± 0,58)	2,16(± 0,92)
Horwitz et al. (2009) [40]	9	CT	0,38(± 0,24)	0,63(± 0,38)	0,49(± 0,36)	2,17(± 1,06)
Turbush et al. (2012) [41]	150	DVT	1,18(± 0,42)	1,44(± 0,67)	2,20(± 1,20)	2,20(± 1,20)
Vermeulen (2016) [35]	80	DVT	1,27 0,42	1,28 0,52	0,78 0,54	7,63 2,19
Hoffmann et al. (2005) [3]	224	CT				11,20(± 5,60) 4,20(± 1,80)

Als eine in den In-vivo-Studienüberblick leitende Studie ist die Ex-vivo-Untersuchung von Kernen et al. [42] zu erwähnen. Die Studie zeigt zum einen die Abweichungen in

den drei Ebenen, zusätzlich untersuchten die Autoren die Genauigkeit von laborgefertigten und von CAD/CAM-Bohrschablonen. Die gemessenen Abweichungen zwischen der geplanten und der realisierten Implantatposition betragen bei laborgefertigten bzw. stereolithographisch gefertigten Bohrerschablonen 0,5 mm bzw. 0,31 mm an der Implantatschulter, 0,5 mm bzw. 0,32 mm am Implantatapex und 0,5 mm bzw. 0,5 mm in der Vertikalausrichtung; die angulären Abweichungen betragen 1,15° bzw. 1,1°.

Einen Überblick über die Ergebnisse aktueller Ex-vivo-Studien gibt Tabelle 2.

Tabelle 2: Genauigkeit in Ex-vivo-Studien(Quelle: eigene Darstellung)

Genauigkeit in Ex-vivo-Studien						
Studie	n	Röntgen	Crestal in mm / Ø (SD)	Apikal in mm / Ø (SD)	Vertikal in mm / Ø (SD)	Angulär in ° / Ø (SD)
Kernen et al. (2015) [42]	34	DVT	0,31(± 0,22)	0,50(± 0,67)	0,49(± 0,44)	1,11(± 0,81)
Kero et al. (2010) [43]	145	CT	1,06(± 0,58)	1,25(± 0,68)	0,28(± 0,59)	2,64(± 1,42)
Kühl et al. (2012) [4]	19 19	DVT	1,52 1,55	4,55 1,84		3,6 4,3

1.5. In-vivo-Studien zur Genauigkeit von Bohrerschablonen

Die in Kapitel 1.4. beschriebenen In-vitro-Untersuchungen geben Implantologen einen annähernden Überblick über die zu erwartenden klinischen Ergebnisse der Implantatinsertion. Eine bedeutendere klinische Aussagekraft wird jedoch In-vivo-Untersuchungen am lebenden Situs zugeschrieben, da diese die Situation widerspiegeln, die der Operateur tatsächlich vorfindet. Diese sind jedoch schwerer durchführbar, da die Verfügbarkeit der Patienten eingeschränkt ist. Darüber hinaus macht die Untersuchungsmethode einer Überlagerung von postoperativen röntgenologischen Bilddaten erneute Strahlenbelastungen für den Patienten notwendig. Als Referenzstudie für In-vivo-Untersuchungen soll in diesem Zusammenhang die Studie von Nickenig et al. [2] dienen. Sie zeigt, dass die alleinige Verwendung von dreidimensionalen Bilddaten mit anschließender virtueller Planung – aber ohne

Übertragung dieser in den chirurgischen Situs mittels Hilfsmitteln wie Bohrschablonen – zu klinisch signifikanten Abweichungen führt. So wurden Angulationsabweichungen von bis zu 15° sowie laterale Differenzen von 2,45 mm bis 3,5 mm und vertikale Abweichungen von 2,05 mm bis 2,5 mm gemessen. Somit ist der Schutz anatomischer Strukturen nicht gewährleistet. Vor dem Hintergrund dieser Ergebnisse kann die Freihand-Methode nicht länger als sicheres und genaues Implantationsverfahren gelten.

In einer anderen Studie kamen Behnke et al. [44] zu dem Ergebnis, dass bei der Umsetzung der virtuellen Planung mithilfe von DVT-Bilddaten und der Übertragung dieser in eine Bohrschablone und – somit in den chirurgischen Eingriff – keine relevanten klinischen Abweichungen ermittelt werden konnten. Sie bestimmten nach virtueller computergestützter Planung von 132 Implantaten an 52 ausgewählten Patienten die Insertionsabweichungen, welche sie durch Überlagerung und Vermessung der prä- und postoperativen DVT-Daten untersuchten. Ihre mittleren Abweichungen betragen 0,32 mm an der Implantatschulter, 0,49 mm an der Implantatspitze und -0,08 mm in der Insertionstiefe; die anguläre Diskrepanz wird mit 2,1° angegeben.

Ähnliche Ergebnisse zeigte Lee et al. [45] 2016 in einer In-vivo-Studie die Genauigkeiten der Implantatinserterion mithilfe von Bohrschablonen. Die Gruppe ermittelte laterale Abweichungen von 0,59 mm in mesiodistaler und 0,69 mm bukkolingualer Ausrichtung, vertikal Abweichungen von 0,93 mm. Ebenso ermittelten sie anguläre Abweichungen von 2,02° in mesiodistaler und 2,39° in bukkolingualer Ausrichtung.

In einer weiteren vergleichbaren Studie aus dem Jahre 2016 wurden nicht signifikant unterschiedlichere Ergebnisse gemessen. Moon et al. [46] erfassten die Abweichungen von 19 Implantaten die mithilfe von Bohrschablonen eingesetzt wurden. Die prä- und postoperativen DVT-Bilddaten dienten als Grundlage der Vermessung. Es wurden anguläre Abweichungen von durchschnittlich $3,84^\circ \pm 1,49^\circ$ sowie metrische Abweichungen von 0,45 mm ($\pm 0,48$) im Schulterbereich, von 0,70 mm $\pm 0,63$ mm am Implantatapex und von 0,63 mm $\pm 0,51$ mm in der Insertionstiefe gemessen. Die angulären Abweichungen betragen $3,84^\circ \pm 1,49^\circ$.

Anhand der aktuelleren Studie von Geng et al. [47] lässt sich eine eingrenzende Abweichung in der Literatur zeigen. Sie ermittelten in ihrer Untersuchung bei der Insertion von 52 Implantaten mittlere anguläre Abweichungen von 1,72° sowie metrische Diskrepanzen von 0,27 mm an der Implantatschulter, von 0,37 mm an der

Implantat Spitze und eine Tiefenabweichung von 0,32 mm und kamen somit zu dem Ergebnis, dass sich unter Verwendung von zahngetragenen Bohrschablonen keine klinisch signifikanten Abweichungen bei der Implantatinsertion ergeben.

Die Tabelle 3 gibt einen Überblick über die aktuellen Studienergebnisse.

Tabelle 3: Genauigkeit in In-vivo-Studien(Quelle: eigene Darstellung)

Genauigkeit in In-vivo-Studien						
Studie	N	Röntgen	Crestal in mm / Ø (SD)	Apikal in mm / Ø (SD)	Vertikal in mm / Ø (SD)	Angulär in ° / Ø (SD)
Zhao et al. (2014) [48]	31	DVT	1,00	1,26		4,74
Horwitz et al. (2017) [49]	18	DVT	1,07(±0,49)	1,35(± 0,57)		2,96(± 1,31)
Moon et al. (2016) [46]	19	DVT	0,45(± 0,48)	0,70(± 0,63)	0,63(± 0,51)	3,84(± 1,49)
Nickenig et al. (2009) [50]	23	DVT	0,90	0,60–0,90		4,20
Behneke et al. (2011) [44]	132	DVT	0,32(± 0,23)	0,49(± 0,29)		2,10(± 1,31)
Geng et al. (2015) [47]	52	CT	0,27(± 0,24)	0,37(± 0,35)	0,32(± 0,32)	1,72(± 1,67)
Cassetta et al. (2017)[51]	70	CT	0,75(± 0,18) 0,60(± 0,25)	1,02(± 0,44) 0,67(± 0,34)		3,07(± 2,70) 3,21(± 1,57)
Lee et al. (2016) [45]	21	DVT	0,59(± 0,24) 0,69(± 0,34)		0,92(± 0,38)	2,00(± 0,92) 2,39(± 1,14)

2. Fragestellung

Die Implantologie ist ein aus der Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenkendes Therapiemittel. Dieses Behandlungskonzept bediente sich in seinen Anfängen des vorliegenden Knochenangebots nach zweidimensionaler Diagnostik zur Bestimmung der Implantatposition. Die Implantate wurden mittels der Frei-Hand-Methode inseriert. Die anfänglich noch signifikanten Abweichungen führten zu einem stetigen Fortschritt auf dem Gebiet der Implantologie. Als Behandlungskonzept bewährte sich schließlich die Rückwärtsplanung der Implantatposition mit Beginn bei der prothetischen Endsituation. Ein weiterer maßgeblicher Fortschritt war die Entdeckung der dreidimensionalen Röntgendiagnostik, insbesondere die für die Zahnheilkunde bedeutende DVT-Technologie, die erst durch die Einführung von Planungssoftwares am Computer ihre volle Ausnutzung fand. Die Kaskade ermöglichte es dem Behandler, in der Planungssoftware die für die Therapie optimale Positionierung des Implantates virtuell im Voraus zu bestimmen und das virtuelle Ergebnis zu überprüfen. Jedoch brachte dies dem Operateur keinen wesentlichen Vorteil, solange er diese Planung nicht exakt in den chirurgischen Eingriff überführen konnte, weshalb es zum Einsatz von Bohrschablonen kam. Die Herstellung dieser Bohrschablonen für die Genauigkeit der Überführung der virtuell geplanten Implantatposition ist auf verschiedene Arten möglich. Das Röntgeninstitut MESANTIS entwickelte die kosteneffektive Herstellung mit ihrem MEXPERT-IPM-System, welche es dem Behandler bzw. Zahntechniker ermöglicht, in kürzester Zeit in der eigenen Praxis bzw. dem Labor eine Bohrschablone mit eingearbeiteten Führungshülsen herzustellen, die zuvor mittels DVT und Software virtuell geplant wurde.

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, die Genauigkeit der Hülsenposition bei der virtuell computergestützten Implantatplanung mit anschließender Erstellung von entsprechenden Implantatplanungsmodellen und Bohrschablonen der Implantatsysteme von Camlog, Dentauro, Medentis und SIC zu überprüfen.

Dabei sollen insbesondere folgende Hypothesen überprüft werden:

1. Die umgesetzten Hülsenpositionen weisen im Vergleich zur geplanten Hülsenposition keine statistisch signifikanten Abweichungen bei den sagittalen und transversalen Distanzen auf.
2. Die umgesetzten Hülsenpositionen weisen im Vergleich zur geplanten Hülsenposition keine statistisch signifikanten Abweichungen bei der vertikalen Distanz auf.
3. Die umgesetzten Hülsenpositionen weisen im Vergleich zur geplanten Hülsenposition keine klinisch relevanten Unterschiede bei den angulären Werten auf.
4. Zwischen den Hülsensystemen unterschiedlicher Hersteller gibt es keine signifikanten Unterschiede bei den linearen und angulären Abweichungen der umgesetzten Hülsenpositionen.
5. Der Hülsendurchmesser hat keinen signifikanten Einfluss auf die linearen und angulären Abweichungen der umgesetzten Hülsenpositionen.

3. Material und Methoden

3.1. Allgemeine Methoden und Materialien

3.1.1. Mastermodell

Für diese Studie wurde ein anonymisierter 45-jähriger, männlicher Patient ausgewählt. Das Hauptkriterium für die Auswahl des Patienten war eine Schalllückensituation, in diesem Fall in Regio 36, mit einem ausreichenden Knochenangebot für eine geplante Implantattherapie.

In der Überweiserpraxis bzw. dem zahntechnischen Labor wurde ein Superhartgipsmodell des Unterkiefers aus einer zuvor durchgeführten Präzisionsabformung hergestellt. Das erstellte Mastermodell dient in der vorliegenden Studie als diagnostischer Eckpfeiler und als Planungsgrundlage. Mastermodell und Patient stellen sich für eine DVT im MESANTIS Berlin Röntgeninstitut vor. Abbildung 1 zeigt das Superhartgipsmodell.



Abbildung 1: Aufnahme des Superhartgipsmodells.

3.1.2. DVT-Aufnahme

Die für diese Studie verwendete dreidimensionale Röntgenaufnahme, einem DVT, wurde mit dem MESANTIS[®]line I (Imaging Sciences International Inc., Hatfield, USA) angefertigt, einer Sonderausgabe, die nur im MESANTIS[®]-Netzwerk für alle Indikationen im Kopf-Hals-Bereich verwendet wird [52].

Eine rechtfertigende Indikation für die Anfertigung einer dentalen Volumentomographie bestand gemäß der aktuellen s2k-Leitlinie der DGZMK [53].

Das System ist ein Kegelstrahl-Volumentomographie- und Panorama-Röntgengerät für den Einsatz in der Dentalradiologie im Kopf- und Halsbereich, welches aus einem CT-Scanner und einer Computer-Workstation besteht [54].

Die verwendete Röhrenspannung betrug 120 kV und die Stromstärke lag bei 7 mA.

Bei diesem Gerät erfolgt die Aufnahme in sitzender Patientenposition, nach Ausrichtung des Patientenkopfes nach der Okklusionsebene durch die Kinnauflage und Hinterkopfstütze mithilfe eines Laserkreuzes. Für die vollständige Erfassung der dentalen Region wurde das FoV 10,6 × 8,3 cm gewählt. Der Scanvorgang erfolgte nach Eingabe der Patientendaten und nach Kontrolle durch eine ausgebildete MTA.

Der MESANTIS[®]line I bündelt die entstandene Röntgenaufnahme und generiert mittels der Röntgensoftware eXam Vision einen DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)-Datensatz, sodass eine Weiterverarbeitung in verschiedensten Planungssoftwares problemlos durchführbar ist [52].

Tabelle 4 zeigt einen technischen Überblick des MESANTIS[®]line I, welcher in Abbildung 2 dargestellt ist.

Tabelle 4: Technische Daten des MESANTIS[®]line I [54]

Bilddetektor	Flachfeld (amorphes Silizium 23,8 cm × 19,2 cm (Breite × Höhe))
Voxelgröße	0,25 oder 0,3 mm
Graustufungen	14 Bit
Bilderfassung	360° Einzelrotation
Erfassungsdauer	8,9 oder 26,9 Sek.
Field of View	16,5 cm × 13,5 cm (B × H)
Röhrenspannung	120 kV
Röhrenstromstärke	3–7 mA



Abbildung 2: Das verwendete DVT-Gerät MESANTIS®line I.

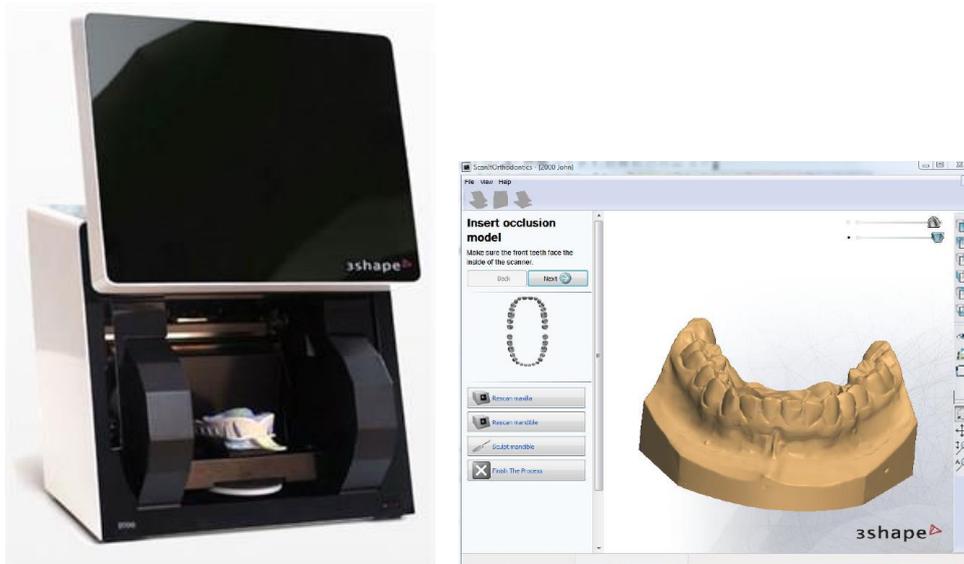
3.1.3. Digitaler Modellscan

Das dreidimensionale Mastermodell aus Superhartgips wurde für die weitere Planung mit einem 3D-Scanner eingelesen und digitalisiert. Für die vorliegende Studie wurde der 3D-Scanner 3shape D700 (3shape, Kopenhagen, Dänemark) [55] eingesetzt. Dieser Schritt war notwendig, weil die DVT-Aufnahme die dentalen Strukturen nicht in ausreichender Detailgenauigkeit für die Herstellung der Implantatplanungsmodelle im CAD/CAM-Verfahren erfassen kann. Der Dentalscanner bietet die Möglichkeit des Einlesens von Abdrücken und Gipsmodellen. Die technischen Daten sind der Tabelle 5 zu entnehmen.

Tabelle 5: Technische Daten D700 3D-Scanner [55]

Kameras	2 Kameras (1,3 Megapixel)
Lichttechnologie	Roter Laser
Genauigkeit	10 Mikrometer
Scannen der Gipsmodelle	Ja
Scannen der Abdrücke	Ja (Zusatzmodul)
Scanzeit – einzelner Stumpf	25 Sek. (30 Sek.)
Scanzeit – dreiteilige Brücke	80 Sek. (100 Sek.)
Typisches Softwarepaket	Dental System™ Premium

Mit dem D700 wurde nach Fixierung des Superhartgipsmodells mittels zwei Kameras der Scanvorgang durchgeführt, der etwa 25 Sek. dauert. Mithilfe der speziellen Auswertungs- und Bearbeitungssoftware „Scan it Orthodontics 2012“ von 3shape (Kopenhagen, Dänemark) wurden die gescannten Daten in das STL-Format übertragen und für die Weiterverarbeitung bereitgestellt. Abbildung 3 zeigt den 3D-Scanner D700 und Abbildung 4 zeigt einen Screenshot der „Scan it Orthodontic 2012“ Software.



