

Aus der
Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen
Abteilung: Klinik und Poliklinik für
Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Ärztlicher Direktor: Universitätsprofessor Dr. Dr. S. Reinert

Experimentelle Untersuchungen zur
computergestützten Planung und bilddatengestützten
Navigation bei enossalen Implantatlagerpräparationen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Dr. med. Carsten Westendorff
aus Hamburg

2006

Dekan:

Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter:

Professor Dr. Dr. J. Hoffmann

2. Berichterstatter:

Professor Dr. G. Gomez-Roman

INHALT

INHALT	I
ABKÜRZUNGEN	III
1 EINLEITUNG	1
1.1 ÜBERBLICK	1
1.2 FRAGESTELLUNGEN	4
1.3 ZIELSETZUNG DER ARBEIT	5
2 WISSENSCHAFTLICHE GRUNDLAGEN	6
2.1 IMPLANTOLOGIE IN DER ZAHN-, MUND- UND KIEFERHEILKUNDE	6
2.1.1 Anforderungen an ein enossales Implantat	6
2.1.2 Prothetische Aspekte	7
2.1.3 Chirurgische Aspekte	11
2.1.4 Bildgebende Verfahren	15
2.1.5 Prothetische Planung	19
2.1.6 Operatives Vorgehen	20
2.1.7 Implantatinserterion bei ausgedehntem Knochendefizit	22
2.2 COMPUTERGESTÜTZTE NAVIGATION IN DER IMPLANTOLOGIE	26
2.2.1 Stand und historische Entwicklung	26
2.2.2 Prinzip der Medizinischen Navigation	28
2.2.3 Trackingsysteme	29
2.2.4 Referenzierung und Kalibrierung	31
2.2.5 Prothetisch-implantologische Planungssysteme	33
2.2.6 Navigationssysteme in der Implantologie	34
2.2.7 Behandlungsablauf	35
3 MATERIAL UND METHODEN	40
3.1 STUDIENDESIGN	40
3.2 PROTHETISCH-IMPLANTOLOGISCHE PLANUNG	43
3.3 NAVIGATIONSSYSTEM	44
3.4 OPERATIVES VORGEHEN	47
3.5 BILDDATENGESTÜTZTE AUSWERTUNG	50
3.6 STATISTISCHE AUSWERTUNG	52
3.7 METHODENKRITIK	52
4 ERGEBNISSE	53
4.1 INTERINDIVIDUELLER VERGLEICH	53
4.2 WERTEVERTEILUNG	53
4.3 ABSTAND ZUM MANDIBULARKANAL	55
4.4 ORO-VESTIBULÄRE UND MESIO-DISTALE WINKELABWEICHUNG	58
4.5 PERFORATIONEN	61
4.6 ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE	62
5 DISKUSSION	63
5.1 FEHLERQUELLEN IN DER NAVIGATIONSGESTÜTZTEN IMPLANTOLOGIE	63
5.1.1 Bilddatenerfassung	64

5.1.2	<i>Rechnergestützte Operationsplanung</i>	65
5.1.3	<i>Intraoperative Navigation</i>	65
5.2	PRÄZISION DER NAVIGATIONSGESTÜTZTEN IMPLANTOLOGIE.....	69
5.2.1	<i>In-vitro Studien</i>	69
5.2.2	<i>In-vivo Studien</i>	71
5.3	MÖGLICHKEITEN UND GRENZEN DER NAVIGIERTEN IMPLANTOLOGIE	76
5.3.1	<i>Positionierung</i>	76
5.3.2	<i>Angulation</i>	77
5.3.3	<i>Schonung von Risikostrukturen</i>	77
5.3.4	<i>Minimale Invasivität</i>	80
5.3.5	<i>Freilegungsoperation bei zweiphasigen Implantatsystemen</i>	81
5.3.6	<i>Strahlenbelastung</i>	81
5.3.7	<i>Zeitlicher Aufwand</i>	84
5.3.8	<i>Dokumentation</i>	84
5.4	ALTERNATIVE VERFAHREN ZUR STEIGERUNG DER PRÄZISION	85
5.4.1	<i>Bohrschablonen</i>	85
5.4.2	<i>3-D-Modelle</i>	87
5.4.3	<i>Robotik</i>	87
5.4.4	<i>Intraoperative Bildgebung</i>	88
5.5	WISSENSCHAFTLICH-ÖKONOMISCHE DISKUSSION.....	89
5.6	ABSCHLIEßENDE DISKUSSION UND WEITERER AUSBLICK.....	91
6	ZUSAMMENFASSUNG	93
7	LITERATURVERZEICHNIS	95
8	VORABVERÖFFENTLICHUNGEN	109
9	ANHANG	111
9.1	VERZEICHNIS DER ABBILDUNGEN UND TABELLEN.....	111
9.1.1	<i>Abbildungen</i>	111
9.1.2	<i>Tabellen</i>	111
9.2	DANKSAGUNG.....	113
9.3	AKADEMISCHER LEBENS LAUF	114

ABKÜRZUNGEN

3D	Dreidimensional
CAD	Computer Aided Design
CAS	Computer Aided Surgery
CAM	Computer Aided Manufacturing
CT	Computertomographie
DVT	Digitale Volumetomographie
FRS	Fernröntgenseitenbild
HMD	Head Mounted Display
LED	Light Emitting Diode
MIC	Minimal invasive Chirurgie
MRT	Magnetresonanztomographie
NAI	Nervus alveolaris inferior
RMS	Root Mean Square
STL	Stereolithographie

1 EINLEITUNG

1.1 Überblick

In der vergangenen Dekade haben enorme technische Fortschritte im Bereich der Akquisition und rechnergestützten Verarbeitung digitaler Bilddaten und in der Sensortechnologie zu einer weitreichenden und beständig zunehmenden klinischen Verwendung von medizinischen Navigationssystemen geführt. Neuartige Entwicklungen benutzerfreundlicher und wenig störanfälliger Geräte bieten ein breites Anwendungsspektrum insbesondere in Bezug auf minimal invasive operative Eingriffe.

Bei der bilddatenbasierten Navigation orientiert sich der Operateur mittels rechnergestützter Visualisierung seiner räumlich verfolgten Instrumente, die in Beziehung zu anatomischen Zielstrukturen in einem präoperativ angefertigten computer- (CT) oder kernspintomographischen (MRT) Schichtbilddatensatz auf einem Monitor dargestellt werden. Moderne Navigationssysteme enthalten neben Komponenten zur Bilddatenregistrierung, räumlichen Instrumenten- und Markerverfolgung (Tracking) zusätzlich computergestützte Planungsmöglichkeiten im Rahmen geeigneter Softwareplattformen. Hierdurch kann eine Segmentierung und virtuelle Segmentbewegung von Zielstrukturen, sowie eine virtuelle Modellierung von Organveränderungen vorgenommen werden. In der computergestützten Chirurgie (Computer Aided Surgery, CAS) wird die Unterstützung der gesamten Abfolge komplexer Prozeduren angestrebt, die die Bilddatenakquisition, Operationsplanung, Operationssimulation, Therapieassistenz und die Verlaufskontrolle umfassen.