**Abbildung 3 (links): Der verwendete 3D-Scanner D700.
Abbildung 4 (rechts): Screenshot der Software „Scan it Orthodontic 2012“.**

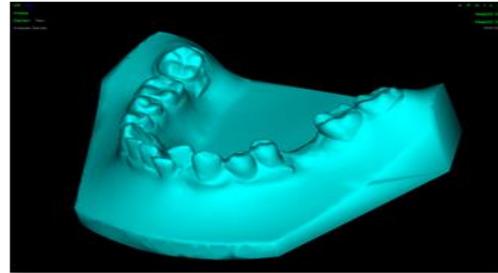
3.1.4. Superimposition und Implantatplanungsmodell

Nach erfolgtem Mastermodell-Scan und dem Anfertigen des dentalen Volumentomogramms des Patienten wurde am MESANTIS-Standort Berlin die Implantatplanung durchgeführt.

Die in dieser Studie verwendete Planungssoftware ist das für das MESANTIS-Röntgeninstitut entwickelte Programm MESANTIS 3D STUDIO (Nemotec, Madrid, Spanien).

Grundlage der Implantatplanung waren zum einen die diagnostischen Daten des standardisierten DICOM-Datensatzes der Röntgenaufnahme und zum anderen die digitalisierte Form des Modellscans in Form eines STL-Datensatzes. Nach Überprüfung auf Vollständigkeit der einzelnen Datensätze wurde der STL-Datensatz in den im Programm geöffneten DICOM-Datensatz importiert und überlagert. Die Abbildungen 5 –

7 zeigen die Superimposition des gescannten Superhartgipsmodells in die DVT-Aufnahme.



=

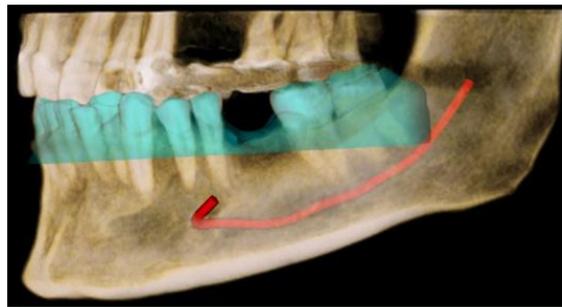


Abbildung 5 (links oben): Screenshot der DVT-Aufnahme.

Abbildung 6 (rechts oben): Screenshot des Modellscans.

Abbildung 7 (unten): Screenshot der überlagerten Situation von DVT-Aufnahme und Modellscan.

Die so gewonnenen zusätzlichen Informationen erlaubten es, eine virtuelle Implantatplanung nach Ausrichtung der prothetischen und anatomischen Gegebenheiten zu entwerfen. Die sonst zur Kontrolle, Änderung oder Bestätigung der Implantatposition übliche Übermittlung an die Implantologie-Praxis über die MESANTIS-Überweiserlounge entfiel für diese In-vitro-Studie. Nach Festlegung der optimalen Implantatposition wurde im Programm das geplante Implantat durch einen virtuellen IPM-Marker in identischer Position und Ausrichtung ersetzt. Des Weiteren wurden in der Planung vier Ausrichtungshilfen bzw. Referenzpunkte in der Mundbodenregion eingeplant, um die spätere Vermessung zu ermöglichen. Für die anschließende Weiterverwendung wurde die Planung im STL-Format abgespeichert.

3.1.5. 3D-Druck des Implantatplanungsmodells

Die vorangegangene virtuelle Planung der Implantatposition wurde in dieser Studie mittels eines 3D-gedruckten Implantatplanungsmodells in ein reales Objekt übertragen. Der nach erfolgter Planung entstandene STL-Datensatz wurde für die verwendeten Implantatplanungsmodelle „FotoDent® LED.A model“ an die Firma Innovation MediTech GmbH (Unna, Deutschland) [56] gesandt, die mit der Anfertigung der Modelle beauftragt wurde. Die Abbildungen 8 - 12 zeigen das Implantatplanungsmodell aus verschiedenen Ansichten.



Abbildung 8: Laterale Aufnahme des Implantatplanungsmodells mit diametraler Ausrichtung auf die Implantationsregion.



Abbildung 9: Frontale Aufnahme des Implantatplanungsmodells.



Abbildung 10: Laterale Aufnahme des Implantatplanungsmodells mit Ausrichtung auf die Implantationsregion.



Abbildung 11: Dorsale Aufnahme des Implantatplanungsmodells.



Abbildung 12: Okklusale Aufnahme des Implantatplanungsmodells.

Die Herstellung der lichtgehärteten Kunststoffmodelle auf Methacrylatharzbasis erfolgt mit dem 3D-Drucker „M120“ im Scan-LED-Verfahren. Dieses Maschinenkonzept ist für Präzisionsanwendungen in den Bereichen Rapid Manufacturing und CAD/CAM

vorgesehen, in denen virtuell geplante Formen durch Harze mittels Photopolymerisation in reelle Kunststoffmodelle überführt werden.

Für die vorliegende Studie wurden sieben identische Implantatplanungsmodelle hergestellt und anschließend von A bis G beschriftet. In jedem Modell wurde die geplante Implantatposition mittels einer IPM-Bohrung in der Implantatposition platziert, in die bei der Herstellung der Bohrschablone der für die Übertragung notwendige IPM-Marker eingeführt und ausgerichtet wird. Genaue technische Daten und die Zusammensetzung der für das Implantatplanungsmodell verwendeten Materialien sind den Abbildungen 13 und 14 zu entnehmen.

Farben	opak beige, opak ivory	POS	Bezeichnung
Dichte	1,1–1,2 g ml ⁻¹	1	Alkoxiliertes Bisphenol-A-Dimethacrylat
Viskosität (23°)	1,15–1,4 Pa s	2	Aliphatische Urethan(meth)acrylat
Elastizitätsmodul	1700–2200 MPa	3	Tetrahydrofurfurylmethacrylat
Biegefestigkeit	90–115 MPa	4	Hydroxypropylmethacrylat
Bruchdehnung	8–10 %	5	Initiatoren
Härte	80–84 Shore D	6	Inhibitoren
Lasereindringtiefe	Dp: 141 µm (5,55 mils)	7	Farbstoffe
Kritische Energie	Ec: 5,0 mJ cm ⁻²	8	Pigmente

**Abbildung 13 (links): Eigenschaften des Implantatplanungsmodells.
Abbildung 14 (rechts): Auflistung der Inhaltsstoffe des Implantatplanungsmodells.**

3.1.6. MExPERT IPM Marker und Führungshülsen

In der vorliegenden Studie wurden insgesamt acht verschiedene Implantatsysteme von vier verschiedenen Implantatherstellern untersucht. Die verwendeten Implantathersteller sind CAMLOG Vertriebs GmbH (Wimsheim, Deutschland), Dentaurum GmbH & Co. KG (Ispringen, Deutschland), Medentis medical GmbH (Dernau, Deutschland) und SIC Invent AG (Basel, Schweiz). Die entsprechenden Führungshülsen wurden von den jeweiligen Herstellern für diese Studie bereitgestellt.

Tabelle 6 zeigt eine genaue Auflistung der verwendeten Implantatsysteme. Die Abbildungen 15 und 16 zeigen die verwendeten Führungshülsen.

Tabelle 6: Verwendete Implantatsysteme

	Durchmesser der Hülsen	Höhe der Hülsen	Abstand der Hülse zur Implantatschulter	Implantatinserion
Camlog	4,30 mm	4,00 mm	3,50 mm	equicrestal
Dentaurum	3,30 mm	5,00 mm	4,00 mm	equicrestal
Dentaurum	3,70 mm	5,00 mm	4,00 mm	equicrestal
Dentaurum	4,20 mm	5,00 mm	4,00 mm	equicrestal
Dentaurum	4,80 mm	5,00 mm	4,00 mm	equicrestal
Dentaurum	5,50 mm	5,00 mm	4,00 mm	equicrestal
Medentis	4,85 mm	4,00 mm	5,30 mm	equicrestal
SIC	5,20 mm	4,00 mm	5,00 mm	equicrestal



Abbildung 15 (links): Okklusale Aufnahme der Führungshülsen.

Abbildung 16 (rechts): Laterale und frontale Aufnahme der Führungshülsen.

Ein weiterer wichtiger Bestandteil der Untersuchung sind die MExPERT IPM Marker. Sie dienen als Führungshülsenhalter zur Übertragung der Planung in die Bohrschablonen. Die für die jeweiligen Implantatsysteme und ihre Führungshülsen entsprechenden MExPERT IPM Marker wurden von der Firma Steco System-Technik GmbH & Co. KG (Hamburg, Deutschland) angefertigt und für diese Studie bereitgestellt. Es wurden für jedes Implantatsystem vier identische MExPERT IPM Marker aus Edelstahl 1.4305 im Drehautomaten hergestellt. Die Abbildungen 17 und 18 zeigen die verwendeten MExPERT IPM Marker.



**Abbildung 17 (links): Aufnahme eines verwendeten MExPERT IPM Markers.
Abbildung 18 (rechts): Aufnahme der verwendeten MExPERT IPM Marker.**

Die MExPERT IPM Marker bestehen aus drei Teilen: dem oberen Hülsenpositionierer, dem Hülsenteller und dem Schaft. Die Länge des Schaftes beträgt bei jedem IPM-Marker 10 mm und hat einen Durchmesser von 2 mm. Der Hülsenteller hat eine Höhe von 0,5 mm, jedoch variiert seine Breite entsprechend der zugehörigen Hülse. Die Länge und Breite des Hülsenpositionierers entspricht stets denen der verwendeten Führungshülse.

3.1.7. Herstellung der MExPERT-IPM-Bohrschablone

Die Herstellung der in dieser Studie verwendeten Bohrschablonen zur Überprüfung der Genauigkeit des MExPERT-IPM-Systems wurde im kieferorthopädischen Labor der Fachpraxis für Kieferorthopädie und CMD (Prof. Dr. Bumann und Kollegen) in Berlin durchgeführt. Die Bohrschablonen wurden im Tiefziehverfahren mit der Imprelon® S pd-Folie (Durchmesser: 125 mm; Dicke: 1,5 mm) und dem Biostar-Tiefziehautomaten von Scheu Dental (Iserlohn, Deutschland) hergestellt. Die Imprelon® S pd-Folie und der Biostar-Tiefziehautomat sind in Abbildung 19 und 20 ersichtlich.

IMPRELON® S pd ist ein hochwertiges Tiefziehmaterial aus Polycarbonat, einem extrem bruch- und abrasionsfesten, glasklaren Kunststoff, indiziert für sämtliche Bereiche der Schienentherapie.



Abbildung 19: Aufnahme der Imprelon® S pd'-Folie.
Abbildung 20: Aufnahme des Biostar-Tiefziehgeräts.

Das Universal-Druckformgerät Biostar verwendet bei der Tiefziehung einen Druck von 6 bar.

Die Vorbereitung der Implantatplanungsmodelle erfolgte nach Einsetzen der entsprechenden MEXPERT IPM Marker und Führungshülsen mit der Ausblockung der untersichgehenden Bereiche mit handelsüblichem Plattenwachs. Als untersichgehende Bereiche sind Flächen an Zähnen, um den Marker und die Oberfläche der aufgesteckten Führungshülse zu nennen, die eine mühelose Abnahme der tiefgezogenen Bohrschablonen bzw. die Entfernung des Markers aus der Führungshülse oder Bohrschablone nach Folientiefziehung erschweren bzw. unmöglich machen würden.

Das Implantatplanungsmodell mit aufgestecktem MEXPERT IPM Marker und Führungshülse wurde in den entsprechenden Bereich des Biostars gelegt und mit den vorliegenden Bleikügelchen bis zum Modellrand eingebettet. Eine Isolierfolie (Isofolan; Maße: 0,1 x 125 mm) zum einfacheren Entfernen der Bohrschablone wurde in einem Zwischenschritt auf das Implantatplanungsmodell tiefgezogen. Nach Überprüfung der Isolierfolie wurden Überstände, der Mundboden und die Führungshülse mit einer Schere freigelegt und das Implantatplanungsmodell erneut in die entsprechende Position eingebettet. Durch den Scan des auf der Folie befindlichen Barcodes oder der

manuellen Codeeingabe 215 konfiguriert das Tiefziehgerät automatisch die notwendigen Einstellungen. Die Imprelon® Spd Folie wurde nach Erwärmung der Tiefziehfolie auf das Implantatplanungsmodell tiefgezogen. Nach einer Abkühlzeit von drei Minuten nach Tiefziehung wurde die Bohrschablone vom Implantatplanungsmodell abgenommen und der Überschuss der Tiefziehfolie, außer den Zahnkranz begrenzenden Bereich, mit einer Fräse freigeschliffen. Die in die Bohrschablone eingearbeitete Führungshülse wurde ebenso mit einer Fräse okklusal freigelegt. Mit einer Polierscheibe wurden die Gingivabereiche für die angenehme Nutzung geglättet und die Reste der Wachs-Ausblockung entfernt. Alle in der Studie verwendeten Bohrschablonen (siehe Abbildung 21 als Beispiel für eine fertige Bohrschablone) wurden mit einem schwarzen Marker im 4. Quadranten mit der eingearbeiteten Hülse und dem verwendeten Implantatplanungsmodell beschriftet.



Abbildung 21: Aufnahme der Bohrschablone mit einer eingearbeiteten Führungshülse.

3.1.8. Vermessungsmaschine ZEISS Contura G2

Die zuvor hergestellten Bohrschablonen wurden abschließend mit der Messmaschine Contura G2 von ZEISS (Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH, Oberkochen, Deutschland) vermessen. Die ZEISS Contura G2, ein Präzisionsscanner, ist konzipiert zur Messung von Elementen in zahlreichen Winkelpositionen mit kleinen Tasterkonfigurationen. Es kann mit dem ZEISS RDS Drehschwenkgelenk 20.736 Positionen in 2,5°-Schritten anfahren und mit dem VAST XXT in allen Winkelpositionen scannen. Des Weiteren ist es zur Messung tiefer Elemente, für selbstzentrierendes

Antasten, für zuverlässiges Messen von versetzten Elementen und für hohe Durchsatzanforderungen entwickelt. Mit dem VAST XT von ZEISS ist aktives Scannen mit Vielpunktmessungen von Elementen mit Form- und Lageergebnissen möglich. Die Bohrschablonen wurden für die Vermessung in die Fixierungsvorrichtung auf dem Messtisch der Contura G2 eingespannt und die Messungen nach einem zuvor eingestellten Messablauf für jede einzelne Bohrschablone durchgeführt und in einem Messprotokoll aufgezeichnet [57]. Die Abbildung 22 zeigt die Vermessungsmaschine ZEISS Contura G2.



Abbildung 22: Aufnahme der Vermessungsmaschine ZEISS CONTURA G2.

3.1.9. Allgemeine Messmethode der Vermessung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie ergeben sich aus der Vermessung der in den Bohrschablonen positionierten Hülsen der unterschiedlichen Implantathersteller (siehe Tabelle 6). Für die Messung wurde die Messmaschine ZEISS Contura G2 verwendet. Für die Hülsenpositionsvermessung in den mit dem MExPERT-IPM-System hergestellten Bohrschablonen musste durch die Messmaschine mit dem Messstab

zunächst eine Grundausrichtung bestimmt werden. Diese Grundausrichtung diene den anschließend ermittelten Werten als Bezugspunkt. Die Implantatplanungsmodelle wurden auf dem Vermessungstisch fixiert, um eine Bewegung der Modelle auszuschließen.

Zur Ermittlung der Grundausrichtung fährt der Messstab Kreis 1 und Kreis 2 (siehe Abbildung 23) an und ermittelt die jeweiligen Kreismittelpunkte. Die Verbindung der beiden bestimmten Mittelpunkte bildet die x-Achse. Die Mittelpunkte der Kreise M1 und M2 werden nach gleichem Verfahren zu der y-Achse verbunden. Das entstandene zweidimensionale Koordinatensystem wird im Punkt K2 in der IPM-Bohrung im Messprogramm Calypso zu Null gesetzt.

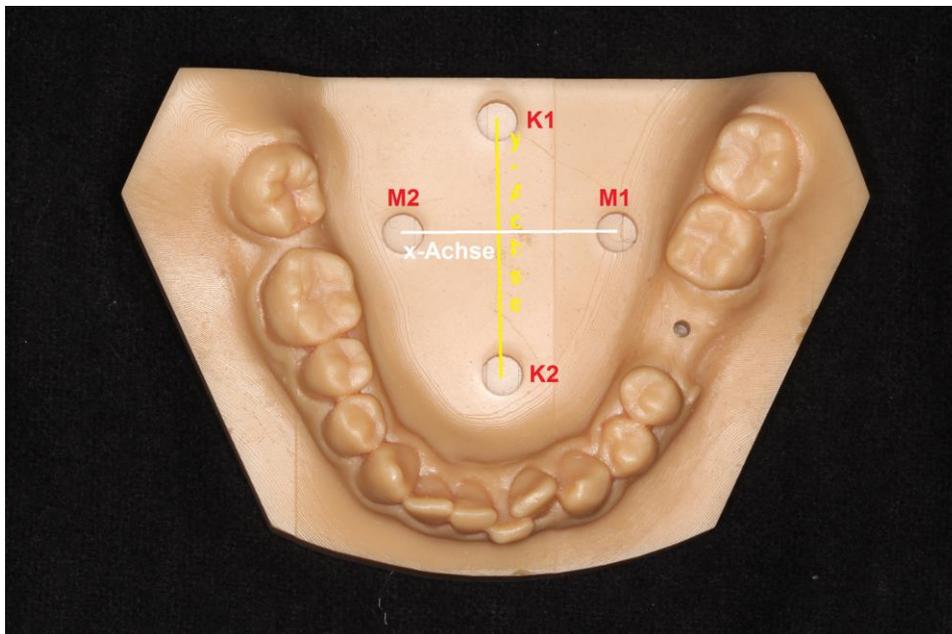


Abbildung 23: Darstellung zur Ausrichtung der Ebene I.

Im nun entstandenen Ausgangspunkt des Koordinatensystems fährt der Messstab auf den Grund von Punkt K2 und erstellt somit die z-Achse, die das dreidimensionale Koordinatensystem vervollständigt.

Eine Verschiebung des Koordinatensystems in die zu messende Region wird mit Nullsetzung der Koordinaten in den Mittelpunkt der IPM-Bohrung durchgeführt und somit eine Zweitausrichtung vollzogen (siehe Abbildung 24). Die Zweitausrichtung benötigt noch die z-Koordinate für das dreidimensionale Koordinatensystem, welche im Grund der IPM-Bohrung ertastet und definiert wurde. Die Nullkoordinaten von x und y

liegen im Mittelpunkt der IPM-Bohrung, die Nullkoordinate der z-Achse im Mittelpunkt der IPM-Bohrtiefe.

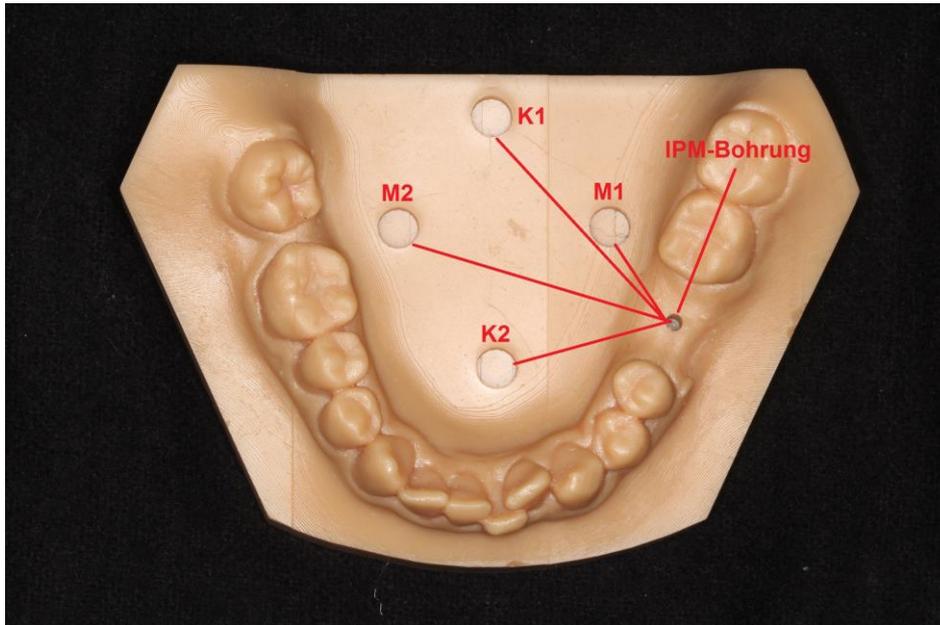


Abbildung 24: Verschiebung der Ebene in die Implantationsregion.

Nach erfolgter Ausrichtung wurde der IPM-Marker in die IPM-Bohrung eingeführt. Auf der okklusalen Fläche des IPM-Markers wurde eine Ebene ertastet. Des Weiteren wurde am Schaft des IPM-Markers ein Zylinder ertastet. Mit diesen beiden Messelementen wurde in der Messsoftware ein T-Schnittpunkt ermittelt, der sich am Schnittpunkt der zentralen Zylinderachse mit der Ebene befindet. Dieser stellt den okklusalen Mittelpunkt der geplanten Hülsenposition dar (siehe Abbildung 25).

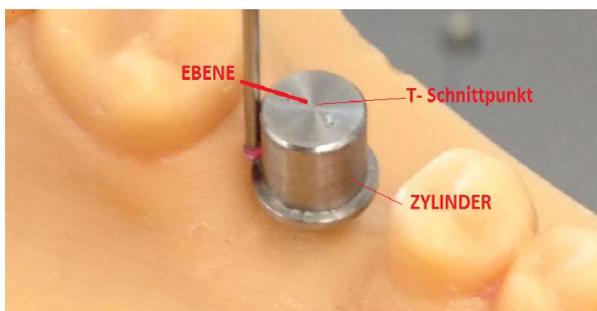


Abbildung 25: Eingesteckter MExPERT IPM Marker und Erstellung des T-Schnittpunktes.

Nach Ermittlung des T-Schnittpunktes des IPM-Markers wurde dieser entfernt und die Bohrschablone aufgesetzt. Da die in den Bohrschablonen tiefgezogenen Führungshülsen okklusal offen sind und daher keine Auflage für die Abtastung einer

Ebene hatten, wurde der IPM-Marker invers in die IPM-Hülse gesteckt (siehe Abbildung 26).



Abbildung 26: Invers eingesteckter MExPERT IPM Marker.

Wie zuvor wurde mit dem Messstab der Vermessungsmaschine eine okklusale Ebene – nun auf der nach kranial zeigenden IPM-Marker-Führungshülseunterseite – sowie ein Zylinder am IPM-Marker-Schaft ertastet. Im Vermessungsprogramm wurde abermals der T-Schnittpunkt der zentralen Zylinderachse mit der Ebene errechnet. Abbildung 27 zeigt den mit invers eingestecktem MExPERT IPM Marker erstellten T-Schnittpunkt.

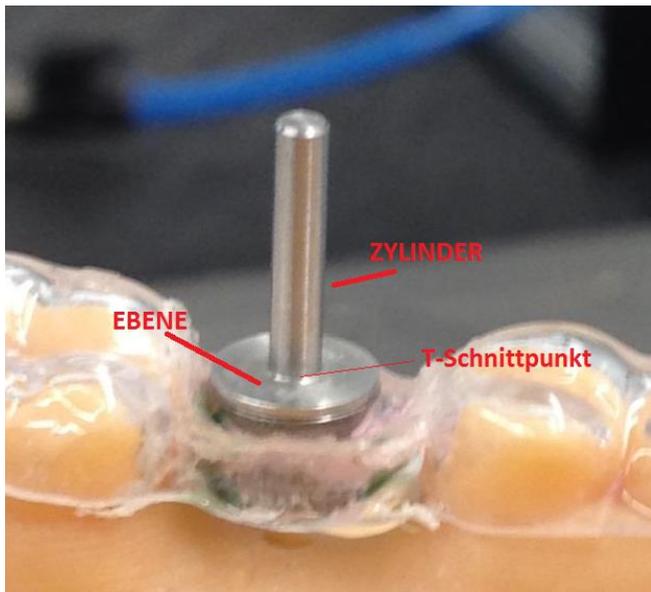


Abbildung 27: Darstellung der erneuten T-Schnittpunkterstellung.

Diese Messmethode und Wertermittlung wurde für alle zehn Bohrschablonen eines Implantatsystems auf dem Implantatplanungsmodell wiederholt.

3.1.10. Statistische Auswertung

Um die genaue Anzahl der zu vermessenden Patientenbilder festzulegen, wurde vor Beginn der Messungen eine statistische Fallzahl- bzw. Poweranalyse durchgeführt. Die statistische Power sollte annähernd 1 betragen und beschreibt die Wahrscheinlichkeit, mit einem statistischen Test einen Unterschied zu ermitteln, wenn dieser tatsächlich vorhanden ist. Zur Ermittlung der statistischen Power wurden Probemessungen mit zehn eingearbeiteten Führungshülsen vorgenommen. Aus den Probemessungen ließ sich ermitteln, dass sich bereits bei einer Anzahl von $n = 10$ Bohrschablonen und einem festgelegten Signifikanzniveau von 5 % eine ausreichende Power von 0,99 ergibt, womit statistisch aussagekräftige Resultate für die erwarteten Effekte nahezu gesichert sind.

Die an insgesamt 80 tiefgezogenen Bohrschablonen mit zuvor eingearbeiteten Führungshülsen gemessenen Werte wurden mithilfe des Tabellenkalkulationsprogramms MS Excel® 2010 von Microsoft® (Unterschleißheim, Deutschland) erfasst. Für die Durchführung der statistischen Berechnungen wurde das

Programm IBM SPSS Statistics 21 (SPSS Inc. an IBM Company, Chicago, IL, USA) verwendet.

Für die statistische Auswertung der Vermessung wurde jede Hypothese einzeln untersucht. Dabei wurden jeweils Werte der deskriptiven Statistik, wie Mittelwerte, Standardabweichungen, Mediane, Minima und Maxima erhoben und mithilfe von Boxplots graphisch dargestellt (siehe Abbildung 28). Der mittlere Balken in der Box gibt den jeweiligen Medianwert an. Die begrenzenden oberen und unteren waagerechten Linien zeigen den größten bzw. kleinsten Wert der gesamten Menge an. Vorhandene Ausreißer werden als kleine Kreise dargestellt. Extreme Ausreißer werden durch kleine Sterne markiert. Der Abstand zwischen dem oberen und unteren Whisker bzw. zwischen den Extremwerten wird als Spannweite bezeichnet und charakterisiert den gesamten Wertebereich des Datensatzes [59]. Abbildung 28 zeigt den schematischen Aufbau eines Boxplots in seitlicher Ausrichtung.

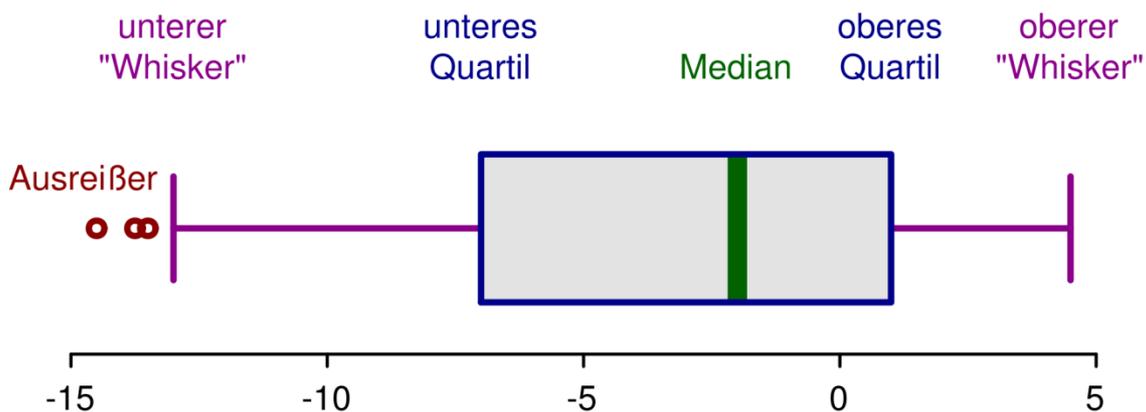


Abbildung 28: Schematischer Aufbau eines Boxplots in seitlicher Ausrichtung.

Für die weiteren statistischen Berechnungen wurden Mittelwerte und Standardabweichungen wie folgt berechnet:

Definition des Mittelwertes:

$$\bar{x} = \frac{\text{Summe aller } x - \text{Werte}}{\text{Anzahl aller } x - \text{Werte}} = \frac{\sum x_i}{n}$$

Um das Streuungsmaß für Stichproben zu beschreiben, wurde die Standardabweichung s ermittelt. Diese wiederum ergibt sich aus der Quadratwurzel der Varianz.

$$s^2 = \frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n-1} \quad ; \quad s = \sqrt{s^2}$$

Die vorliegenden Daten basieren auf einer kleinen Stichprobe, weichen signifikant von der Normalverteilung ab und weisen keine Varianzhomogenität auf. Die Tests auf Normalverteilung waren der Kolmogorov-Smirnov-Test und der Shapiro-Wilk-Test. Da vor diesem Hintergrund die Voraussetzungen für den Einsatz parametrischer Testverfahren nicht gegeben sind, wird für die vorliegenden statistischen Berechnungen im weiteren Verlauf auf nichtparametrische Testverfahren zurückgegriffen. Für die Analyse der Daten wurden der Wilcoxon-Vorzeichenrang-Test, der Kruskal-Wallis-Test sowie der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Alle drei Verfahren beruhen auf der Betrachtung von Rangplätzen und überprüfen, ob sich die zentralen Tendenzen in Stichproben unterscheiden.

Der Wilcoxon-Vorzeichenrang-Test prüft anhand zweier gepaarter Stichproben die Gleichheit der zentralen Tendenzen der zugrundeliegenden Grundgesamtheiten.

Der Kruskal-Wallis-Test wird ebenfalls für den Vergleich von unabhängigen Stichproben eingesetzt. Im Gegensatz zu dem Mann-Whitney-U-Test kommt der Kruskal-Wallis-Test jedoch für den Vergleich von mehr als zwei unabhängigen Stichproben zur Anwendung.

Der Mann-Whitney-U-Test wird für den Vergleich von zwei unabhängigen Stichproben eingesetzt. Im Rahmen dieses Testverfahrens werden alle Daten in Rängen angeordnet. Die Ränge werden dann für jede Gruppe addiert. Auf diese Weise kann der Test den mittleren Rang für jede der beiden Gruppen ermitteln und erlaubt hierüber Aussagen über signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

3.2. Spezielle Methode

3.2.1. Lineare sagittale und transversale Abweichungen

Zur Bestimmung der Genauigkeiten der sagittalen und transversalen Distanzen von der geplanten zur umgesetzten Hülsenposition wurden für diesen Teil der Studie Führungshülsen von acht verschiedenen Implantatsystemen (siehe Tabelle 6) untersucht. Für jedes Implantatsystem wurden zuvor zehn Bohrschablonen tiefgezogen und vermessen. Für die Ermittlung von sagittalen und transversalen Abweichungen wurde die virtuell geplante Hülsenposition der vermessenen, umgesetzten Hülsenausrichtung im kartesischen Koordinatensystem der Vermessungssoftware auf der x-Achse und y-Achse gemäß der in den Abbildungen 23-27 beschriebenen Ausrichtung gegenübergestellt. Die sagittalen Abweichungen sind die Wertedifferenzen auf der x-Achse. Somit zeigen die metrischen Distanzen auf der y-Achse die transversalen Abweichungen zwischen den geplanten und umgesetzten Punkten. Die Differenzen jeder Bohrschablone von geplanter zu überführter Hülsenposition wurden in einer Excel-Tabelle festgehalten.

Mithilfe des Wilcoxon-Vorzeichenrang-Tests wurden die Daten auf statistisch signifikante Unterschiede geprüft.

3.2.2. Lineare vertikale Abweichungen

Bei der Überprüfung der Genauigkeiten der vertikalen Distanzen von der geplanten zur überführten Hülsenposition wurden Führungshülsenpositionen in Bohrschablonen von acht verschiedenen Implantatsystemen vermessen. Für statistisch aussagekräftige Resultate wurden für jedes Implantatsystem zuvor zehn Bohrschablonen hergestellt. So ergibt sich eine Gesamtzahl von 80 vermessenen Führungshülsen. Einen Überblick

über die Implantatsysteme und die Implantathersteller gibt Tabelle 6. Die vertikalen Deviationen wurden durch den mathematischen Vergleich der geplanten Hülsenposition mit der vermessenen, umgesetzten Führungshülsenposition in den Bohrschablonen durchgeführt. Die Vermessungssoftware ermittelte rechnerisch die vertikalen Distanzen von der geplanten zur umgesetzten Hülsenpositionen im virtuellen kartesischen Koordinatensystem durch deren mathematische Differenzen auf der z-Achse.

Der Vergleich erfolgte anhand von Mittelwerten und Standardabweichungen, Minima und Maxima sowie den Quartilen in Excel.

Die Daten wurden mit SPSS nach dem Wilcoxon-Vorzeichenrang-Test auf statistisch signifikante Differenzen geprüft.

3.2.3. Anguläre sagittale und transversale Abweichungen

Bei der Überprüfung der angulären Abweichungen wurden die sagittalen und transversalen Ausrichtungen erfasst. Es wurden 80 Führungshülsen in Bohrschablonen vermessen, die auf acht unterschiedliche Implantatsysteme aufgeteilt wurden. Für jedes Implantatsystem wurden je zehn Bohrschablonen vermessen. Die angulären sagittalen Abweichungen berechnete die Vermessungssoftware, indem sie die Strecke der geplanten zur überführten Hülsenposition in mesio-distaler Dimension errechnete. Für jede Bestimmung wurde die von der Vermessungsmaschine ermittelte Abweichung als eine Dezimalzahl wiedergegeben. Hierfür wurde eine zentrale Achse durch den geplanten Führungshülsenmittelpunkt der zentral durch den umgesetzten Hülsenmittelpunkt verlaufenden Achse in einem kartesischen Koordinatensystem gegenübergestellt. Die Software rechnete die zuvor als Dezimalzahl ausgegebene Differenz in eine Gradangabe zur Bestimmung der angulären Abweichung um. Für die anguläre transversale Abweichung wurde dieser Vorgang mit Betrachtung der vestibulo-oralen Dimension durchgeführt. Der Vergleich erfolgte anhand von Mittelwerten und Standardabweichungen, Minima und Maxima sowie den Quartilen in Excel.

Mithilfe des Wilcoxon-Vorzeichenrang-Tests wurden die Daten auf statistisch signifikante Unterschiede geprüft.

3.2.4. Vergleich der verschiedenen Implantatsysteme

Der Vergleich der in dieser Studie verwendeten Implantathersteller erfolgte durch die Vermessung der in den Bohrschablonen positionierten Führungshülsen mittels Gegenüberstellung der linearen Distanzen in sagittaler, transversaler und vertikaler Dimension sowie der angulären Abweichungen in sagittaler und transversaler Ausrichtung. Wie in Kapitel 3.2.1 und 3.2.2 beschrieben, wurden die metrischen Abweichungen anhand der mathematischen Streckendifferenzen von geplanter zu überführter Hülsenposition durch die Vermessungssoftware ermittelt. Die anschließende Übertragung der ermittelten Werte in eine Excel-Tabelle diente als Grundlage für den Vergleich. Eine Gegenüberstellung der durch die Vermessungssoftware gemessenen und errechneten Werte und eine statistische Auswertung durch SPSS wurden durchgeführt.

Der Vergleich erfolgte anhand von Mittelwerten und Standardabweichungen, Minima und Maxima sowie den Quartilen in Excel.

Die Daten wurden mit SPSS nach dem Kruskal-Wallis-Test auf statistisch signifikante Differenzen geprüft.