In der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie wird die Navigationstechnologie vorwiegend zur Behandlung von Kiefer- und Schädeldeformitäten im Rahmen traumatologischer Eingriffe verwendet. Weitere Einsatzgebiete bestehen in der Tumorchirurgie, bei Punktionen und Biopsien, sowie bei schädelbasinaren Eingriffen.

Für die zahnärztliche Implantologie wird seit Ende der 90er Jahre eine beständig größer werdende Zahl von speziell ausgerichteten Navigationssystemen kommerziell angeboten. Anhand digitaler computertomographischer oder digitalvolumetomographischer (DVT) Bilddaten kann präoperativ eine rechnergestützte Implantatplanung unter Berücksichtigung von Position, Neigung und Länge der Implantate vorgenommen werden. Durch eine präzise Übertragung der Implantatplanung auf den intraoperativen Situs über die Möglichkeit eines navigationsgeführten kontrollierten operativen Vorgehens soll eine hohe biomechanische Stabilität bei besonders effizienter Ausnutzung des bestehenden Knochenangebotes mit optimierten funktionellen und ästhetischen Ergebnissen für die prothetische Versorgung erreicht werden. Die sichere Schonung anatomischer Risikostrukturen, zu denen im Unterkiefer der Nervus alveolaris inferior und im Oberkiefer der Nasen- und Kieferhöhlenboden zählen, soll gewährleistet werden. Als weiterer Vorteil der Navigationstechnologie im Bereich der dentalen Implantologie wird die Möglichkeit eines minimal invasiven, transgingivalen operativen Vorgehens mit Verringerung der intraoperativen Traumatisierung, Verkürzung der Operationszeit und damit auch Verkürzung der Behandlungsdauer gesehen.

Besonders bei schwierigen anatomischen Verhältnissen, wie dem zahnlosen und atrophen Unterkiefer des Patienten im hohen Alter, erscheint der Einsatz der Navigationstechnologie sinnvoll. Ein weiterer Anspruch an die Navigationstechnologie begründet sich in einer möglichen Erweiterung des Indikationsspektrums für die Insertion dentaler Implantate bei ungünstigen Knochen- und Weichgewebsverhältnissen.

Die Besonderheiten der zahnärztlichen Implantologie erfordern eine Genauigkeit medizinischer Navigationssysteme im Bereich von 1 mm. Das Ausmaß der Präzision ist dabei von der Schichtdicke und der digitalen Voxel-Größe des präoperativ akquirierten Bilddatensatzes und von verschiedenen Registrierungsalgorithmen für die Korrelation der Koordinaten der Bilddaten mit denen der Patientendaten abhängig.

Wissenschaftliche Daten, die einen möglichen Vorteil bei Anwendung der Navigationstechnologie im Vergleich zu konventionellen Methoden belegen, liegen in nur sehr geringem Umfang vor. Im Bereich der dentalen Implantologie gibt es derzeit noch keinerlei evidenzbasierte klinische Studie, die die Behandlungsqualität navigationsgeführter Eingriffe mit konventionellen Methoden vergleicht. Weiterhin gibt es nur wenige experimentelle Studien, mit welchen die Genauigkeit navigationsgeführter Implantatbohrungen in Bezug auf Neigung und Länge untersucht wird. Eine hinsichtlich der Präzision vergleichende Untersuchung navigationsgeführter und konventioneller Implantatbohrungen hat bis dato nicht stattgefunden.

Dabei erscheint eine Evaluation dieses neuen therapeutischen Konzeptes gerade im Hinblick auf eine anhaltend alternde Bevölkerungsstruktur sinnvoll, da bei diesen Patienten tendenziell schwierige anatomische Verhältnisse mit besonderen Risikostrukturkonstellationen vorherrschen. Zu diesen zählt der zahnlose inaktivitätsatrophe Unterkiefer, der aufgrund seines ausgeprägt defizitären Knochenangebotes und der in Bezug auf die Okklusionsebene kranialisierten Lage des N. alveolaris inferior im Mandibularkanal eine besondere dental-implantologische Herausforderung darstellt.

1.2 Fragestellungen

Vor diesem Hintergrund ergeben sich die folgenden Fragestellungen.

- Wie präzise ist die navigationsgeführte Bohrung eines Implantatbetts in Bezug auf Länge und Angulation des Bohrkanals und in Bezug auf die Schonung des Nervus alveolaris inferior im Mandibularkanal?
- Lässt sich die Präparation des Implantatlagers unter Verwendung eines Navigationssystems präziser im Hinblick auf Länge und Neigung durchführen als unter Anwendung konventioneller Methoden?
- Profitieren ein erfahrener und ein unerfahrener Operateur bei der Lagerpräparation in unterschiedlicher Weise von der Navigationstechnologie?

1.3 Zielsetzung der Arbeit

Ziel der vorliegenden Studie war die Evaluation der Präzision navigationsgeführter Implantatlagerbohrungen hinsichtlich der Länge und Neigung der Bohrkanäle sowie hinsichtlich der Schonung von Risikostrukturen. Der quantitative Vergleich navigationsgeführter und konventioneller Implantatlagerbohrungen an einem realitätsnahen zahnlosen und atrophem Unterkiefermodell, das einen erhöhten Schwierigkeitsgrad in Bezug auf die Bohrungen bietet, stand im Mittelpunkt der Untersuchungen. Weiterhin sollte in der vorliegenden Studie geklärt werden, ob und in welcher Form, sich bezüglich der implantologischen Erfahrung unterscheidende Operateure, von der Navigationstechnologie im Bereich der dentalen Implantologie profitieren.

2 WISSENSCHAFTLICHE GRUNDLAGEN

2.1 Implantologie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

2.1.1 Anforderungen an ein enossales Implantat

Die dentale Implantologie beschäftigt sich als Teilaspekt der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde mit der funktionellen, ästhetischen und phonetischen Rehabilitation des Kauorgans. Darüber hinaus sollen durch enossale Implantate über funktionelle Reize physiologische Involutionsprozesse nach Zahnverlust reduziert und damit präventiv die Erhaltung von Knochenstruktur, Alveolarkamm, Weichteilen und Restbezahnung erreicht werden.

Neben der Stabilisierung einer Prothese zur Verbesserung der Kaufunktion kann über die Eingliederung festsitzenden Zahnersatzes ein herausnehmbarer Zahnersatz gänzlich vermieden werden. Durch Verzicht auf überkronenden Zahnersatz trägt die Implantologie zu einer Schonung von Zahnschubstanz bei. Eine frühzeitige Insertion einer großen Anzahl voluminöser Implantatkörper hat durch funktionelle Reizgabe eine resorptionsprophylaktische, und damit strukturerhaltende Wirkung auf den Kieferknochen. Andererseits sollte bei einer notwendigen Entfernung eines Implantats ein möglichst eng umschriebener Knochendefekt entstehen, was bei der Entwicklung der Implantatkörper zu eher kleinen Implantatformen geführt hat.

Mehr als 100 verschiedene Implantatsysteme werden weltweit angeboten, wobei Unterschiede im Konstruktionsprinzip nur in Details bestehen. Es besteht der Trend zu einer allgemeinen Annäherung der unterschiedlichen Implantatformen verschiedener Anbieter.

An das orale enossale Implantat werden grundsätzlich ähnliche Anforderungen gestellt wie an die natürliche Zahnwurzel, die es ersetzt. Die Überlebensrate eines Implantats beträgt 90% in den ersten 5 Jahren und 85% in den ersten zehn Jahren.^{2, 102, 156}

Voraussetzungen für die Langlebigkeit eines endossalen Implantats bestehen zunächst in der Biokompatibilität und Schadlosigkeit des Implantatmaterials. Dies wird durch Verwendung von Titan und Titanlegierungen mit verschiedenen Oberflächenmodifikationen suffizient erreicht.³²

Einfluss auf die Langlebigkeit eines Implantats hat weiterhin dessen biomechanische Stabilität. Diese ist abhängig von der Grundform des Implantats, die in der Regel als makroretentiv gestalteter und damit zu hoher Primärstabilität beitragender rotationssymmetrischer Zylinder oder Konus mit homogenem Gewinde konzipiert ist. Eine mikroretentive Oberflächengestaltung oder -beschichtung dient der ankylotischen Verankerung im Knochen. Die biomechanisch-kinematischen Unterschiede von ankylotisch verankerten Implantaten und natürlichen Zahnwurzeln sind eher gering.^{111, 115}

Die biomechanische Stabilität eines Implantats ist weiterhin abhängig von einer ausreichenden Formstabilität und mechanischen Belastbarkeit des Implantatkörpers. Elastische Deformationen eines Implantats unter kaufunktioneller Wechselbelastung werden durch entsprechende mechanische Eigenschaften weitestgehend ausgeschlossen.²²

2.1.2 Prothetische Aspekte

Angulation

Einen besonderen Einfluss auf die biomechanische Stabilität aus prothetischer Sicht hat die Positionierung des Implantats in Relation zum Alveolarknochen und zum Gegenkiefer.⁶²

Auf eine möglichst axiale Kraftübertragung sollte bei der prothetischen Planung durch Berücksichtigung der Angulation der Implantatachse geachtet werden.¹¹⁰ Besonders bei extraaxialer Belastung einer ausgedehnten Suprakonstruktion ist durch ausreichend lange Implantatpfosten einer Lockerung oder Frakturierung der Implantatpfosten entgegenzuwirken.²⁰

Bei zu weit nach vestibulär ausgerichteten Implantatachsen lässt sich durch den Gebrauch abgewinkelter Prothetikpfosten bis zu 35° Neigungswinkel eine prothetische Versorgung in der Regel zwar realisieren, wenn der Prothetikstumpf lang genug ist. Jedoch können abgewinkelte Aufbauten auch bei kaufunktioneller Belastung zu Implantatbett schädigenden extraaxial gerichteten Kraftkomponenten führen.²¹ Denn während unter physiologischer Belastung des Implantatkörpers sogar mit einer Steigerung der Sekundärstabilität durch funktionelle Anpassungsvorgänge zu rechnen ist, führen vor allem vestibuläre Transversalbelastungen zu großen Biegemomenten und damit großen Spannungen im Kontaktbereich zwischen Implantat und Knochen mit entsprechend pathologischen Auswirkungen auf das periimplantäre Knochenbett.¹¹³ Mit zunehmender Abwinklung verschlechtert sich dabei die langfristige Prognose des Implantats.⁶² Vestibulär gerichtete Kraftvektoren sind bei der statischen und dynamischen Okklusion daher möglichst zu vermeiden.

Der implantatgetragene Zahnersatz sollte zudem bei der dynamischen Okklusion keine ausschließliche Führungsfunktion übernehmen, da ansonsten wiederum mit einer Abbaureaktion der stützenden vestibulären Knochenwand durch Überlastung zu rechnen ist. Hier ist ein diagnostisches Aufwachen der prospektiven prothetischen Restauration angebracht, um eine sinnvolle Implantatposition zu ermitteln und die Herstellung einer geeigneten Bohrschablone zu ermöglichen.

Bei Gebrauch abgewinkelter Aufbauten bei nach vestibulär gerichteten Implantatachsen muss zudem vor allem im Frontzahnbereich mit ästhetischen Einbussen gerechnet werden, da trotz tiefer Insertion des Implantats der abgewinkelte Bereich des prothetischen Aufbaus, das so genannte „metallische Knie“ oftmals nicht vollständig verdeckt werden kann. Dieser Bereich ist umso ausgeprägter, je größer der Neigungswinkel der abgewinkelten Aufbauten ist.

Weitere Probleme bei Gebrauch von abgewinkelten Prothetikpfosten ergeben sich dadurch, dass aufgrund der beschränkten Platzverhältnisse bei der Implantatkonstruktion kein Gewinde für die Verschraubung der

Suprastruktur verwendet werden kann. Durch die Notwendigkeit des Zementierens der Suprakonstruktion werden die prothetischen Möglichkeiten wiederum eingeschränkt.

Oro-vestibuläre Positionierung

Bei nach vestibulär abweichender Positionierung eines Implantats im Oberkiefer entstehen Nachteile bei der prothetischen Versorgung in Form einer unumgänglichen S-förmigen Kontur der Kronenbasis zur Überlappung des Alveolarkamms. Durch ein solches so genanntes „Ridge-lapping“ kommt es zu einer erheblichen Beeinträchtigung der Parodontalhygiene.

Mesio-distale Positionierung

Bei der Positionierung der Implantate ist bei unterbrochener Zahnreihe ein bogenförmiger Verlauf der Implantate zu berücksichtigen. Auf die Verbindungslinie der tragenden Höckerspitzen im Gegenkiefer ist ebenfalls zu achten. Auf diese Weise wird gewährleistet, dass das Implantat unter Belastung keine schädigenden extraaxialen Kräfte kompensieren muss und diese von den natürlichen Pfeilerzähnen fernhält beziehungsweise verringert.

Parallelität

Weiterhin sollte bei der Implantatinserterion auf eine parallele Anordnung der Implantatkörper geachtet werden. Dies ist insbesondere bei der Verwendung von Kugelkopfmatrizen als Verankerungselementen zu berücksichtigen, da diese durch Fehlbelastung zu Friktionsverlust und Frakturen neigen.

Insertionstiefe

Bei nicht ausreichend tief inserierten Implantaten ist aus prothetischer Sicht mit ästhetischen Einbussen durch ein dunkles Durchschimmern des metallischen Implantatkörpers zu rechnen.