3.2.5. Vergleich der Implantatdurchmesser größer und kleiner 4,79 mm

Für den Implantatdurchmesservergleich wurde eine Vermessung durch die Vermessungsmaschine ZEISS Contura G2 durchgeführt. Die Implantathersteller und ihre Implantatsysteme wurden in zwei Gruppen aufgeteilt. Die erste Messgruppe bestand aus den Implantatsystemen mit einem Implantatdurchmesser von $< 4,81$ mm; sie beinhaltete vier Implantatsysteme (Camlog 4,3 mm und Dentaurum 3,3 mm, 3,7 mm und 4,2 mm). Die zweite Gruppe beinhaltete ebenfalls vier Implantatsysteme, jedoch mit einem Implantatdurchmesser von $> 4,79$ mm (Dentaurum 4,8 mm und 5,5 mm, Medentis 4,85 mm und SIC 5,2 mm). Es wurden nach dem gleichen Messprinzip wie in Kapitel 3.1.10. und der in Kapitel 3.2.1. und 3.2.2. beschriebenen Vermessung die metrischen Distanzen in der sagittalen, transversalen und vertikalen sowie die angulären Deviationen in sagittaler und transversaler Ausrichtung wie in Kapitel 3.2.3. beschrieben ermittelt. Für den Vergleich wurden die ermittelten Werte den beiden

untersuchten Gruppen gegenübergestellt. Hierfür war eine Übertragung in eine Excel-Tabelle notwendig.

Der Vergleich erfolgte anhand von Mittelwerten und Standardabweichungen, Minima und Maxima sowie den Quartilen in Excel.

Die Daten wurden mit SPSS nach dem Mann-Whitney-U-Test auf statistisch signifikante Differenzen geprüft.

4. Ergebnisse

4.1. Genauigkeiten der linearen sagittalen und transversalen Abweichungen

Die linearen sagittalen und transversalen Abweichungen von geplanter zu tatsächlicher Hülsenposition wurden an insgesamt 80 in Bohrschablonen tiefgezogenen Führungshülsen geprüft. Das Messkollektiv setzte sich aus acht verschiedenen Implantatsystemen mit jeweils zehn identischen Führungshülsen zusammen.

Die mittlere lineare sagittale Abweichung wurde mit einem Wert von 90 μm ($\pm 60 \mu\text{m}$) gemessen. Der Minimalwert betrug 2 μm (Dentaurum 4,2 mm) und der Maximalwert betrug 290 μm .

Die mittlere lineare transversale Abweichung wurde mit einem Wert von 220 μm ($\pm 50 \mu\text{m}$) gemessen. Der Minimalwert betrug 70 μm (Medentis 4,85 mm) und der Maximalwert 380 μm .

Anschließend wurde der Wilcoxon-Vorzeichenrang-Test für die Ermittlung statistisch signifikanter Unterschiede durchgeführt. Die dabei ermittelten p-Werte liegen beide bei $< 0,05$. Dabei ließen sich signifikante Unterschiede zwischen den Werten der geplanten zur überführten Hülsenposition ermitteln. Die einzelnen Messwerte sind den Tabellen 9 und 10 zu entnehmen.

4.2. Genauigkeiten der linearen vertikalen Abweichungen

Zur Ermittlung der linearen vertikalen Distanzen von geplanter zu tatsächlicher Hülsenposition wurden insgesamt 80 in Bohrschablonen tiefgezogene Führungshülsen geprüft. Hier setzte sich das Messkollektiv aus acht verschiedenen Implantatsystemen mit jeweils zehn identischen Führungshülsen zusammen.

Die mittlere lineare vertikale Abweichung wurde mit einem Wert von 360 μm ($\pm 340 \mu\text{m}$) gemessen. Der Minimalwert betrug $-280 \mu\text{m}$ (Dentaurum 5,5 mm) und der Maximalwert 1240 μm (SIC).

Anschließend wurde der Wilcoxon-Vorzeichenrang-Test für die Ermittlung statistisch signifikanter Unterschiede durchgeführt. Der dabei ermittelte p-Werte liegt bei $< 0,05$. Dabei ließ sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Werten der geplanten zur überführten Hülsenposition ermitteln. Die einzelnen Werte sind in Tabelle 11 aufgeführt und in Abbildung 31 in Form eines Boxplots visualisiert.

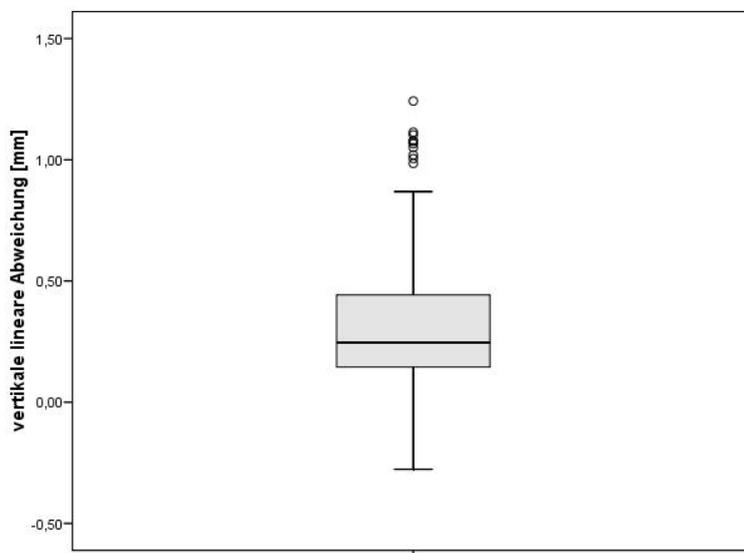


Abbildung 29: Boxplot zur graphischen Darstellung der vertikalen linearen Abweichungen. Es wird eine geringe Streuung um den Median bei 0,36 mm dargestellt.

In der Grafik sind zehn Ausreißer im oberen Abschnitt zu erkennen, die alle von dem Implantatsystem SIC stammen.

Eine Übersicht über die einzelnen Messwerte der unterschiedlichen Implantatsysteme wird ebenfalls in der Tabelle 11 gegeben.

4.3. Genauigkeiten der angulären sagittalen und transversalen Abweichungen

Die angulären sagittalen und transversalen Abweichungen von geplanter zu tatsächlicher Hülsenposition wurden an insgesamt 80 in Bohrschablonen tiefgezogenen Führungshülsen geprüft. Das Messkollektiv setzte sich aus acht verschiedenen Implantatsystemen mit jeweils zehn identischen Führungshülsen zusammen.

Es wurden mittlere anguläre sagittale Abweichungen von $0,54^\circ (\pm 0,47^\circ)$ ermittelt. Die Werte lagen zwischen einem Minimum von $0,002^\circ$ (Dentaurum 4,2 mm) und einem Maximum von $2,7^\circ$ (Dentaurum 5,5 mm). Abbildung 32 zeigt eine graphische Übersicht der Ergebnisse. Die einzelnen Werte sind der Tabelle 7 zu entnehmen.

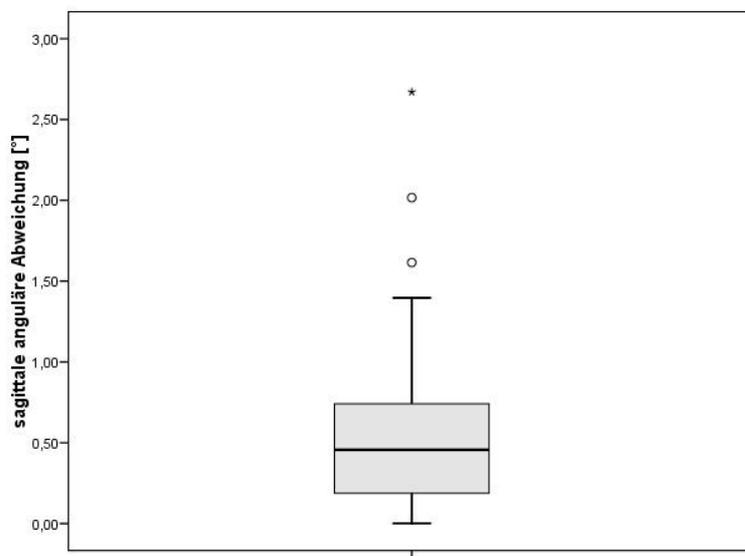


Abbildung 30: Boxplot zur graphischen Darstellung der sagittalen angulären Abweichungen. Die dicht beieinanderliegenden Werte liegen um den Mittelwert von $0,54^\circ$.

Tabelle 7: Sagittale Winkelabweichungen

Camlog	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Medentis	SIC
4,3 mm	3,3 mm	3,7 mm	4,2 mm	4,8 mm	5,5 mm	4,85 mm	5,2 mm
$0,5946 \pm 0,3416$	$0,3907 \pm 0,3001$	$0,3702 \pm 0,2755$	$0,6270 \pm 0,4442$	$0,4662 \pm 0,4178$	$0,6163 \pm 0,7697$	$0,6421 \pm 0,6868$	$0,6261 \pm 0,3783$

Für die anguläre transversale Ausrichtung wurden mittlere Abweichungen von $1,34^\circ (\pm 0,52^\circ)$ gemessen. Die minimalen und maximalen Werte wurden mit $0,47^\circ$ (Dentaurum 5,5 mm) und $2,7^\circ$ (Dentaurum 4,8 mm) ermittelt.

Einen Überblick über die Ergebnisse geb die Tabelle 8 und die Abbildung 33.

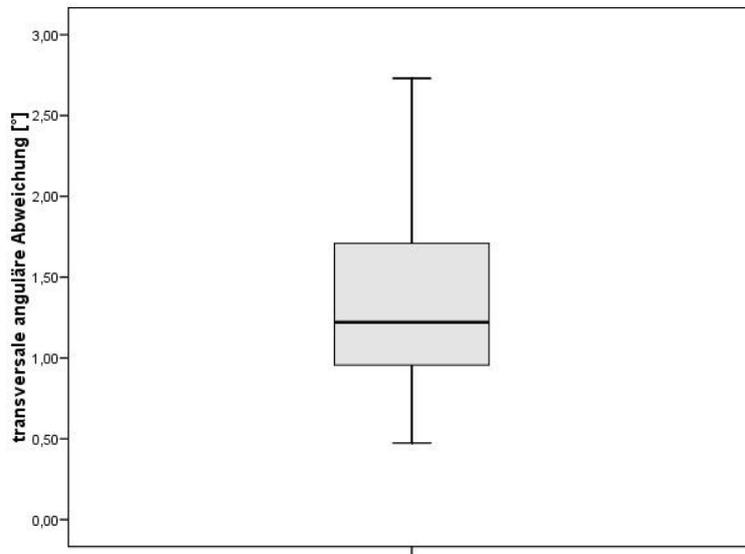


Abbildung 31: Boxplot zu graphischen Darstellung der transversalen angulären Abweichungen. Es liegt eine mäßige Streuung der Messwerte um den Mittelwert bei $1,34^\circ$ vor.

Tabelle 8: Transversale Winkelabweichungen

Camlog	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Medentis	SIC
4,3 mm	3,3 mm	3,7 mm	4,2 mm	4,8 mm	5,5 mm	4,85 mm	5,2 mm
1,3791 ± 0,5856	1,4504 ± 0,5615	1,3815 ± 0,6085	1,2312 ± 0,3664	1,4420 ± 0,5748	1,2829 ± 0,4858	1,3634 ± 0,6647	1,1759 ± 0,3841

Der Wilcoxon-Vorzeichenrang-Test für die Ermittlung statistisch signifikanter Unterschiede durchgeführt. Die dabei ermittelten p-Werte liegen beide bei $< 0,05$. Dabei ließen sich signifikante Unterschiede zwischen den Werten der geplanten zur überführten Hülsenposition ermitteln.

4.4. Genauigkeiten der verschiedenen Implantatsysteme

In diesem Abschnitt wurden die Ergebnisse für die linearen sagittalen, transversalen und vertikalen Distanzen sowie der angulären sagittalen und transversalen

Abweichungen für die jeweiligen Implantatsysteme von geplanter zu überführter Hülsenposition ermittelt. Die untersuchten Implantatsysteme sind der Tabelle 6 zu entnehmen. Auf eine Erläuterung der einzelnen Werte wird aufgrund der großen Zahl an Ergebnissen verzichtet. Die einzelnen Messwerte werden tabellarisch aufgelistet und in Form von Boxplots visualisiert.

Die sagittalen Distanzen sind der Tabelle 9 und der Abbildung 34 zu entnehmen.

Die transversalen Distanzen sind der Tabelle 10 und der Abbildung 35 zu entnehmen.

Die vertikalen Distanzen sind in der Tabelle 11 und der Abbildung 36 dargestellt.

Die angulären sagittalen Abweichungen sind der Tabelle 7 und der Abbildung 37 und die transversalen der Tabelle 8 und der Abbildung 38 zu entnehmen.

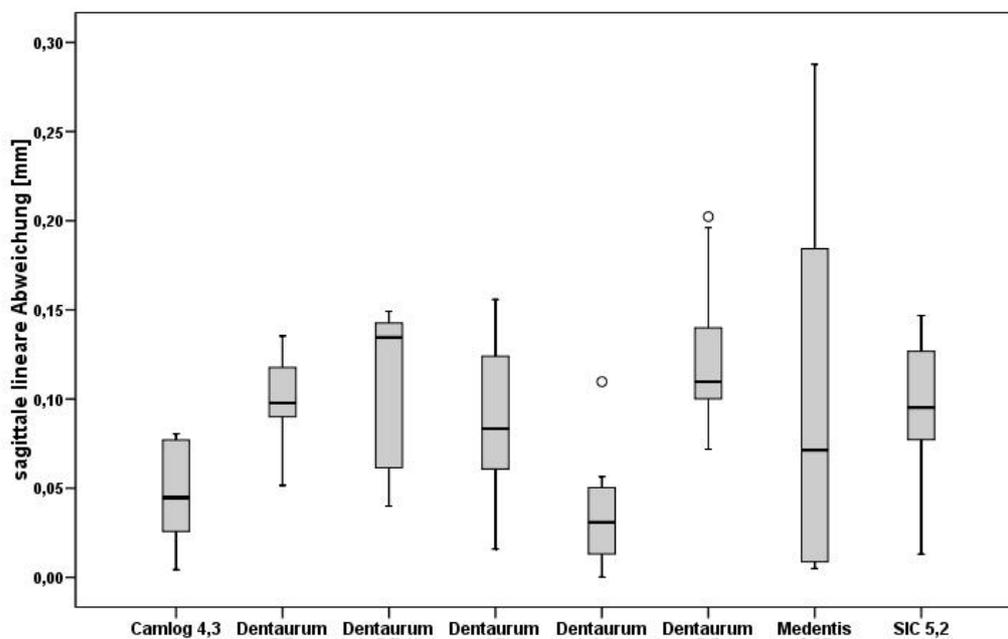


Abbildung 32: Boxplots zur graphischen Darstellung der sagittalen linearen Abweichungen aller Implantatsysteme. Es liegen keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) vor. Die mittleren Abweichungen liegen zwischen 1,18 mm und 1,45 mm.

Tabelle 9: Sagittale Distanzabweichungen

Camlog	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Medentis	SIC
4,3 mm	3,3 mm	3,7 mm	4,2 mm	4,8 mm	5,5 mm	4,85 mm	5,2 mm
1,3791 ± 0,5856	1,4504 ± 0,5615	1,3815 ± 0,6085	1,2312 ± 0,3664	1,4420 ± 0,5748	1,2829 ± 0,4858	1,3634 ± 0,6647	1,1759 ± 0,3841

Die Vermessungsreihen der Implantatsysteme Dentaurum 4,8 mm und Dentaurum 5,5 mm zeigen jeweils einen Ausreißer im oberen Messbereich.

Tabelle 10: Transversale Distanzabweichungen

Camlog	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Dentaurum	Medentis	SIC
4,3 mm	3,3 mm	3,7 mm	4,2 mm	4,8 mm	5,5 mm	4,85 mm	5,2 mm
0,2346 ± 0,062	0,2176 ± 0,0525	0,2119 ± 0,038	0,2148 ± 0,0379	0,2794 ± 0,0404	0,2431 ± 0,0470	0,1743 ± 0,0502	0,2174 ± 0,0382

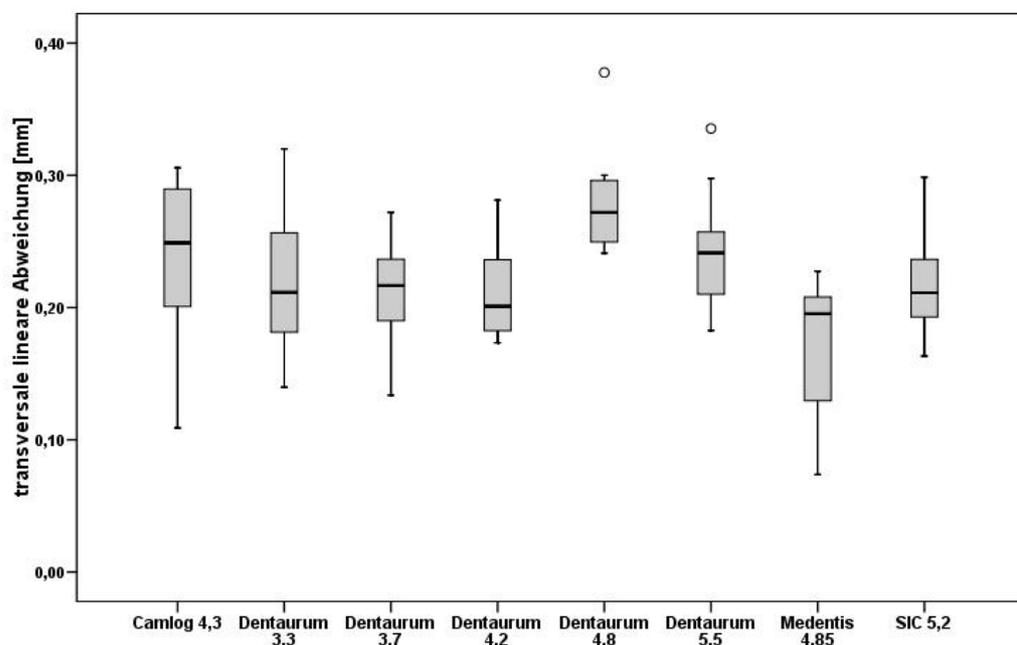


Abbildung 33: Boxplots zur graphischen Darstellung der transversalen linearen Abweichungen aller Implantatsysteme. Die mittleren Abweichungen liegen zwischen 0,17 mm und 0,28 mm.

Auch hier zeigen die Vermessungsreihen der Implantatsysteme Dentaurum 4,8 mm und Dentaurum 5,5 mm jeweils einen Ausreißer im oberen Messbereich.