Okklusionskonzepte

Aus okklusions-morphologischer Sicht ist bei der prothetischen Versorgung auf die Gestaltung des Höcker-Fissuren-Reliefs zu achten, da hierdurch die Implantatbelastung definiert wird. Um Scherkräfte bei der dynamischen

Okklusion oder bei Parafunktionen zu vermeiden, werden somit bei einer konventionellen Brückenversorgung stets die Brückenzwischenglieder in orovestibulärer Richtung reduziert, die Laterotrusionsfacetten werden abgeflacht.

Bei der Positionierung der Implantate muss aus okklusionsmorphologischer Sicht fernerhin darauf geachtet werden, dass die Schraubstollen zur Verschraubung der Suprastruktur nicht an Stellen positioniert werden, an denen antagonistische Höckerkontakte entstehen. Eine solche Behinderung der Okklusion kann nicht oder nur durch massiv gesteigerten technischen Aufwand ausgeglichen werden.

Elastische Deformation der Unterkieferspange

Die Planung von implantatgetragendem Zahnersatz im Unterkiefer wird durch die elastische Deformation der Unterkieferspange erschwert.¹¹⁴ Durch eine unterschiedliche Pfeilerkinetik der Implantate gegenüber natürlichen Zähnen erhält dieses Problem besonders bei langspannigen Brückenkonstruktionen, die kombiniert aus natürlichen Zähnen und künstlichen Implantatwurzeln bestehen, eine zusätzliche Bedeutung. Die Pfeilerkinetik von osseointegrierten Implantaten ist dabei durch das Fehlen eines natürlicherweise vorkommenden kraftdämpfenden Parodontalspalts charakterisiert. Hierdurch werden die auftretenden Kräfte bei der elastischen Deformation der Unterkieferspange über eine Brückenkonstruktion direkt an die natürlichen Pfeilerzähne weitergegeben. Durch eine parallele Ausrichtung der Implantatkörper und durch Geschiebeverbindungen kann diesem Phänomen entgegengewirkt werden.

Weitere Einflüsse

Weitere wesentliche Einflüsse auf die Langlebigkeit eines Implantats aus prothetischer Sicht, die hier nicht näher erläutert werden, haben neben der Gestaltung der enossalen Verankerung auch die Form und das Material der Prothetikpfosten, die Passungsfläche zwischen Implantat und Prothetikpfosten sowie die Gestaltung und das Material der Prothetikpfosten-Befestigungsschraube und eine kaufunktionell sinnvolle Gestaltung der Suprastruktur unter Beachtung parodontal-hygienischer Aspekte.

Als Kontraindikation für eine Implantatinserterion wird aus prothetischer Sicht eine schwierige Kieferrelation gesehen.¹⁵⁹

2.1.3 Chirurgische Aspekte

Eine erfolgreiche prothetische Versorgung ist in erster Linie abhängig von den anatomischen Vorgaben. Dabei entscheiden neben dem gesundheitlichen Allgemeinzustand und dem Gesundheitszustand des Kausystems des Patienten vor allem die unter Einbeziehung radiologischer Befunde beurteilbare Menge und Qualität des Knochenangebots über die Durchführbarkeit einer Implantatinserterion und die Umsetzbarkeit eines prothetischen Rehabilitationskonzepts aus chirurgischer Sicht.

Voraussetzungen für eine erfolgreiche Behandlung sind dabei eine ungestörte Wundheilung, ein abgeschlossenes Kieferwachstum, eine gute Mundhygiene, sowie ein ausreichendes Knochenangebot in vertikaler, mesio-distaler und oro-vestibulärer Richtung.

Risikofaktoren

Als Risikofaktoren für eine Implantatinserterion gelten ein schwerer Diabetes mellitus, hämorrhagische Diathesen, starkes Rauchen und ein vorbestrahlter Knochen.^{7, 24, 155} Als Hochrisikofaktoren gelten schwerwiegende systemische Erkrankungen, immunkompromittierte Patienten, Drogenabusus und ein unkooperativer Patient.²⁴ Als Kontraindikationen für eine Implantatinserterion werden aus chirurgischer Sicht ein reduzierter Gesundheitszustand, unrealistische Patientenerwartungen und psychische Erkrankungen sowie eine mangelhafte Knochenmorphologie gesehen.¹⁵⁹

Implantatlagerpräparation

Bei der Präparation des Implantatlagers ist auf ein schonendes und passgenaues Vorgehen zu achten.⁸⁶ Dabei soll die Vitalität des Implantatlagers erhalten werden. Die Distanz zwischen Knochen und Implantatkörper sollte möglichst gering sein, um schädliche Mikrobewegungen während der Einheilphase zu vermeiden und durch Erhalt der Knochenanlagerung eine

optimierte Krafteinleitung zu gewährleisten. Besonders im augmentierten Knochenlager und im Seitenzahnbereich des Oberkiefers ist eine hohe Primärstabilität ausschlaggebend für einen Therapieerfolg. Dies setzt wiederum eine dezidierte Planung und Durchführung der Implantatlagerpräparation und Implantatinsertion voraus.⁷⁹ Nach einer Phase der Empfehlungen genormter Lagerpräparationen finden diesbezüglich zunehmend individuelle lagerangepasste Präparationen mit Gewindeschnitt im harten Knochen und Kondensationsmaßnahmen im weichen Knochen Verwendung.

Anatomische Risikostrukturen

Bei den für die Implantatinsertion relevanten anatomischen Strukturen handelt es sich um Limbus alveolaris, Canalis mandibulae, Foramen mentale, Sinus maxillaris und Nasenboden. Über das intraoperative Risiko einer Nervenläsion sowie einer Kieferhöhlenboden- und Nasenboden-Perforation ist präoperativ aufzuklären.

Genauere Kenntnisse über den Verlauf des Mandibularkanals sind für den Schutz des Nervus alveolaris inferior bei der Präparation des Implantatlagers und bei der Insertion von Implantaten im Seitenzahnbereich des Unterkiefers distal des Foramen mentale erforderlich. Das vertikale Knochenangebot muss in diesem Bereich präoperativ genau bestimmt werden. Ein Sicherheitsabstand von mindestens 1 mm zum Dach des Mandibularkanals ist einzuhalten.

Die Lage und der Verlauf des Mandibularkanals sind dabei sehr variabel und vom Zahnstatus und einer möglichen Kieferkammatrophy abhängig. Zumeist ist der Mandibularkanal in der Nähe der lingualen Kortikalis des Unterkiefers lokalisiert. Der größte Abstand zur bukkalen Kortikalis mit bis zu 5 mm besteht auf Höhe des zweiten Molaren. In seinem Verlauf vom Foramen mandibulae zum Foramen mentale weist der Mandibularkanal meist eine S-förmige Krümmung auf. Bei einer ausgeprägten Kieferkammatrophy kann das Gefäßnervenbündel durch Resorption der kranialen Knochenlamelle des Mandibularkanals direkt auf dem Alveolarkamm gelegen sein.¹⁰⁰

Oro-vestibuläre Positionierung

Bei der oro-vestibulären Positionierung wurden in der Vergangenheit eher orale Implantatpositionierungen mit einem Mindestabstand von 1 mm zur vestibulären Knochenlamelle angestrebt, um vestibuläre Knochenlücken zu vermeiden. Bei den modernen Möglichkeiten der gesteigerten Knochenregeneration werden vestibuläre Fenestrationsen zunehmend toleriert und mit Folien oder augmentativ versorgt.

Mesio-distale Positionierung

Die Implantatpositionierung in mesio-distaler Richtung ist einerseits von den anatomischen Verhältnissen und andererseits von den geplanten prothetischen Vorgaben und vom interimplantären Mindestabstand abhängig. Als Mindestabstand zwischen zwei Implantaten wird eine Distanz von 3 mm empfohlen. Als Mindestabstand zwischen einem Implantat und einem benachbarten Zahn wird eine Distanz von 1,5 mm bis 2 mm empfohlen. Die klinische Bedeutung eines Mindestabstands besteht in der Form und Ausprägung des physiologischen Knochenabbaus. Bei einem zu geringen Implantatabstand führt dieser durch Verschmelzen der lateralen biologischen Breiten beider Implantate zu einem verstärkten horizontalen interimplantären Knochenabbau mit der Folge des Verlusts einer knöchernen Stütze der Zahnfleischpapille und entsprechenden ästhetischen Nachteilen.¹³⁸ Die Einhaltung des Mindestabstands definiert somit oftmals den Implantatdurchmesser.

Implantatdurchmesser

Der Implantatdurchmesser ist neben der Berücksichtigung des interimplantären Mindestabstands vom verfügbaren Knochenangebot und von der notwendigen Materialstärke abhängig. Als Mindestdurchmesser eines Implantats hat sich ein Maß von 3 mm allgemein durchgesetzt. In Langzeituntersuchungen wurde bei Implantatkörpern mit weniger als 3,5 mm eine geringere Überlebenszeit beobachtet.⁶¹ Für zweiphasige Implantate haben sich standardmäßig Implantatstärken von 3,5 mm bis 4,5 mm bewährt. Bei voluminösem

Knochenangebot und bei Sofortimplantaten werden regelmäßig Implantatdurchmesser von 5 bis 7,5 mm verwendet.

Der Implantatdurchmesser ist fernerhin von prothetischen Aspekten abhängig. Er sollte dem Durchmesser des zu ersetzenden Zahns entsprechen, um ein ästhetisches Ergebnis des Implantatübergangs auch ohne Absenkung der Implantatschulter zu erreichen.

Implantatlänge

Die Implantatlänge wird meist durch anatomische Grenzen bestimmt. Oft besteht nur im interforaminalen Bereich des Unterkiefers eine Variabilität der Implantatlänge. Doch auch hier haben sich Implantatlängen von 10 bis 16 mm als ausreichend erwiesen. Am häufigsten werden bei Implantationen Implantatlängen von 10 bis 15 mm verwendet. Die Mindestlänge beträgt zwischen 6 und 8 mm, wobei derart kurze Implantate nur in Kombination mit weiteren Implantaten hinsichtlich der Langzeitprognose als sinnvoll angesehen werden.¹⁵⁷ Als Obergrenze für die Implantatlänge gilt ein Wert zwischen 16 und 18 mm. Implantatlängen von über 16 mm werden in der Regel als nicht sinnvoll erachtet, da sie keinen zusätzlichen Stabilitätsgewinn aufweisen und bei einer nötigen Implantatentfernung Probleme bereiten. Ebenso führt das früher oftmals angewandte Prinzip der bikortikalen Abstützung durch Gebrauch sehr langer Implantate im Unterkiefer kaum zu einer Erhöhung der Primärstabilität. Im Oberkiefer kann dagegen bei spongiösem Lagerknochen eine zusätzliche Abstützung in der Gegenkortikalis des Nasen- oder Kieferhöhlenbodens zu einer Erhöhung der Primärstabilität beitragen.

Implantationstiefe

Bezüglich der nötigen Tiefe der Implantatposition bestehen unterschiedliche Meinungen. Neben Systemen, die eine Versenkung des Implantatkörpers unter das Knochenniveau ermöglichen, werden Systeme angeboten, deren Halsteil oberhalb des Knochenniveaus belassen wird, um durch eine periimplantäre bindegewebige Narbe eine biologische Schutzmanschette zu schaffen. Neben den Aspekten des Knochenangebots und des Implantatsystems spielen bei der

Höhe der Implantatoberkante in Relation zur Knochenoberkante vor allem im Bereich der Oberkieferfront auch ästhetische Faktoren eine Rolle.

Knochenqualität

Das Erreichen einer ausreichenden Primärstabilität hängt entscheidend von der Qualität des vorhandenen Lagerknochens ab.^{35, 36, 43, 73} Es bestehen unterschiedliche histomorphometrische Klassifikationssysteme, die die Knochenqualität beschreiben.^{28, 85} Daneben wurden unterschiedliche Messverfahren entwickelt, die eine Beurteilung der Knochenqualität ermöglichen.⁴⁶

Einheilungszeit

Bezüglich der Einheilungszeit werden für Implantate im Unterkiefer in der Regel etwa 3 Monate empfohlen. Im spongiösen Oberkiefer werden meist 4 - 6 Monate bis zur Freilegung zweiphasiger Implantate abgewartet. Die Reduktion auf wesentlich kürzere Einheilzeiten von 4 - 6 Wochen befindet sich in der klinischen Prüfung.

2.1.4 Bildgebende Verfahren

Eine Vielzahl bildgebender Verfahren steht heute für die prothetische Planung zur Verfügung. Die Auswahl erfolgt nach anatomischen und rekonstruktiven Gesichtspunkten. Diagnostischer Informationsbedarf und finanzieller Aufwand sowie die Strahlenbelastung sollten bei der Auswahl in einem vertretbaren Verhältnis stehen.^{10, 11}

Panoramaschichtaufnahme

Als bildgebendes Standardverfahren für eine präoperative Diagnostik und eine postoperative Verlaufskontrolle gilt die Panoramaschichtaufnahme (PSA). Die PSA ermöglicht eine umfassende Beurteilung des Kieferknochens und der vorhandenen Zähne. Sie ermöglicht Aussagen zum Verlauf des Mandibularkanals, zur Ausdehnung der Kieferhöhle sowie zur Form Kiefergelenke. Eine Reihe pathologischer Veränderungen können durch die Auswertung einer Panoramaschichtaufnahme diagnostiziert werden.