Tabelle 11: Vertikale Distanzabweichungen

Camlog	Dentau	Dentau	Dentau	Dentau	Dentau	Medentis	SIC
4,3 mm	3,3 mm	3,7 mm	4,2 mm	4,8 mm	5,5 mm	4,85 mm	5,2 mm
0,2346 ±	0,2176 ±	0,2119 ±	0,2148 ±	0,2794 ±	0,2431 ±	0,1743 ±	0,2174 ±

0,062

0,0525

0,038

0,0379

0,0404

0,0470

0,0502

0,0382

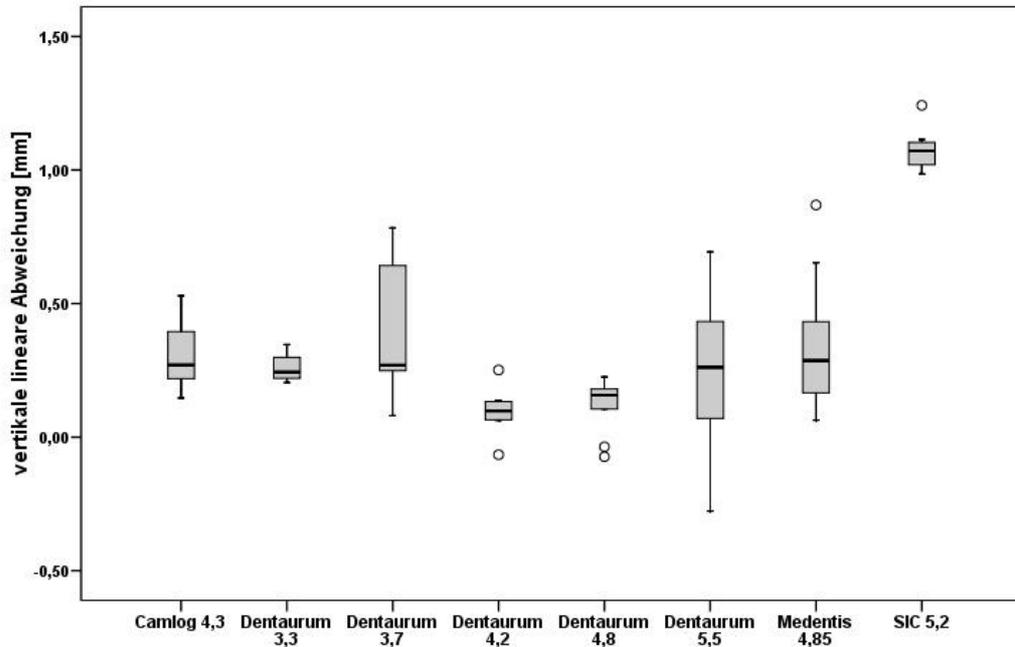


Abbildung 34: Boxplots zur graphischen Darstellung der vertikalen linearen Abweichungen aller Implantatsysteme. Das Implantatsystem von SIC zeigt deutlich höhere Messwerte als die anderen untersuchten Implantatsysteme.

Die Vermessungsreihen der Implantatsysteme Dentaurum 4,2 mm und Dentaurum 4,8 mm zeigen jeweils zwei kleine Ausreißer; die Implantatsysteme Medentis und SIC jeweils einen kleinen Ausreißer.

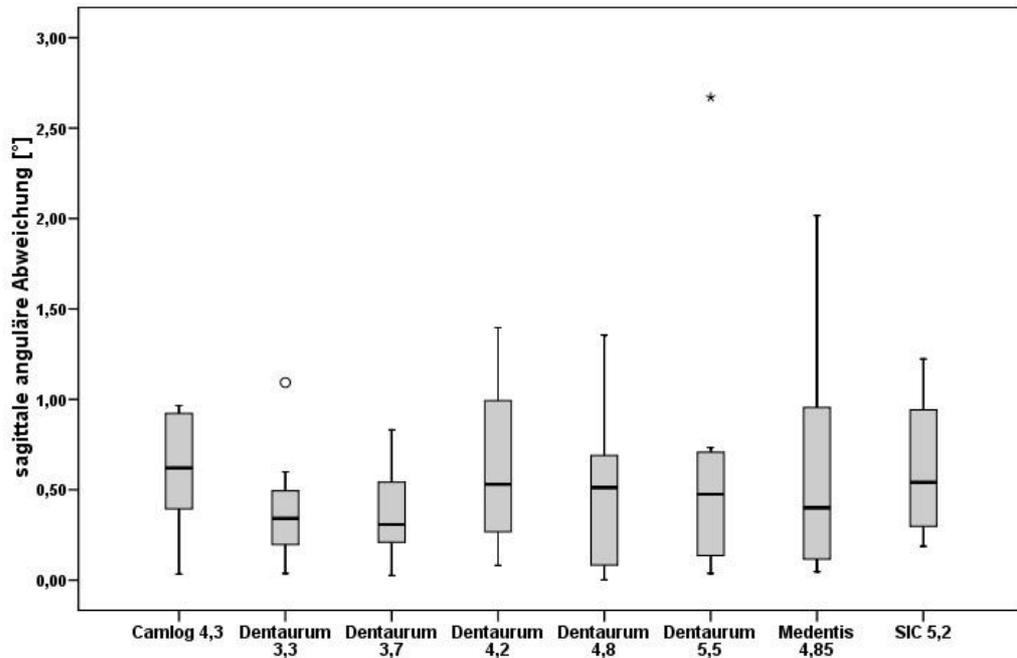


Abbildung 35: Boxplots zur graphischen Darstellung der sagittalen angulären Abweichungen aller Implantatsysteme. Die untersuchten Implantatsysteme zeigen nahezu identische Mittelwerte zwischen $1,18^\circ$ und $1,44^\circ$.

Die Vermessungsreihe des Implantatsystems Dentaurum 3,3 mm zeigt einen kleinen Ausreißer und die des Implantatsystems Dentaurum 5,5 mm einen größeren Ausreißer im oberen Messbereich.

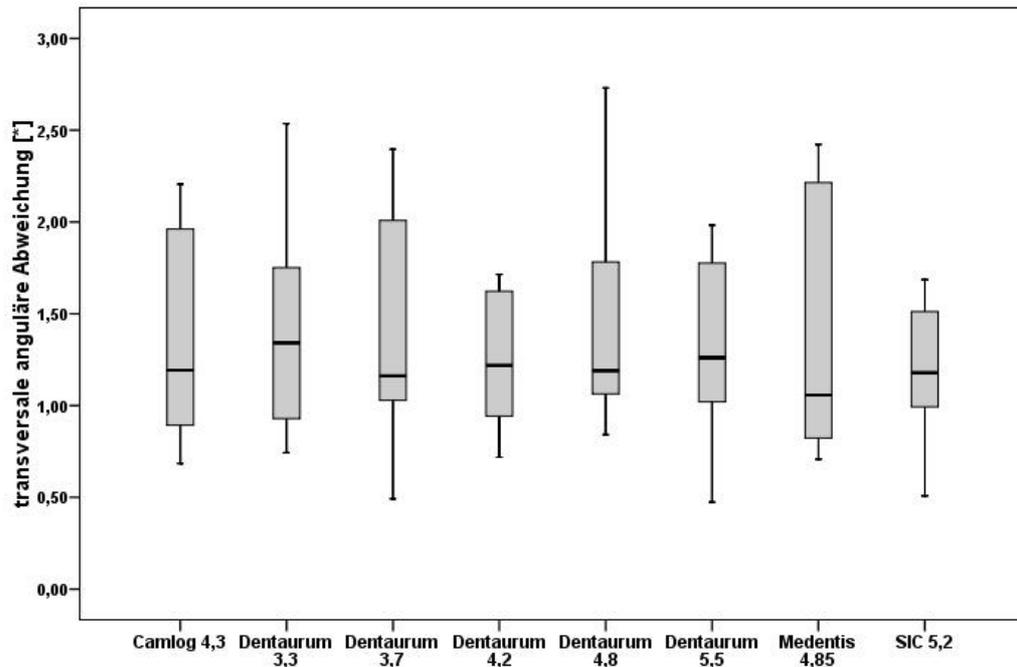


Abbildung 36: Boxplots zur graphischen Darstellung der transversalen anguläre Abweichungen aller Implantatsysteme. Es liegen keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) vor.

Es wurden keine Ausreißer bei den übrigen vermessenen Implantatsystemen ermittelt.

Anschließend wurde der Kruskal-Wallis-Test für die Ermittlung von statistisch signifikanten Unterschieden durchgeführt. Der p-Wert für die linearen sagittalen Abweichungen liegt bei 0,00. Es liegen demnach statistisch signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Implantatsystemen vor. Der anschließende Post-hoc-Test zeigte, dass Unterschiede zwischen Dentaurum 3,7 mm und Dentaurum 4,80 mm, zwischen Dentaurum 4,80 mm und Dentaurum 5,50 mm sowie zwischen Camlog 4,30 mm und Dentaurum 5,50 mm bestehen.

Für die linearen transversalen Abweichungen liegt der p-Wert bei 0,002 und es konnte ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Der anschließende Post-hoc-Test zeigte, dass dieser Unterschied zwischen den Implantatsystemen Dentaurum 4,80 mm und Medentis 4,85 mm besteht.

Der p-Wert für die linearen vertikalen Abweichungen liegt bei 0,00. Der anschließend durchgeführte Post-hoc-Test zeigte statistisch signifikante Unterschiede bei insgesamt fünf verschiedenen Implantatsystemkonstellationen. Bei den angulären sagittalen bzw.

transversalen Abweichungen wurden p-Werte von 0,694 bzw. 0,968 ermittelt. Es liegen somit keine statistisch signifikanten Unterschiede vor.

4.5. Genauigkeit der Implantatdurchmesser größer und kleiner 4,79 mm

Für die Betrachtung der Unterschiede zwischen den Implantatdurchmessern wurden die vermessenen Implantatsysteme in zwei Gruppen unterteilt. Die erste Gruppe beinhaltete die Implantatsysteme mit einem Durchmesser der Führungshülse von unter 4,79 mm, die zweite Gruppe die Implantatsysteme mit einem Durchmesser größer als 4,79 mm. Der Untersuchungsumfang betrug je Gruppe 40 Führungshülsenvermessungen.

Die mittleren linearen sagittalen, transversalen und vertikalen Abweichungen betragen in der ersten Gruppe $90\ \mu\text{m}$ ($\pm 40\ \mu\text{m}$), $220\ \mu\text{m}$ ($\pm 480\ \mu\text{m}$) und $270\ \mu\text{m}$ ($\pm 190\ \mu\text{m}$). Für die zweite Gruppe wurden Werte von $90\ \mu\text{m}$ ($\pm 70\ \mu\text{m}$), $230\ \mu\text{m}$ ($\pm 60\ \mu\text{m}$) und $450\ \mu\text{m}$ ($\pm 420\ \mu\text{m}$) ermittelt. Die angulären Abweichungen in der Sagittalen und Transversalen betragen in der ersten Gruppe $0,5^\circ$ ($\pm 0,36^\circ$) und $1,36^\circ$ ($\pm 0,52^\circ$). Die mittleren angulären Abweichungen der zweiten Gruppe hingegen wurden mit $0,59^\circ$ ($\pm 0,57^\circ$) und $1,32^\circ$ ($\pm 0,53^\circ$) gemessen.

Tabelle 12 zeigt eine Gegenüberstellung der beiden Implantatsystemgruppen anhand der ermittelten Mittelwerte und Standardabweichungen. Die Tabelle wird durch die graphischen Darstellungen in Abbildungen 39–43 ergänzt.

Tabelle 12: Abweichungen im Gruppenvergleich

Abweichung	Gr.	N	Mittelwert	Standardabweichung	p-Wert
lineare sagittale Abweichung [mm]	Gr. 1	40	0,0858	0,04269	0,651
	Gr. 2	40	0,0865	0,06615	
lineare transversale Abweichung [mm]	Gr. 1	40	0,2198	0,04796	0,403
	Gr. 2	40	0,2286	0,05754	
lineare vertikale Abweichung [mm]	Gr. 1	40	0,2667	0,18530	0,146
	Gr. 2	40	0,4537	0,41950	
anguläre sagittale Abweichung [°]	Gr. 1	40	0,4957	0,35295	0,810
	Gr. 2	40	0,5877	0,56927	
anguläre transversale Abweichung [°]	Gr. 1	40	1,3606	0,52433	0,751
	Gr. 2	40	1,3161	0,52605	

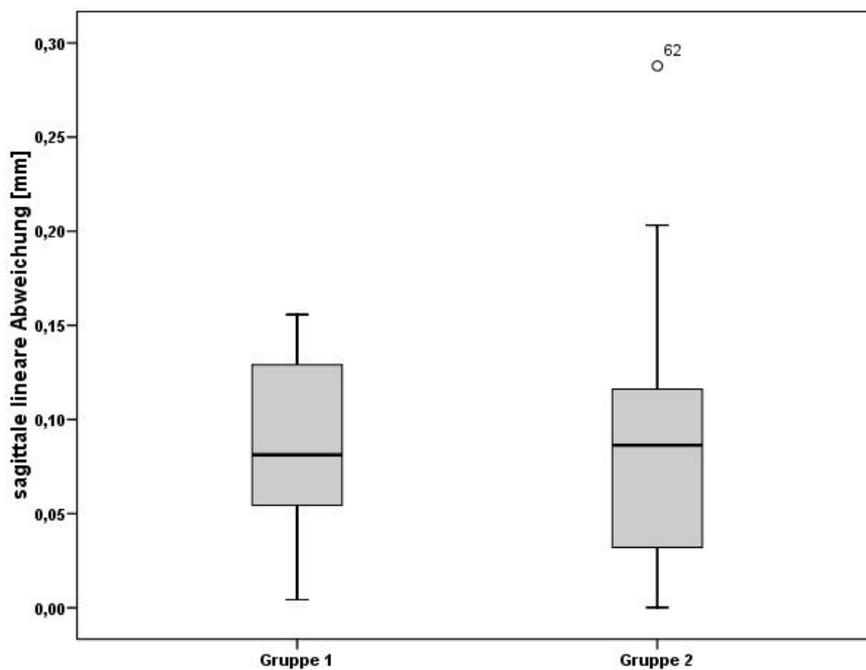


Abbildung 37: Boxplots zur graphischen Darstellung der sagittalen linearen Abweichungen nach Implantatdurchmessern. Es sind nahezu identische Mittelwerte zu sehen.

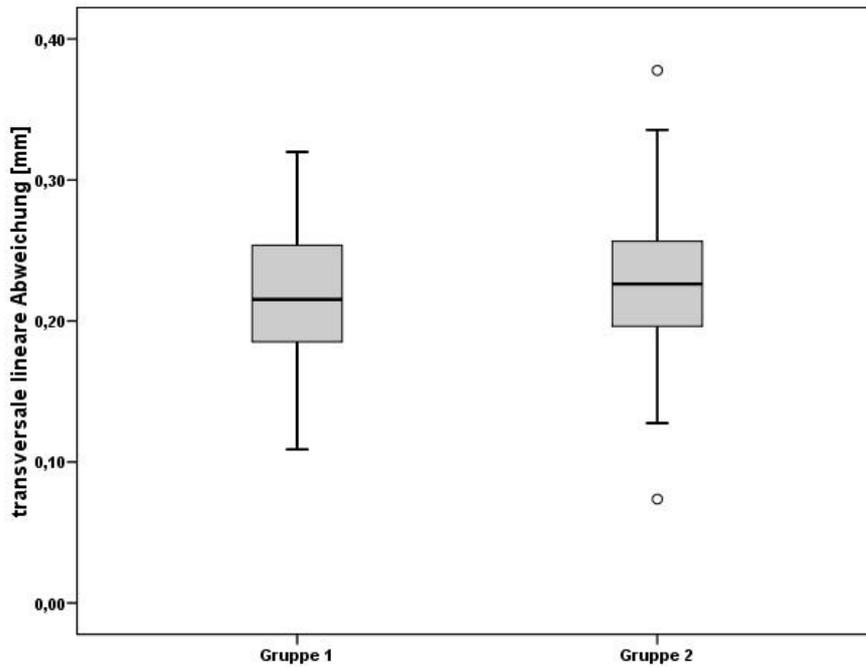


Abbildung 38: Boxplots zur graphischen Darstellung der transversalen linearen Abweichungen nach Implantatdurchmessern. Es sind ähnliche Messwerte in beiden Gruppen zu erkennen.

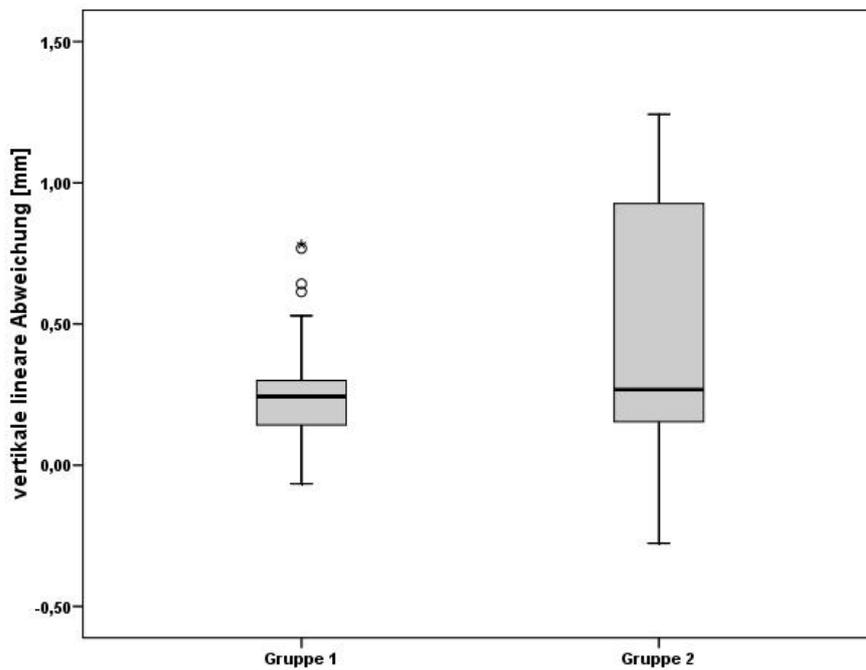


Abbildung 39: Boxplots zur graphischen Darstellung der vertikalen linearen Abweichungen nach Implantatdurchmessern. Bei ähnlichen Mittelwerten zeigt die Gruppe 2 eine größere Streuung der Messwerte.