Bei der metrischen Analyse der relevanten anatomischen Strukturen ist ein Vergrößerungsfaktor von etwa 1:1,25 zu berücksichtigen. Zur Bestimmung des Vergrößerungsfaktors werden in der Regel radioopake Markerkugeln von 5 mm Durchmesser verwendet, die an einer Tiefziehschiene im Bereich der prospektiven Implantatinsertion angebracht werden. Ein Nachteil der Panoramaschichtaufnahme ergibt sich hier beim zahnlosen und atrophien Unterkiefer durch eine nicht ausreichende Stabilität der Schiene auf dem Alveolarkamm mit der möglichen Folge einer Dislokation. Dies lässt sich nur zum Teil durch einen Aufbiss bei Anwendung von Wachswällen verhindern.

Ein weiterer Nachteil liegt darin begründet, dass die PSA als zweidimensionale Schichttechnik aufgrund systembedingter Winkelverzerrungen keine räumlich korrekten Informationen und keine Informationen bezüglich der orthoradialen Ebene liefert.^{54, 118} Aussagen über das Knochenangebot in oro-vestibulärer Richtung und über konkave knöchernen Grenzflächen lassen sich mit der PSA somit nicht machen. Auf der Basis der Bildinformationen der PSA lässt sich das vorhandene Knochenangebot nicht voll ausschöpfen.

Transversale Schichtaufnahme

Bei komplexeren anatomischen Situationen sollte die Panoramaschichtaufnahme durch weitere spiraltomographische Verfahren ergänzt werden. Moderne Panoramaschichtaufnahmegeräte bieten durch computergestützte Auswahlmöglichkeiten von effektiv senkrecht zum Zahnbogen stehenden Schichtungsprogrammen für definierbare Abschnitte des Ober- und Unterkiefers die Möglichkeit einer Darstellung transversaler Schnitte.¹⁰⁷ Hier können sowohl das transversale Knochenangebot als auch der Abstand des Limbus alveolaris mandibulae zum Mandibularkanal und das Knochenangebot zwischen Limbus alveolaris maxillae und Kieferhöhlen- bzw. Nasenboden beurteilt werden. Postoperativ lässt sich diese Technik zur Beurteilung der Achsenpositionierung und zur Lagebestimmung der Implantate vor allem in Bezug auf die benachbarten Risikostrukturen verwenden.⁸⁰

Zahnfilm

Die Zahnfilm-Röntgenaufnahme in Rechtwinkel-/ Parallel-Technik lässt sich bei teilbezahnten Patienten zur ergänzenden, nicht jedoch zur alleinigen präoperativen Diagnostik anwenden. Durch einen Zahnfilm kann das vertikale Knochenangebot im Implantationsbereich beurteilt werden. Allerdings können mit dieser Technik keine Aussagen über das horizontale Knochenangebot gemacht werden. Mögliche Projektionsfehler sind zu beachten.

Fernerhin kann die intraorale Zahnfilm-Röntgentechnik bei zahnlosen Patienten nicht angewandt werden, da der Film nicht parallel zum Alveolarfortsatz eingebracht werden kann, vertikale Knochen-Implantat-Verhältnisse somit nicht sicher beurteilt werden können. Ergänzende, orientierende Aussagen über das Knochenangebot in oro-vestibulärer Richtung lassen sich beim unbezahnten Unterkiefer durch eine Röntgen-Aufbissaufnahme machen. Postoperativ lassen sich Zahnfilme zur Beurteilung der periimplantären knöchernen Strukturen vor allem bei Einzelzahn-Implantaten anwenden.⁴⁷

Fernröntgenseitenbild

Das Fernröntgenseitenbild (FRS) ermöglicht Aussagen über die sagittale und vertikale Kieferrelation und ist beim zahnlosen Patienten von implantologischem Interesse. Ossäre Strukturen werden bei kleinem Objekt-Film-Abstand und großem Fokus-Objekt-Abstand nahezu größengerecht dargestellt. Das FRS informiert zudem über das vertikale und horizontale Knochenangebot in der Regio interforaminalis des Unterkiefers. Die Bewertbarkeit des Oberkiefers ist aufgrund des Gaumengewölbes eingeschränkt.¹⁰⁸

Computertomographie

Den höchsten Informationsgrad für die implantologisch-prothetische Planung durch Gebrauch spezieller Softwareprogramme zur Konstruktion sagittaler und transversaler Schichtbilder sowie dreidimensionaler Ansichten aus axialen Schichtaufnahmen bietet die digitale Auswertung von Computertomogrammen.¹⁵¹

Koronare Schichtaufnahmen werden heute aufgrund der Artefakte durch metallische Zahnrestorationen und aufgrund von lagerungsbedingten Schwierigkeiten nicht mehr angefertigt.

Die axialen Schichten eines Spiraldatensatzes werden in kaudaler Aufsicht dargestellt. Die Schichtdicke beträgt in der Regel 0,75 bis 1 mm. Somit werden für die Darstellung des Unterkiefers etwa 35 Schichten, für die Darstellung des Oberkiefers etwa 30 Schichten benötigt. Vorteile gegenüber konventionellen Verfahren ergeben sich vor allem bei einer ausgeprägten Knochenatrophie durch die Möglichkeiten einer höchstpräzisen Lokalisation anatomischer Risikostrukturen und einer akkuraten Bestimmung des Knochenangebots und der Knochendichte, wobei ebenso Aussagen über die Relation von kortikalem zu spongösem Knochen möglich sind.⁸⁷

Die Computertomographie bietet die Möglichkeit einer optimierten prothetischen Planung durch die präzise Festlegung der Pfeilerpositionen und Achsneigung unter Zuhilfenahme von Computer Aided Design (CAD) Softwareprogrammen.

Die Computertomographie gilt bei höchster Bildgenauigkeit jedoch als teuerstes und in Relation zu oben dargestellten Techniken trotz fortwährender Verringerung der Untersuchungsdauer und trotz beständiger Reduktion der Strahlendosis als wesentlich stärker strahlenbelastendes Verfahren.

In anatomisch komplexen Fällen ist die Computertomographie zur detaillierten implantologisch-prothetischen Planung dennoch konventionellen Techniken klar überlegen.^{26, 76, 132}

Magnetresonanztomographie

Das Ziel einer Reihe aktueller Studien ist der Ersatz der Computertomographie als bildgebendes Verfahren zur präimplantologischen Diagnostik durch die nicht strahlenbelastende Kernspintomographie.⁵⁵

Die Magnetresonanztomographie, die gleichwie die Computertomographie kontrastreiche und metrisch korrekte Bilddaten liefert, ist in der Lage, den Mandibularkanal und die Abgrenzungen der Kieferhöhle durch die Darstellung

des den Knochen umgebenden Bindegewebes zu visualisieren. Allerdings beeinträchtigen Metallartefakte durch Zahnrestorationen und Füllungsmaterialien die Bildqualität, weshalb die Magnetresonanztomographie zunächst allein für die präimplantologische Diagnostik des zahnlosen Kiefers zu empfehlen ist.

Nachteile gegenüber der Computertomographie ergeben sich derzeit noch durch eine wesentlich längere Untersuchungszeit, die wiederum eine höhere Anfälligkeit gegenüber Bewegungsartefakten und damit eine geringere Ortsauflösung bedingt.