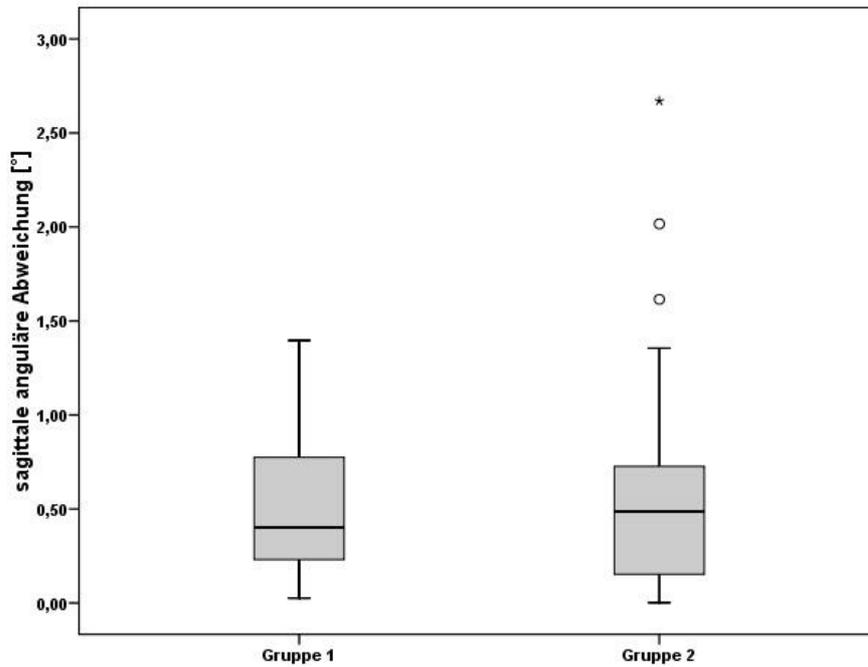


Abbildung 40: Boxplots zur graphischen Darstellung der sagittalen angulären Abweichungen nach Implantatdurchmessern. Bei ähnlichen Mittelwerten liegen kein statistisch signifikante Unterschiede ($p > 0,05$) vor.

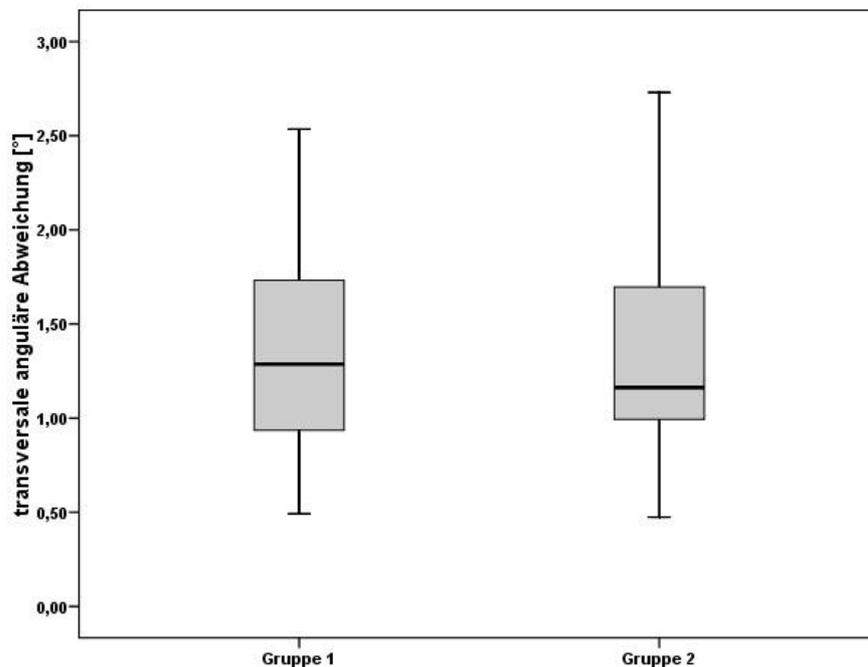


Abbildung 41: Boxplots zur graphischen Darstellung der transversalen angulären Abweichungen nach Implantatdurchmessern. Es sind identische Messwerte in beiden Gruppen zu erkennen.

Zur Ermittlung von statistisch signifikanten Unterschieden wurde der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Dabei ergaben sich die folgenden p-Werte: linear-sagittal: $p = 0,651$, linear-transversal: $p = 0,403$, linear-vertikal: $p = 0,146$, angulär-sagittal: $p = 0,810$, angulär-transversal: $p = 0,751$. Alle p-Werte sind somit deutlich größer als das Signifikanzniveau von $0,05$. Damit sind alle Abweichungen im Gruppenvergleich nicht signifikant und es bestehen keine Unterschiede zwischen den Gruppen. Die Werte sind für die zwei Gruppen für alle Abweichungen gleich (siehe Tabelle 12).

5. Diskussion

5.1. Einführung in die Diskussion

Das Therapieziel der Implantologie strebt den Ersatz verloren gegangener Zähne an. Unabdingbare Voraussetzung für dieses Ziel ist ein hohes Maß an Präzision und Erfahrung des Operateurs bei der Implantatinsertion [34]. Jedoch genügen nicht allein die chirurgischen Fähigkeiten des Behandlers für den Erfolg der Implantation. Die zu nennende Grundvoraussetzung ist eine präzise Planung nach gründlicher präimplantärer Diagnostik [3].

Anfängliche Implantationen wurden unter Verwendung der zweidimensionalen Röntgendiagnostik sowie Situations- bzw. Planungsmodellen – die gegebenenfalls durch die Schleimhautdickenmessung ergänzt waren – mittels einer Frei-Hand-Insertion durchgeführt [14]. Klinisch nicht akzeptable Abweichungen von bis zu 4,2° und 3,5 mm waren der Motor für das Streben nach Fortschritten vonseiten der Wissenschaft und der Hersteller [50]. Die Arbeitsgruppe um Choi et al. fand in einer Studie aus dem Jahr 2004 heraus, dass für jeden Millimeter Versatz der okklusalen Belastung weg vom Implantatzentrum die Drehmomentbelastung um ca. 15 % wächst [60]. In einer anderen Studie untersuchten Arfai und Kiat-Amnuay eine Gefährdung des Langzeiterfolges durch nichtaxiale Belastung von Implantaten; okklusale Überbelastung gilt als Grund für Implantatverlust und sollte daher vermieden werden [61, 62]. Die Einführung der dreidimensionalen Röntgendiagnostik lieferte dem Operateur einen Vorteil gegenüber der konventionellen Diagnostik [63] und verringerte überdies die Gefahr der Verletzung anatomisch sensibler Strukturen [64]. Die Entwicklung des DVT verringerte die hohe Strahlenbelastung am Patienten und erleichterte den Behandlern den Zugang zu dreidimensionaler Diagnostik ohne hohe Anschaffungs- und Wartungskosten [65]. Das DVT liefert aktuell für kleine FoV (< 10 cm) Dosen von 11–674 µSv (Median 61 µSv) und für große FoV (> 10 cm) Dosen von 30–1073 µSv (Median 87 µSv) an Strahlenbelastung, die mit der eines Orthopantomogramms (2,7–24,3 µSv) vergleichbar sind [65]. Die Nutzung von 3D-Bilddaten zur computergestützten Implantatplanung nach dem Backward-Planning-Verfahren setzte sich als Standardmethode durch [66, 67, 68, 69].

Hohe Implantatüberlebensraten setzen eine präzise Diagnostik, Planung und deren anschließende chirurgische Umsetzung voraus. Die genaue Positionierung, Angulation und Insertionstiefe eines Implantates sind dabei essenziell, um zufriedenstellende funktionelle und ästhetische Resultate zu erzielen [28].

So wurde bereits in den oben genannten Studien die Wichtigkeit der Planung erwähnt, die teilweise sogar einen höheren Stellenwert haben kann als die eigentliche Implantation [70].

Nickenig et al. [50] zeigten jedoch, dass sich durch die alleinige Verwendung von dreidimensionalen Bilddaten ohne Übertrag in den chirurgischen Situs für den Implantologen kein großer Vorteil gegenüber der konventionellen Frei-Hand-Methode ergab. Hierfür bedurfte es spezieller Hilfsmittel, um die virtuelle Implantatplanung und Implantatposition während des chirurgischen Einsatzes auf den Patienten zu überführen [71]. Auf der einen Seite sind hier die Echtzeit-Navigationshilfen zu nennen. Sie zeigen dem Operateur mittels eines speziellen Trackingsystems intraoperativ die Bohrerposition und erlauben es ihm, Veränderungen vorzunehmen. Diese Navigationssysteme sind technik-, zeit- und kostenintensiv. Schermeier und Lüth zeigten für die dynamischen Navigationssysteme mit dem RoboDent-System in einer In-vitro-Studie Abweichungen von der geplanten zur überführten Position von 0,24 mm mit einer Standardabweichung von 0,11 mm und eine anguläre Abweichung von 0,5° mit einer Standardabweichung von 0,2° [72]. Insgesamt wird Navigationssystemen eine Genauigkeit von im Durchschnitt 1–2 mm bescheinigt [73, 74, 75]. Eine weitere vergleichbare Studie wurde durch Bier et al. 2006 durchgeführt [76].

Mittel der Wahl und Gegenstand dieser Studie sind die einfach zu nutzenden Bohrschablonen. Diese statischen Bohrhilfsmittel werden mithilfe der virtuellen Planung erstellt und von dem Operateur intraoperativ als Navigationshilfe verwendet [48].

So fanden Nickenig et al. [50] in ihrer Studie heraus, dass die Verwendung von Bohrschablonen gegenüber der konventionellen Implantation ohne intraoperative Hilfsmittel einen signifikanten Vorteil hat. Er untersuchte nach virtueller Planung und Bohrschablonenherstellung die Insertionsabweichungen der Implantation in ein Kunststoffmodell, die sich unter Verwendung einer Bohrschablone gegenüber einer Insertion ohne Bohrschablone ergaben. In einer ähnlichen In-vitro-Studie von Behneke et al. wurden nach einer computergestützten Implantatplanung 132 Implantate unter Verwendung von Bohrschablonen in 52 teilbezahnte Patienten implantiert und deren

Abweichungen gemessen. Es zeigte sich ein klarer Vorteil der bohrschablonenunterstützten Insertion gegenüber der Frei-Hand-Methode [44].

Die Studie von Dreiseidler et al. kam zu ähnlichen Ergebnissen. Sie untersuchten die Genauigkeit der Implantation mithilfe von zuvor erstellten Bohrschablonen und stellten Abweichungen von unter 0,5 mm am Apex und anguläre Abweichungen von durchschnittlich 1,18° fest [37]. Die Gruppe um Vercruyssen et al. zeigte unter Verwendung solcher Bohrschablonen die klinisch notwendige Genauigkeit [77].

Das Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung der Genauigkeit der Implantatplanung mit dem MExPERT-IPM-System. Insbesondere sollte hier die Übertragung der geplanten Implantatposition bzw. Führungshülsenposition in die in Bohrschablonen tiefgezogenen Führungshülsen untersucht werden. Neben der oben beschriebenen Genauigkeit wurde darüber hinaus analysiert, ob Unterschiede zwischen den verwendeten Implantatsystemen oder Führungshülsendurchmesser zu verzeichnen waren.

5.2. Diskussion der Methode

Grundlegend entsprach die Methode der vorliegenden Studie den Methoden der aktuellen Literatur.

Die in dieser Untersuchung verwendete DVT-Aufnahme war nach rechtfertigender Indikation angefertigt worden und wurde aus dem Archiv des 3D-Röntgeninstituts MESANTIS Berlin bezogen. Die strahlenärmere, dreidimensionale Röntgenaufnahme war nicht alleiniger Grund für die Verwendung einer DVT-Aufnahme [21, 23]. Die hohe metrische Genauigkeit und bildgebende Diagnostik der dreidimensionalen Röntgenbilddaten des DVT, welche sogar denen eines klassischen CT gleichen bzw. diese übertreffen, wurden in mehreren Studien nachgewiesen [78, 79]. Ähnliche Vorteile wurden von Al-Ekrish und Ekram in einer Vergleichsstudie festgestellt [25]. Da DVT-Röntgenaufnahmen diverse Fehlerquellen aufweisen können, erfolgte die Implantatplanung an einer Aufnahme frei von Artefakten und Verzerrungen, womit diese Fehlerquellen von Beginn an minimiert werden konnten. Dies diente als Grundlage für eine genaue Planung.

Die Verwendung eines einzigen Patienten ermöglichte es, die Wiederholungen auf denselben Situs herzustellen und zu vermessen. Eine Vergrößerung der Messgruppe an Patienten würde die Versuchsanordnung ändern und somit auch die Ergebnisziele, da die Messergebnisse je nach Untersuchungsgebiet variieren können. In einer Studie aus dem Jahre 2014 verwendete Kurt im Kern die gleiche Methode, jedoch setzte er ein Einzelimplantat in einer Frontzahnregion [16]. Ein ähnlicher Versuchsaufbau wurde in der Studie von Zhao et al. verwendet, in welcher elf Patienten mit Implantaten versorgt wurden [48]. Ebenso zeigte die Studie um Neugebauer ein ähnliches Verfahren zur Überprüfung der Genauigkeit von geplanten Implantatpositionen [80]. Die Häufigkeit der Wiederholungen wurde vorab durch eine Fallzahlplanung definiert. Die bereits oben genannte veröffentlichte Studie von Cushen aus dem Jahr 2013 zeigt eine ähnliche Größenanordnung [34]. Ein weiterer Vergleich mit der Studie von Abboud und Orentlicher zeigt die Versuchswiederholung in einer Größenordnung, wie sie in dieser Studie durchgeführt wurde [81].

Die Verwendung von Bohrschablonen als technisches Hilfsmittel für die dentale Implantation hat den großen Vorteil der navigierten Operationsdurchführung. Dem Behandler ermöglicht diese Unterstützung eine sichere und schnelle Insertion. Nichtsdestotrotz sollten dem Operateur jederzeit auch mögliche falsche oder abweichende Übermittlungen vor oder während des Eingriffes bewusst sein [82].

Für diese In-vitro Studie wurden sieben dreidimensional geprintete Kunststoffmodelle gewählt, um die Vermessung auf eine Implantatplanungssituation zu definieren. Die Verwendung von sieben identischen Implantatplanungsmodellen diente ausschließlich dazu, an mehreren Positionen gleichzeitig zu arbeiten. Die hier gewählte Methode der Vermessung auf Kunststoffmodellen wurde gewählt, da die Reproduzierbarkeit dieser Modelle in einer Untersuchung durch die Gruppe Bumann und Döblitz bestätigt wurde. Vorteilhaft anderen Studien gegenüber war, dass somit für die gemessenen Ergebnisse eine weitere mögliche Fehlerquelle beseitigt und die Aussagekraft der Ergebnisse gestärkt wurde [83]. Eine Ex-vivo- und eine In-vivo-Studie als Studiendesign würden das angestrebte Ziel der aufgestellten Hypothesen nicht genau treffen, da individuelle Gegebenheiten von Präparaten oder Patienten andere Ergebnisse liefern können. In-vivo-Untersuchungen sollten Gegenstand zukünftiger Studien sein. Diverse Studien zeigen die Überlegenheit der In-vitro-Messung an Kunststoffmodellen, hier zu nennen

sind Cushen et al., Widmann und Berggren, Lin et al. und Dreiseidler et al. [34, 35, 37]. Ein weiterer erheblicher Vorteil der vorliegenden Studie gegenüber In-vivo-Studien ist, dass durch die Verwendung der Implantatplanungsmodelle Konvertierungsfehler der DVT-Aufnahme und des Scans ausgeschlossen werden konnten, da diese erst im Anschluss an die Planung in Auftrag gegeben wurden [85].

Die mit dem MExPERT-IPM-System hergestellten Bohrschablonen stellen eine Kombination aus laborgefertigten und stereolithographisch produzierten Bohrschablonen dar. Die im CAD/CAM-Verfahren erstellten Modelle bilden mit den IPM-Marker als Positionierungshilfen im Rapid-Prototyping-Verfahren eine Einheit. Die hergestellten Bohrschablonen bilden den laborgefertigten Teil. Döblitz et al. [83] untersuchten die Genauigkeit von stereolithographischen Bohrschablonen und kamen zum Ergebnis, dass diese keine signifikanten Abweichungen zeigten. Ähnliche Ergebnisse wurden in der Studie von Ramassamy et al. veröffentlicht [85]. Jedoch zeigte eine ältere Studie von Stumpel die anfänglichen Ungenauigkeiten der im stereolithographischen Verfahren hergestellten Bohrschablonen [86].

In der Mehrzahl der Studien in der Literatur wurde die genauere Implantatpositionierung unter Zuhilfenahme von Bohrschablonen bestätigt. Zu nennen sind hier Studien von Widmann et al. sowie Cushen und Hoffmann et al. [3, 34, 35]. Ebenso wie die oben genannten Studien (vgl. auch die Tabellen 1, 2 und 3) zeigten sowohl In-vitro-Studien als auch Ex-vivo- und In-vivo-Studien keine signifikanten Abweichungen. Dies wurde durch eine Vielzahl von Untersuchungen nachgewiesen.

In einer Studie um die Gruppe von Dreiseidler und Neugebauer wurden nach virtueller Planung mithilfe von Bohrschablonen Implantate in zehn Modelle implantiert. Dabei wurden Abweichungen von 0,22 mm ($\pm 0,10$ mm) koronal, 0,34 mm ($\pm 0,15$ mm) apikal, 0,25 mm ($\pm 0,20$ mm) vertikal sowie eine anguläre Abweichung von 1,09° ($\pm 0,50^\circ$) gemessen [37].

Eine In-Vivo-Studie von Cassetta et al. [51] mit 70 unter Verwendung von zuvor hergestellten Bohrschablonen eingebrachten Implantaten kam zu folgenden Ergebniswerten: crestal 0,75 mm ($\pm 0,18$ mm) und 0,60 mm ($\pm 0,25$ mm), apikal 1,02 mm ($\pm 0,44$ mm) und 0,67 mm ($\pm 0,34$ mm), anguläre Abweichung: 3,07° ($\pm 2,70^\circ$) und 3,21° ($\pm 1,57^\circ$).

Die Vermessung der Positionsabweichungen wurde in den meisten veröffentlichten Studien durch einen Vergleich von prä- und postoperativen 3D-Bilddaten durchgeführt

[34, 37, 41, 47]. Unerwähnt blieben in der Studie von Lee et al. die oben beschriebenen Konvertierungs- und Überlagerungsfehler, die zu abweichenden Ergebnisse führen können. Eine andere Methode führte Petschelt 2013 durch [84]. Er vermaß die Abweichungen mithilfe eines OP-Mikroskops und einer Millimeterfolie auf einen Viertelmillimeter genau. Die in der vorliegenden Studie genutzte Vermessungsmaschine ZEISS Contura G2 misst nach zuvor eingestelltem Messprogramm vollautomatisch Abweichungen bis auf die siebte Stelle nach dem Komma und somit im Nanomillimeterbereich. Ebenso entfielen bei dieser Methode Überlagerungsfehler, da die Kunststoffmodelle unberührt in Position verblieben und lediglich die Bohrschablonen auf- und abgesetzt wurden. Vergleichbar präzise Vermessungen sind in der aktuellen Literatur nicht zu finden.

5.3. Diskussion der Ergebnisse

Die Betrachtung der Überführungsgenauigkeit der zuvor virtuell geplanten und in dieser Studie in Bohrschablonen tiefgezogenen Führungshülsen diente als Grundlage für die Ergebnisse.

Bei der Gesamtbetrachtung der Ergebnisse zeigt sich, dass die Hülsenpositionierung mit dem MExPERT-IPM-System exakt möglich ist. Die Mittelwerte aller Abweichungen liegen in einem klinisch nicht signifikanten Bereich. Nachfolgend soll auf die eingangs aufgestellten Hypothesen einzeln eingegangen werden. Jedoch ist der Vergleich mit anderen Studien schwierig, da in der vorliegenden In-vitro-Studie die Genauigkeit der Hülsenposition in den Bohrschablonen untersucht wurde. Die Mehrzahl der in der Literatur zu finden Studien untersuchte die Genauigkeiten der Implantatpositionierung und nicht der Führungshülsen. Da aber die Genauigkeit der Hülsenposition in der Bohrschablone mit der Genauigkeit der anschließenden Implantatinsertion korreliert, sind die ermittelten Ergebnisse ein Indikator für die geplante Implantatposition. Für den Vergleich mit der Literatur wird auf die Abweichungen der Implantatposition Bezug genommen. Die Untersuchung der chirurgischen Umsetzung der virtuell computergestützten sollte Gegenstand weiterer Studien sein.

5.3.1. Lineare sagittale und transversale Abweichungen

Die aufgestellte 1. Hypothese, dass die umgesetzten Hülsenpositionen keine statistisch signifikanten Abweichungen aufweisen, konnte durch die Untersuchung gänzlich bestätigt werden. Die mittleren Abweichungen von 0,09 mm ($\pm 0,06$ mm) in der sagittalen und 0,22 mm ($\pm 0,05$ mm) in der transversalen zeigen eine hohe Genauigkeit. Bei der Vermessung der sagittalen Distanzen wurde mit einer Abweichung von 0,29 mm ein Ausreißer des Implantatsystems Medentis 4,85 mm gemessen. Ebenso wurden bei der transversalen Vermessung zwei Ausreißer ermittelt: Medentis 4,85 mm und Dentaurum 4,2 mm mit einer Abweichung von 0,07 mm. Diese Auffälligkeiten sind als Einzelfälle anzusehen, da dies keine statistische Relevanz aufweist (siehe p-Wert). Gründe für die Ausreißer können neben Positionierungsfehlern bei der Vermessung auch Fehler bei der Hülsenpositionierung im Zuge der Bohrschablonenherstellung sein. Vergleicht man die hier ermittelten linearen Abweichungen mit der Studie um die Gruppe von Dreiseidler und Neugebauer zeigen sich ähnliche Werte [37]. Cushen et al. haben in ihrer Studie aus dem Jahre 2013 vergleichbar genaue Ergebnisse bei der Vermessung der Implantatpositionsabweichungen ermittelt: Erfahrene Implantologen: angular 2,60° ($\pm 1,25^\circ$), horizontal Apex 0,34 mm ($\pm 0,15$ mm), koronal horizontal 0,63 mm ($\pm 0,28$ mm), vertikal Apex 0,59 mm ($\pm 0,12$ mm), vertikal koronal 0,16 mm ($\pm 0,11$ mm); Unerfahrene Implantologen: angular 3,96° ($\pm 1,64^\circ$), horizontal Apex 0,42 mm ($\pm 0,19$ mm), koronal horizontal 0,77 mm ($\pm 0,33$ mm), vertikal Apex 0,62 mm ($\pm 0,13$ mm), vertikal koronal 0,15 mm ($\pm 0,11$ mm) [34]. Auffällig waren hierbei die Ausreißer, die jedoch keine klinische Signifikanz für die Abweichungen hatten. Auch die Autorengruppe um Widmann et al. [36] untersuchte die Distanzen von der geplanten zur überführten Implantatposition. Sie ermittelten in ihrer In-vitro-Studie zur Insertion von Implantaten in 15 Kunststoffmodellen mit anschließender Vermessung Werte von 0,85° ($\pm 0,59^\circ$), 0,07 mm ($\pm 0,07$ mm) vertikal, 0,32 mm ($\pm 0,17$ mm) koronal und 0,21 mm ($\pm 0,10$ mm) Apex. Zum Vergleich zeigen In-vivo-Studien bei Betrachtung der gleichen Distanzen keinen signifikanten Unterschied von geplanter zu umgesetzter Implantatposition. Zu nennen sind hier die Ergebnisse der Studie von Zhao et al. [48]. Bei der Betrachtung der linearen sagittalen und transversalen Abweichungen wurden Mittelwerte von 1,00 mm (Range 0,2–16) lateral, 1,26 mm (Range 0,51–2,86) apikal und anguläre Abweichungen von 4,74° (Range 0,37–10,28°) ermittelt. Die vertikalen Abweichungen wurden in der Studie nicht in den Blick genommen. Ähnliche Ergebnisse

wurden durch die Forschungsgruppe um Horwitz et al. gemessen [49]. Ihre Abweichungen betragen 1,07 mm ($\pm 0,49$ mm) koronal, 1,35 mm ($\pm 0,57$ mm) apikal und $2,96^\circ$ ($\pm 1,31^\circ$) angular. Auch hier wurden vertikalen Abweichungen unberücksichtigt gelassen.

5.3.2. Lineare vertikale Abweichungen

Die Resultate für die Überprüfung der 2. Hypothese zeigen bei der Betrachtung des Mittelwertes von 0,36 mm ($\pm 0,34$ mm) keine statistische Signifikanz. Jedoch zeigt Abbildung 31 zehn Ausreißer am oberen Bildrand. Bei der Betrachtung des verursachenden Implantatsystemes stellte sich heraus, dass die Ausreißer allesamt vom Implantatsystem SIC stammen. Bei der erneuten Überprüfung der Vermessung und der Messwertumrechnung konnte kein systemischer Fehler festgestellt werden – das System von SIC lieferte demnach tatsächlich die gemessenen Ungenauigkeiten. Würden die Resultate des Implantatsystems SIC aus der Gesamtvermessung ausgeschlossen werden, würden sich mittlere Abweichungen von 0,26 mm ($\pm 0,26$ mm) und damit im Vergleich zur aktuellen Literatur genauere Werte ergeben.

In der Studie von Dreiseidler et al. [37] wurden nahezu identische vertikale Abweichungen gemessen. Sie ermittelten in ihrer In-vitro-Studie lineare Abweichungen von 0,25 mm ($\pm 0,20$ mm). Ähnliche Ergebnisse wurden in der Studie von Widmann et al. gemessen, die ihre Werte mit 0,07 mm ($\pm 0,07$ mm) angeben [36]. Leicht höhere Werte, jedoch weiterhin ohne klinische Signifikanz, wurden durch Soares et al. mit vertikalen Abweichungen von 0,80 mm ($\pm 0,58$ mm) ermittelt [39].

5.3.3. Anguläre Abweichungen

Anhand der ermittelten Resultate bei der Vermessung der angularen Abweichungen in sagittaler und transversaler Ausrichtung wird ersichtlich, dass die aufgestellte 3. Hypothese bestätigt werden kann. Es wurden mittlere angular sagittale Abweichungen von $0,54^\circ$ ($\pm 0,47^\circ$) und angular transversale Abweichungen von $1,34^\circ$ ($\pm 0,52^\circ$) gemessen. Die Vermessung der angularen sagittalen Abweichungen zeigte in Abbildung 32 zwei kleinere Ausreißer (Dentaurum 4,8 mm und 5,5 mm) und einen

größeren Ausreißer (Dentaurum 5,5 mm). Erklärungen für die Ausreißer können erneut Positionierungsfehler oder Ungenauigkeiten bei der Bohrschablonenherstellung sein. Vergleicht man die Werte mit der aktuellen Literatur, zeigen sich keine signifikanten Unterschiede. So untersuchten Lin et al. in ihrer Studie [87] die angulären Abweichungen und ermittelten mit einem Wert von $3,33^\circ (\pm 1,42^\circ)$ höhere Differenzen als in der vorliegenden Studie. Allerdings untersuchten Lin et al. die angulären Abweichungen der Implantatposition in Kunststoffmodellen. Auch die Studie von Turbush zur Überprüfung der Genauigkeit von 150 inserierten Implantaten in 30 Kunststoffmodellen lieferte ähnliche Abweichungen von der geplanten Implantatposition [41]. Jedoch wurden in dieser Studie zahnlose Ausgangssituationen untersucht. Eine der vorliegenden Studie ähnliche Untersuchung von Widmann et al. [36] zeigte änguläre Abweichungen von $0,85^\circ (\pm 0,59^\circ)$. Die Vielzahl der zu findenden Studien beziffert die angulären Abweichungen mit Werten von $0,85^\circ$ – $4,2^\circ$ [3, 35].

5.3.4. Vergleich der Implantatsysteme

Das zuvor auf die allgemeine Genauigkeit des MExPERT-IPM-Systems gelegte Augenmerk wurde für die Überprüfung der 4. Hypothese auf die einzelnen Implantatsystemhersteller gerichtet. Die 4. Hypothese, die besagt, dass es zwischen den Herstellern keine signifikanten Abweichungen in Distanzen und Winkeln gibt, konnte bestätigt werden.

Für die linearen sagittalen Abweichungen lässt sich bei Betrachtung der Tabelle 9 erkennen, dass die Mittelwerte der Hersteller eine geringe Streuung von 0,03 mm–0,12 mm aufweisen. Die Werte der Hersteller Dentaurum 4,2 mm (Mittelwert 0,03 mm) und Camlog 4,5 mm (Mittelwert 0,05 mm) sind aufgrund ihrer hohen Präzision hervorzuheben. Ebenfalls sehr gering sind die Hülsenpositionsabweichungen zur geplanten Ausrichtung bei Dentaurum 5,5 mm mit der höchsten Abweichung von 0,12 mm. Mit Blick auf den aktuellen Forschungsstand sind die in dieser Studie ermittelten Abweichungen dennoch geringer als in der Mehrzahl der Studien. Aufgrund nicht vorhandener ähnlicher Studien – mit Augenmerk auf unterschiedliche Implantatsysteme – wird in diesem Abschnitt auf einen Allgemeinverweis in die aktuelle Literatur gewiesen. Die Vermessung des Implantatsystems von Medentis zeigt eine innerhalb der Messung bestehende Streuung.

Die mittleren linearen transversalen Abweichungen betragen 0,22 mm ($\pm 0,05$ mm). Die Differenz vom kleinsten zum größten Mittelwert beträgt 0,02 mm. Anhand dieses Wertes lässt sich erkennen, dass sich unter Verwendung des MExPERT-IPM-Systems äußerst geringe transversale Abweichungen ergeben, unabhängig davon, mit welchem Hersteller gearbeitet wird. Nokar et al. zeigten in einer ähnlichen Studie aus dem Jahre 2011 bei der Insertion von 32 Implantaten transversale Abweichungen von 0,17–0,27 mm [88]. Ebenso untersuchten Kernen et al. bei der Implantation nach computergestützter Planung mittels Bohrschablonenunterstützung transversale Abweichungen von 0,32 mm / 0,23 mm, die vergleichbar mit den hier erzielten Resultaten sind [36]. In der Mehrzahl der Vergleichsstudien wurde jedoch auf die separate Aufteilung in lineare transversale Abweichungen kein gesonderter Wert gelegt. Bei der Betrachtung der vertikalen Distanzen von geplanter zu überführter Hülsenposition zeigten sich herstellerabhängig klinisch relevante Abweichungen. Das Implantatsystem SIC zeigte mittlere vertikale Abweichungen von 1,07 mm, wohingegen die sieben anderen untersuchten Implantatsysteme mit Abweichungen von 0,27 mm ($\pm 0,21$ mm) keine klinische Relevanz zeigten. Die Resultate für SIC ließen sich nach Überprüfung auf Mess- oder Herstellungsfehler nicht erklären und zeigten in der gesamten Testreihe die gleichen Ergebnisse. Für den klinischen Einsatz ist eine Abweichung von > 1 mm sehr hoch. Bei den anderen Implantatsystemen lassen sich bei Betrachtung der einzelnen Mittelwerte in Tabelle 11 keine signifikanten Unterschiede feststellen. Ähnliche Werte wurden bei einer Untersuchung durch Dreiseidler et al. im Jahre 2009 ermittelt. Er untersuchte die Implantatabweichungen nach Insertion in ein Kunststoffmodell. Die gemessenen vertikalen Abweichungen betragen 0,25 mm ($\pm 0,20$ mm) [37]. Die Mehrzahl der vergleichbaren In-vitro-Studien untersuchte die vertikalen Abweichungen von geplanter Position zu inseriertem Implantat mit postoperativer Überprüfung dieser und ermittelte dabei Mittelwerte von 0,07–0,80 mm. Somit lässt sich hier die aufgestellte 2. Hypothese bestätigen, mit der Ausnahme des Implantatsystems von SIC.

Wie den Tabellen 7 und 8 zu entnehmen ist, sind die Unterschiede bei den angulären Abweichungen sowohl in der Sagittalen als auch in der Transversalen zwischen den verschiedenen Implantatsystemen gering. Bei den sagittalen Deviationen wurde ein minimaler Wert von $0,03^\circ$ und ein maximaler Wert von $2,67^\circ$ ermittelt; bei der transversalen Abweichung lag das Minimum bei $0,47^\circ$ und das Maximum bei $2,73^\circ$. Die

Ergebnisse bestätigen, dass es bei der Verwendung des MExPERT-IPM-Systems keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Implantatsystemen gibt. Vergleichbare Studien gelangten zu ähnlichen Ergebnissen. Cushen ermittelte in ihrer Studie bei unerfahrenen Implantologen anguläre Abweichungen von $3,96^\circ$ [34].

Jedoch zeigten Widmann et al. [36] mit ihrer Untersuchung aus dem Jahre 2015, dass auch geringere Abweichungen bei der Übertragung der geplanten Implantatposition möglich sind.

Bei der gesonderten Ansicht der angulären Abweichungen in sagittaler und transversaler Ausrichtung ließ sich feststellen, dass die sagittale Positionierung etwas genauer war als die transversale Positionierung. Dieser Unterschied ließ sich nach Überprüfung der Methode nicht eindeutig erklären. Insgesamt liegen die angulären Abweichungen aber in einem klinisch nicht relevanten Bereich. Vergleichbare aktuelle Studien legen keinen gesonderten Wert auf die Unterscheidung zwischen angulären sagittalen und transversalen Abweichungen.

5.2.5. Vergleich der Abweichung nach Unterteilung der Hülsendurchmesser in zwei Gruppen

Die Unterteilung der in dieser Studie untersuchten Implantatsysteme in zwei Gruppen diente der Untersuchung der 5. Hypothese, die besagt, dass der Hülsendurchmesser keinen Einfluss auf die Abweichungen in Distanz oder Winkel hat. Die bei der Vermessung ermittelten Resultate bestätigen die aufgestellte Hypothese, da keine klinisch relevanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen festgestellt wurden. Die Ergebnisunterschiede der beiden Gruppen sind der Tabelle 12 zu entnehmen. Vergleichbare Studien liegen zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht vor. Da der Behandler für jede Situation ein Implantat in entsprechender Größe verwenden möchte, sollten sich zukünftige Forschungsarbeiten gezielt der Durchmesser-Thematik widmen.

6. Schlussfolgerung

Ziel der vorliegenden Studie war die Analyse der Genauigkeit der Implantatplanung mit dem MExPERT-IPM-System unter Betrachtung verschiedener Implantatsysteme. Besonderes Augenmerk wurde auf die Genauigkeit der linearen sagittalen, transversalen und vertikalen Abweichungen sowie der angulären sagittalen und transversalen Abweichungen gelegt. Ebenso wurde der Einfluss des Hülsendurchmessers in den Blick genommen. Anhand der ermittelten Ergebnisse und der Betrachtung aktueller Vergleichsstudien lassen sich zwei Kernschlussfolgerungen ableiten:

1. Die Verwendung einer Bohrschablone als Hilfsmittel seitens des Implantologen ist für die präzise Insertion eines oder mehrerer Implantate notwendig, da so präzisere Ergebnisse erzielt werden können als mit der konventionellen Frei-Hand-Methode. Die Genauigkeitsunterschiede gegenüber der herkömmlichen Frei-Hand-Methode sind als klinisch signifikant zu werten. Somit ist die Verwendung einer Bohrschablone für die optimale Nutzung und Langzeitprognose von Implantaten zwingend erforderlich.

2. Das MExPERT-IPM-System zeigt sich anhand der Ergebnisse als gänzlich verlässliches Bohrschablonensystem für eine erfolgreiche Implantatinsertion, das die Genauigkeit der Implantatplanung deutlich verbessert. Vergleicht man die in der aktuellen verfügbaren Literatur zu findenden Distanz- und Winkelabweichungen, erwiesen sich die Ergebnisse mit dem MExPERT-IPM-System als nahezu identisch. Des Weiteren sind keine relevanten Diskrepanzen bei der Verwendung unterschiedlicher Implantatsysteme mit unterschiedlichen Durchmessern festzustellen. Darüber hinaus zeigen die ermittelten Werte der linearen sagittalen, transversalen und vertikalen Abweichungen sowie der angulären Deviationen keine klinische Signifikanz.

Es ist davon auszugehen, dass durch das MExPERT-IPM-System die Erfolgsquote der Implantatinsertion im Vergleich zur Frei-Hand-Methode verbessert werden kann. Ebenfalls kann die ökonomische Wertschöpfung verbessert werden, da die Bohrschablonen jederzeit in der eigenen Praxis bzw. dem Labor hergestellt und verändert werden können.