2.1.5 Prothetische Planung

Eine detaillierte Vorbereitung einer implantatprothetischen Rehabilitation ist durch die Festlegung eines die Statik und Ästhetik in oben genannter Weise berücksichtigenden Behandlungsziels eine wichtige Voraussetzung für den prothetischen Erfolg.

Anzahl, Position und Achsneigung der Implantate sind einerseits vom Aufbau der prothetischen Suprakonstruktion abhängig. Andererseits beeinflussen anatomische, funktionelle, periimplantäre, hygienische und nicht zuletzt finanzielle Gesichtspunkte die prothetisch-implantologische Planung.

Modellanalysen anhand von einartikulierten Studienmodellen bilden die Grundlage der prothetischen Planung. Die Analyse der Modelle gestattet Aussagen über die Kiefermorphologie und die dentalen Verhältnisse. Implantat- und antagonistischer Kiefer sind zueinander in Beziehung zu setzen. Die Stellung des Implantats im Zahnbogen wird nach der Belastungsrichtung in der Interkuspidation und in den Exkursionen geprüft. Die Implantatdimensionen werden mit dem zur Verfügung stehenden Knochenangebot am geplanten Implantationsort abgeglichen.

Anhand dieser Kriterien erfolgt zunächst eine diagnostische Wachsmodellation der geplanten Suprastruktur. Bei zahnlosen Kiefern erfolgt eine diagnostische Zahnaufstellung in Wachs. Die Wachsmodellation bzw. die Zahnaufstellung orientiert sich dabei an den Lage- und Größenverhältnissen

zwischen Ober- und Unterkiefer und erfolgt nach statischen und ästhetischen Gesichtspunkten. Anhand eines Silikonschlüssels der angestrebten Suprakonstruktion können Platzangebot und -bedarf für die prothetische Suprakonstruktion überprüft und Durchmesser, Position und Achsneigung des Implantatpfeilers bestimmt werden. Dabei wird grundsätzlich eine möglichst axiale Kraftübertragung auf den Implantat-Suprastruktur-Verbund angestrebt.

Bei defizitären periimplantären Schleimhautverhältnissen oder Alveolarkammdefekten kann sich bei der prothetischen Planung die Notwendigkeit eines herausnehmbaren statt festsitzenden Zahnersatzes ergeben, um die defizitären Gewebeverhältnisse mithilfe des Prothesenkörpers ausgleichen zu können. Bei zu geringem Platzangebot sind chirurgisch-korrektive Maßnahmen erforderlich.

Im Unterkiefer wird bei der Planung von interforaminalen Implantaten die maximal distale Position durch den Nervenverlauf am Foramen mentale bestimmt. Hier ist auf so genannte „anterior loops“, das sind mögliche bogenförmige Verläufe nach mesial von bis zu 5 mm zu achten, sodass von einigen Autoren ein Sicherheitsabstand von minimal 6 mm gefordert wird.¹³¹

Anhand der prothetischen Modellanalyse wird eine Tiefziehschiene hergestellt, an der radiopake Marker an den prospektiven Implantatpositionen angebracht sind. Nach der radiologischen Diagnostik kann diese Planungsschablone als Operationsschablone zur intraoperativen Positionierung der Implantate verwendet werden. Anstelle der Marker können Titanbohrhülsen in die Schiene eingebracht werden, die zusätzlich die Angulation der Implantate definieren.

2.1.6 Operatives Vorgehen

Das operative Vorgehen ist methodisch aufgrund der Vielzahl der Implantatsysteme, Instrumente und Indikationen sehr variabel. Die Anpassung eines individualisierten operativen Vorgehens trotz einer standardisierten präoperativen prothetischen Planung ist zudem oft aufgrund eines individuellen und nicht präoperativ einschätzbaren lokalen Knochenangebots notwendig.

Die Gestaltung der Schnittführung zur Implantatinsertion wird kontrovers diskutiert und ist im Wesentlichen abhängig von der Art des Implantatsystems und von anatomischen Faktoren.¹²⁰ Als Standard hat sich die Schnittführung auf dem Kieferkamm mit vestibulären Entlastungsschnitten im Bereich der fixierten Mukosa vor allem für einphasige Implantatsysteme bewährt. Bei dünnen Schleimhautverhältnissen wird aufgrund der Gefahr einer Schleimhautperforation bei zweiphasigen Implantatsystemen eine vestibuläre implantatferne Wechselschnittführung empfohlen. Bei stärkeren Atrophieformen des Unterkiefers ist eine zweigeteilte Schnittführung sinnvoll, wobei ein zentral am Kieferkamm fixierter Gewebeanteil belassen wird, um eine Barriere durch die fixierte Mukosa zwischen Mundboden und Vestibulum zu erhalten.

Bei der anschließenden subperiostalen Präparation ist auf die Schonung des am Foramen mentale austretenden Nervs zu achten.

Bei schmal oder stufig auslaufenden Alveolarkämmen ist vor der Implantatlagerpräparation zunächst eine Kieferkammglättung notwendig. Diese dient bei schmalen Alveolarkämmen der Verbreiterung, die mindestens bis auf den Durchmesser des Implantats vorgenommen werden sollte. Bei stufig auslaufenden Kämmen ist eine Nivellierung für die nachfolgende prothetische Versorgung erforderlich.

Eine Markierungsbohrung mit dem Rosenbohrer dient sodann der Festlegung der Implantatposition in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung. Zur Vermeidung einer Fehlpositionierung mit möglichen prothetischen Einbussen werden in der Regel zahn- oder schleimhautgetragene Bohrschablonen verwendet, durch die mittels dünner transmuköser Bohrung die Implantatposition in Bezug auf den Kieferkamm definiert wird. Neben Orientierungsschablonen, die allein eine Orientierung für die Implantationsposition in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung ermöglichen, kommen auch Bohrhilfen zur Anwendung, die durch metallische Führungshülsen Implantatposition und Achsrichtung starr vorgeben.

Zur definitiven Festlegung der Richtung und Länge des Implantats erfolgt eine Pilotbohrung mit einem Spiralbohrer von 1,5 bis 2 mm Durchmesser. Zur

Orientierung der Tiefenausrichtung sind an den Spiralbohrern Farbringe oder Rillen in definierten Abständen angebracht. Parallelisierungsstifte mit oder ohne Tiefenmarkierung dienen der Ausrichtung möglichst paralleler Implantatachsen. Die Aufbereitung des Implantatlagers erfolgt durch schrittweise Ostektomie mit Bohrern zunehmender Größe bis auf den vordefinierten Implantatdurchmesser.