7. Literaturverzeichnis

1. Koeck B, Wagner W. Implantologie. Band 13. Urban & Fischer Verlag. München. 2005. 1–2.
2. Nickenig HJ, Wichmann M, Hamel J, Schlegel KA, Eitner S. Evaluation of the difference in accuracy between implant placement by virtual planning data and surgical guide templates versus the conventional free-hand method – a combined in vivo - in vitro technique using cone-beam CT (Part II). J Craniomaxillofac Surg. 2010 Oct; 38 (7): 488–493.
3. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S. Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional freehand method in a synthetic edentulous lower jawmodel. Clin. Oral Impl. Res. 2005 Oct; 16 (5): 609–614.
4. Kühl S, Zürcher S, Mahid T, Müller-Gerbl M, Filippi A, Cattin P. Accuracy of full guided vs. half-guided implant surgery. Clin. Oral Impl. Res. 2013 Jul; 24 (7): 763–769.
5. Brinkmann ELW. Implantologie in der zahnärztlichen Praxis. Band 1: Grundlagen. Anke-Verlag. Oldenburg. 1999; 46–75.
6. Sterling S. Numerische und experimentelle Untersuchung des biomechanischen Verhaltens sofortbelasteter Dentalimplantate bei verschiedenen Insertionstiefen. Medizinische Dissertation. Rheinische-Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn. 2013. Online: URN: urn:nbn:de:hbz:5n-32414
7. Zensen M. Lückenschluss durch Zahnverpflanzung seit dem 18. Jahrhundert: Zur Geschichte der Implantologie in der Zahnheilkunde zwischen 1930 und 1960. Forschungsstelle des Instituts für Geschichte der Medizin der Universität zu Köln. 1994.
8. Watzek G, Mailath-Pokorny G. Zahnärztliche Implantate. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M, (Hrsg): Zahnärztliche Chirurgie. Band 3. Stuttgart. New York. Thieme Verlag. 2000; 127–144.
9. Haas M. Inaugural-Dissertation: 10 Jahre klinische Erfahrung mit dem Straumann Schraubenimplantat. Medizinische Dissertation. Medizinische Fakultät der Universität Regensburg. 2008.

10. Spiekermann H. Implantologie. In: Rateitschak KH, Wolf HF (Hrsg): Farbatlanten der Zahnmedizin. Band 10. Stuttgart: Thieme Verlag. 1994.
11. Branemark PI, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Öhmann A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10-year period. Almquist & Wiksell. Stockholm. 1977.
12. Ernst J. Prospektive, multizentrische klinische Anwendungsbeobachtung zur Genauigkeit des Navigationssystems RoboDent in der dentalen Implantologie. Medizinische Dissertation. Charité-Universitätsmedizin Berlin. 2008. http://www.diss.fu-berlin.de/diss/receive/FUDISS_thesis_000000003607.
13. Becker CM, Kaiser DA. Surgical guide for dental implant placement. J Prosthet Dent. 2000 Feb; 83 (2): 248–251.
14. Nentwig GK. Preoperativ planning of delayed care for individual tooth gaps using implants. Deutsche Zahnärztliche Zeitung. 1983 Jul; 38 (7): 689–691.
15. Gockel F. Eine Untersuchung zur Genauigkeit von dreidimensional, durch CT/DVT geplanten Bohrschablonen für die Insertion von Implantaten in den Kieferknochen. Medizinische Dissertation. Philipps-Universität Marburg. 2009.
16. Kurt BR. Template guided surgery with the open-access software „smop“ (in German). Swiss Dent J. 2014; 124 (3): 305–323.
17. Bouserhal C, Jacobs R, Quiryne M, van Steenberghe D. Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. Clin Implant Dent Relat Res. 2002; 4 (3): 156–172.
18. Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2000 May; 89 (5): 630–637.
19. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2012 Jun; 113 (6): 817–826.
20. Vazquez L, Saulacic N, Belser U, Bernard JP: Efficacy of panoramic radiographs in the preoperative planning of posterior mandibular implants: a prospective clinical study of 1527 consecutively treated patients. Clin Oral Implants Res. 2008 Jan; 19 (1): 81–85.

21. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Jul; 106 (1): 106–114.
22. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol.* 2009 Sep; 71 (3): 461–468.
23. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009 Sep; 38 (6): 367–378.
24. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MA. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008 Jul; 37 (5): 268–273.
25. Al-Ekrish AA, Ekram M. A comparative study of the accuracy and reliability of multidetector computed tomography and cone beam computed tomography in the assessment of dental implant site dimensions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011 Feb; 40 (2): 67–75.
26. Poeschl PW, Schmidt N, Guevara-Rojas G, Seemann R, Ewers R, Zipko HT, Schicho K. Comparison of cone-beam and conventional multislice computed tomography for image-guided dental implant planning. *Clin Oral Investig.* 2013 Jan; 17 (1): 317–324.
27. Luckey R. Navigationsimplantologie. Spitta Verlag Balingen. 2010. 8–51.
28. Baysal U. Analyse der metrischen Abweichung von dreidimensional geplanten Implantatpositionen. Medizinische Dissertation. Medizinische Fakultät – Universität zu Köln. 2012.
29. Marmulla R, Brief J, Heurich T, Mühling J, Hassfeld S. Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie. Deutscher Ärzte-Verlag. Köln. *Z Zahnärztliche Implantol* 18. 2002.
30. Gordils A. Apparatus and process for parallel placement of bone-integrated cylindrical type implants in dentistry; US Patent 5741133. 1996.
31. Palacci P. Indicating device and method for marketing out and forming one more attachment points for a fixture in an area of the body preferable the jaw. US-Patent 5842859. 1997.

32. Ganz SD. Presurgical planning with CT-derived fabrication of surgical guides. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63 (9 Suppl 2): 59–71.
33. Behneke A, Burwinkel M, d’Hoedt B, Behneke N. Clinical assessment of the reliability of a computer-aided implant planning concept using laboratory-fabricated templates based on cone beam computed tomography. *Z Zahnärztl Impl.* 25 (4). Deutscher Ärzte-Verlag. 2009.
34. Cushen SE, Turkyilmaz I. Impact of operator experience on the accuracy of Implant placement with stereolithographic surgical templates: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013 Apr; 109 (4): 248–254.
35. Vermeulen J. The Accuracy of Implant Placement by Experienced Surgeons: Guided vs Freehand Approach in a Simulated Plastic Model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017 Mar/Apr; 32 (3): 617–624.
36. Widmann G, Berggren JP, Fischer B, Pichler-Dennhardt AR, Schullian P, Bale R, Puelacher W. Accuracy of Image-Fusion Stereolithographic Guides: Mapping CT Data with Three-Dimensional Optical Surface Scanning. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Oct; 17 Suppl 2: 736–744.
37. Dreiseidler T, Neugebauer J, Ritter L, Lingohr T, Rothamel D, Mischkowski RA, Zöller JE. Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clin. Oral Impl. Res.* 2009 Nov; 20 (11): 1191–1199.
38. Dreiseidler T, Tandon D, Kreppel M, Neugebauer J, Mischkowski RA, Zinser MJ, Zöller JE. CBCT device dependency on the transfer accuracy from computer-aided implantology procedures. *Clin. Oral Impl. Res.* 2012 Sep; 23 (9): 1089–1097.
39. Soares MM, Harari ND, Cardoso ES, Manso MC, Conz MB, Vidigal GM. An in vitro model to evaluate the accuracy of guided surgery systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Jul–Aug; 27 (4): 824–831.
40. Horwitz J, Zuabi O, Machtei EE. Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: an in vitro study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2009 Oct; 20 (10): 1156–1162.
41. Turbush SK, Turkyilmaz I. Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2012 Sep; 108 (3): 181–188.
42. Kernen F, Benic GI, Payer M, Schär A, Müller-Gerbl M, Filippi A, Kühl S. Accuracy of Three-Dimensional Printed Templates for Guided Implant Placement

- Based on Matching a Surface Scan with CBCT. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016 Aug; 18 (4): 762–768.
43. Kero T, Pettersson A, Fäldt J, Andersson M, Gillot L, Cannas B, Näsström K, Söderberg R. Virtual variation simulation of CAD/CAM template-guided surgeries performed on human cadavers: Part II. *J Prosthet Dent*. 2010 Jul; 104 (1): 48–55.
 44. Behneke A, Burwinkel M, Knierim K, Behneke N. Accuracy assessment of cone beam computed tomography-derived laboratory-based surgical templates on partially edentulous patients. *Clin. Oral Impl. Res*. 2012 Feb; 23 (2): 137–143.
 45. Lee DH, An SY, Hong MH, Jeon KB, Lee KB. Accuracy of a direct drill-guiding system with minimal tolerance of surgical instruments used for implant surgery: a prospective clinical study. *J Adv Prosthodont*. 2016 Jun; 8 (3): 207-213.
 46. Moon SY, Lee KR, Kim SG, Son MK. Clinical problems of computer-guided implant surgery. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*. 2016 Mar 24; 38 (1): 15.
 47. Geng W, Liu C, Su Y, Li J, Zhou Y. Accuracy of different types of computer-aided design/computer-aided manufacturing surgical guides for dental implant placement. *Int J Clin Exp Med*. 2015 Jun; 8 (6): 8442-8449.
 48. Zhao XZ, Xu WH, Tang ZH, Wu MJ, Zhu J, Chen S. Accuracy of Computer-Guided Implant Surgery by a CAD/CAM and Laser Scanning Technique. *Chin J Dent Res*. 2014; 17 (1): 31–36.
 49. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF. Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Feb; 67 (2): 394–401.
 50. Nickenig HJ, Eitner S. An alternative method to match planned and achieved positions of implants, after virtual planning using cone-beam CT data and surgical guide templates – a method reducing patient radiation exposure (part I). *J Craniomaxillofac Surg*. 2010 Sep; 38 (6): 436–440.
 51. Cassetta M, Bellardini M. How much does experience in guided implant surgery play a role in accuracy? A randomized controlled pilot study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2017 Jul; 46 (7): 922-930.
 52. Spangler S. Dentale Volumetomographie zur Diagnostik von impaktierten Eckzähnen – quantitative Untersuchungen zum Knochenangebot zur Lage und

- zur Resorption benachbarter Zähne. Medizinische Dissertation. Charite-Universitätsmedizin Berlin. 2014.
53. Schulze R. s2k-Leitlinie der Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde e.V. (DGZMK). Düsseldorf. 2013.
 54. KaVo Dental GmbH: Benutzerhandbuch Kavo 3D eXam ®. 2010.
 55. 3Shape Dental System™: Product Catalog. 2013.
 56. Innovation MediTech: Generativ-Innovativ FotoDent LED-InfoFlyer.
 57. CONTURA® G2 RDS/CONTURA® G2 aktiv: Spezifikationen und Leistungsmerkmale. Stand: 2007–2008.
 58. Kimmich KJ. Vergleichende Untersuchungen zur Beurteilung des Knochenangebotes im vorderen Gaumen anhand von seitlichen Fernröntgenbildern und dentalen Volumentomogrammen. Medizinische Dissertation. Charité-Universitätsmedizin Berlin. 2015.
 59. Lange S, Bender R. Quantiles, cumulative distribution function and box plot. Dtsch Med Wochenschr. 2007; 132 Suppl 1: e3-4.
 60. Choi M, Romberg E, Driscoll C: Effects of varied dimensions of surgical guides on implant angulations. J Prosthet Dent J Prosthet Dent. 2004 Nov; 92 (5): 463–469.
 61. Arfai NK, Kiat-Amnuay S: Radiographic and surgical guide for placement of multiple implants. J Prosthet Dent. 2007 May; 97 (5): 310–312.
 62. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE: Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. J Prosthet Dent. 1988 Jan; 59 (1): 59–63.
 63. Dreiseidler T, Mischkowski RA, Neugebauer J, Ritter L, Zoller J.E. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009 Mar-Apr; 24 (2): 216–225.
 64. Foet JH. Vergleich verschiedener diagnostischer Verfahren zur Schonung des Nervus alveolaris inferior bei der enossalen Implantation im Unterkieferseitenzahnggebiet. Medizinische Dissertation. Universität des Saarlandes. Saarbrücken. 2008.
 65. Suomalainen A, Esmaeili EP, Robinson S. Dentomaxillofacial imaging with panoramic views and cone beam CT. Insights Imaging. 2015 Feb; 6 (1): 1–16.

66. Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Marchal G, Naert I, Suetens P, Van SD: Computerassisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Nov-Dec; 11 (6): 806–810.
67. Jacobs R, Adriansens A, Verstreken K, Suetens P, van Steenberghe D: Predictability of a three-dimensional planning system for oral implant surgery. *Dentomaxillofac Radiol*. 1999 Mar; 28 (2): 105–111.
68. Siessegger M, Schneider B, Mischkowski R, Lazar F, Krug B, Klesper B, Zoller J, Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites. *J Craniomaxillofac Surg*. 2001 Oct; 29 (5): 276–281.
69. Schneider M, Tzscharnke O, Pilling E, Lauer G, Eckelt U. Comparison of the predicted surgical results following virtual planning with those actually achieved following bimaxillary operation of dysgnathia. *J Craniomaxillofac Surg*. 2005 Feb; 33 (1): 8–12.
70. Viegas VN, Dutra V, Pagnoncelli RM, de Oliveira MG. Transference of virtual planning and planning over biomedical prototypes for dental implant placement using guided surgery. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Mar; 21 (3): 290–295.
71. Ehrl PA, Kapogianni E. 3-D-Diagnostik und –Planung in der Zahnmedizin. *Focus Quintessenz – Navigierte Implantologie*. Quintessenz-Verlags-GmbH. Berlin. 2011.
72. Schermeier O, Lüth T. The precision of the RoboDent System – an in-vitro study. In: Lemke, H. U. (Hrsg.): *Computer assisted radiology and surgery*. Springer Verlag Berlin. 2002. 947–952.
73. Haßfeld S, Muehling J, Zoeller J. Intraoperative navigation in oral and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1995 Mar; 24 (1 Pt 2): 111–119.
74. Khadem R, Yeh CC, Sadeghi-Tehrani M, Bax MR, Johnson JA, Nerney Welch J, Wikinson EP, Shahidi R. Comparative Tracking Error Analysis of Five Different Optical Tracking Systems. *Comput Aided Surg*. 2000; 5 (2): 98–107.
75. Marmulla R, Hilbert M, Niederdellmann H. Inherent precision of mechanical, infrared and laser-guided navigation systems for computer-assisted surgery. *J Craniomaxillofac Surg*. 1997 Aug; 25 (4): 192–197.
76. Bier J, Mosch F, Esser E, Foitzik C, Henrich GM, Hildebrand D, Kah R, Kniha H, Luckey R, Heberer S. Retrospektive multizentrische klinische Studie zur navigierten Implantologie. *Z Zahnärztl Implantol*. 2006 Mar; 22 (3): 210–215.

77. Vercruyssen M, Coucke W, Naert I, Jacobs R, Teughels W, Quirynen M. Depth and lateral deviations in guided implant surgery: an RCT comparing guided surgery with mental navigation or the use of a pilot-drill template. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Nov; 26 (11): 1315–1320.
78. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, Zoller JE. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Oct; 104 (4): 551–559.
79. Bürklein S, Späth C, Jöhren P. Dreidimensionale Bildgebung in der Zahnheilkunde. *Digital-dental.news.* 3. Jahrgang. März 2009.
80. Neugebauer J, Kistler F, Kistler S, Zündorf G, Freyer D, Ritter L, Dreiseidler T, Kusch J, Zöller JE. CAD/CAM-produced Surgical Guides: Optimizing the Treatment Workflow. *Int J Comput Dent.* 2011; 14 (2): 93–103.
81. Abboud M, Orentlicher G. An open system approach for surgical guide production. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Dec; 69 (12): e519–524.
82. Giese H. Navigierte Sondenplatzierung in den Hirnstamm – Präzisionsanalyse anhand eines Modells und anatomischer Präparate. Medizinische Dissertation. Charité-Universitätsmedizin Berlin. 2014.
83. Döblitz MN, Sohst S, Mah J, Bumann A. Accuracy Of The „MExPERT® IPM Camlog“ For Economical Implant Guides. *Int Poster J Dent Oral Med* 16. 2014.
84. Petschelt F, Millian M, Kraußeneck T: Untersuchung zur Genauigkeit von Implantatschablonen. *Z Zahnärztl Implantol* 2013; 29: 58–69.
85. Ramasamy M, Giri, Raja R, Subramonian, Karthik, Narendrakumar R. Implant surgical guides: From the past to the present. *J Pharm Bioallied Sci.* 2013 Jun; 5 (Suppl 1): 98–102.
86. Stumpel LJ. Cast-based guided implant placement: A novel technique. *J Prosthet Dent.* 2008 Jul; 100 (1): 61–69.
87. Lin YK, Yau HT, Wang IC, Zheng C, Chung KH. A novel dental implant guided surgery based on integration of surgical template and augmented reality. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Jun; 17 (3): 543-53.
88. Nokar S, Moslehifard E, Bahman T, Bayanzadeh M, Nasirpouri F, Nokar A. Accuracy of implant placement using a CAD/CAM surgical guide: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 May-Jun; 26 (3): 520-526.

8. Eidesstattliche Erklärung

Ich, Philipp Akman, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „In-vitro-Untersuchungen zur dreidimensionalen Genauigkeit der Implantatplanung mit verschiedenen MExPERT-IPM-Systemen“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE – www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultate (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/-in angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und deren Autor ich bin, entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§ 156 und 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.

Berlin, den 18.06.2018

Philipp Akman

Anteilerklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

keine

9. Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

10. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Axel Bumann für die Überlassung des Promotionsthemas, die mehr als kompetente fachliche Betreuung, die vielen hilfreichen Anregungen, die große Mühe bei der Durchsicht der Arbeit und nicht zuletzt für ihre, anscheinend unermüdliche Geduld.

Danke auch an sämtlichen Mitarbeiter von MESANTIS Berlin und der Kieferorthopädischen Praxis von Professor Dr. Axel Bumann für die Unterstützung bei Aufbau und Inbetriebnahme der Messplätze und des Laborbereiches.

Im Besonderen möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die meine Ausbildung ermöglicht und die Umsetzung des Disserationsabschlusses mit großem Interesse verfolgt haben.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meiner Frau Janine für ihre immerwährende Hilfe und maßlose Unterstützung in allen Lebenslagen bedanken, ohne die die Durchführung dieses Projekts unmöglich gewesen wäre.