Eine hohe Primärstabilität ist das Ziel des operativen Vorgehens. Hierzu gehören die bestmögliche Schonung des Lagerknochens und eine möglichst passgenaue Aufbereitung. Manuelle Aufbereitungstechniken gelten hier als präziser und risikoärmer als maschinelle Techniken. Zur Vermeidung von Hitzeschäden am Lagergewebe wird eine reduzierte Drehgeschwindigkeit des rotierenden Instruments von maximal 500 U/min empfohlen. Eine Kühlung des Instruments sollte mit steriler physiologischer Kochsalzlösung erfolgen. Weiterhin sollte das Bohren und Fräsen intermittierend mit reduziertem Druck und scharfen Instrumenten erfolgen. In sehr kompaktem Knochenlager wird abschließend ein Gewindeschneider verwendet. Bei geringer Knochendichte wird eine um bis nahezu 1 mm unterdimensionierte Implantatbettaufbereitung zur Klemmpassung durch eine Aufweitung des Lagers durch das Implantat empfohlen. Eine Steigerung der periimplantären Knochendichte kann zudem durch laterale Kondensation mit speziellem Instrumentarium erreicht werden.¹²²

Vor dem Einbringen des Implantats ist bei speziell gestalteter Makrostruktur der Implantatoberfläche, wie Extensionen oder Gewindegängen, einiger Implantattypen eine adaptierende Formaufbereitung notwendig.

2.1.7 Implantatinsertion bei ausgedehntem Knochendefizit

Durch angeborene oder erworbene Zahnlosigkeit und der damit verbundenen physiologischen Involutionsprozesse im Bereich des Alveolarfortsatzes, die im Wesentlichen auf eine Inaktivitätsatrophie und zum Teil auf eine Druckatrophie durch okklusale Kräfte auf das Prothesenlager zurückzuführen sind, entsteht ein fortschreitendes Knochendefizit, das schließlich eine Implantatinsertion aufgrund eines zu stark reduzierten Knochenangebotes nicht mehr gestattet (Abbildung 1).^{1, 137}

Grundsätzlich gilt der zahnlose und atrophe Kiefer, insbesondere der Unterkiefer aufgrund seines insuffizienten Prothesenlagers, als klassisches Indikationsgebiet für implantatgetragenen Zahnersatz.¹³⁹

Bei zu geringem vertikalem Knochenangebot im Unterkiefer ist eine Implantatinsertion jedoch nicht zuletzt aufgrund der nötigen Distanz zum Nervus alveolaris inferior oft nicht durchführbar. Hier müsste eine sehr geringe Implantatlänge gewählt werden. Dies ist gleichwohl nicht möglich, da das kritische Größenverhältnis von intraossär gelegener Implantatlänge zur Höhe der Suprakonstruktion von 1:1 aufgrund biomechanischer Gesetzmäßigkeiten nicht unterschritten werden sollte.

Ein vertikales Restknochenangebot von 6 - 10 mm bei einer Knochenbreite von mindestens 4 - 6 mm ist je nach Implantatsystem für die Insertion enossaler Implantate im Unterkiefer erforderlich. Im Oberkiefer gilt eine Mindesthöhe des vertikalen Knochenangebots von 10 mm bei einer Knochenbreite von mehr als 4 - 6 mm als Voraussetzung für eine günstige Prognose des Implantatüberlebens.

Eine ausgedehnte Alveolarkammatrophie stellt zwar in der modernen Implantologie keinen limitierenden Faktor mehr dar, da das Implantatlager im Rahmen präprothetischer, adjuvanter operativer Eingriffe durch moderne augmentative Maßnahmen in Breite und Höhe aufbereitet werden kann. Zu diesen modernen chirurgischen Verfahren zählen die allogene Knochentransplantation, der Einsatz alloplastischer Knochenersatzmaterialien, die Kallusdistractionsosteogenese, die Sinusbodenelevation, sowie die gesteuerte Knochenregeneration (Guided Tissue Regeneration) durch membrangeschützte Methoden. Weiterhin kann durch Nervtransposition das bestehende Knochenangebot in vollem Umfang ausgenutzt werden.

All diese Verfahren zur Schaffung anatomisch-struktureller Voraussetzungen für einen implantatgetragenen Zahnersatz sind jedoch jeweils mit einer erhöhten Belastung für den Patienten, einem erhöhtem chirurgischen Aufwand, zusätzlichen Kosten und einer zusätzlichen Morbidität verbunden.²³

Dies hat zu der Entwicklung von Implantaten mit extrem kurzer Schaftlänge bei vergrößertem Durchmesser beigetragen, wodurch bei bestimmten Indikationen die Implantation im Oberkieferseitenzahnbereich ohne Sinusliftoperation ermöglicht wurde.¹³⁵ Hierbei ist unter Schonung des Kieferhöhlenbodens unbedingt die zur Verfügung stehende Resthöhe des Alveolarfortsatzes auszunutzen.



Abbildung 1: Knöcherner Resorption des Alveolarfortsatzes bei Zahnlosigkeit als Funktion der Zeit.

Die Entwicklung in Richtung einer zunehmenden Zahl von Alters- und damit Risikopatienten und zu weiterhin kompromissloseren ästhetischen Ansprüchen bei der prothetischen Versorgung auch bei limitierten Voraussetzungen führte zu einer fortwährenden Steigerung präoperativer Planungsmöglichkeiten. Dies schließt die moderne multimodale Bilddatentechnologie und die computergestützte Navigation ein.

Durch Einbeziehung der CT-gestützten Planung und der bilddatenbasierten Navigation erscheinen ein optimales Ausnutzen bestehenden Knochenangebotes und damit der zumindest partielle Verzicht auf augmentative Verfahren möglich.

2.2 Computergestützte Navigation in der Implantologie

2.2.1 Stand und historische Entwicklung

Zur Lokalisation anatomischer Zielstrukturen wurden bereits im 19. Jahrhundert zunächst in der Neurophysiologie mechanische Verfahren entwickelt, die eine Orientierung im dreidimensionalen Raum ermöglichten.^{31, 50, 104} Die modernen Navigationssysteme können als eine Weiterentwicklung dieser unter dem Begriff „Stereotaxie“ bekannt gewordenen Techniken angesehen werden.¹¹⁶

Der Nachteil stereotaktischer Verfahren beruhte auf der Notwendigkeit der Fixierung des Patientenkopfes in einem stereotaktischen Rahmen. Der wesentliche Vorteil der Navigationssysteme gegenüber stereotaktischen Verfahren bestand in einer höheren Flexibilität bei mehr Freiheitsgraden durch Verzicht auf sperrige stereotaktische Rahmen.²⁷

Eine grundlegende Voraussetzung für die Entwicklung der Navigationssysteme stellten die Fortschritte in der verbesserten Auflösung und dreidimensionalen Darstellung radiologischer Schichtbilddaten dar.¹³¹

Medizinische Navigationssysteme ermöglichen eine rechnergestützte Visualisierung von chirurgischen Instrumenten, die in Beziehung zu anatomischen Strukturen des Patienten in einem präoperativ angefertigten computer- oder kernspintomographischen Schichtbilddatensatz zwei- und dreidimensional und in Echtzeit auf einem Monitor im Operationssaal dargestellt werden.⁶⁴ Moderne Navigationssysteme beinhalten zudem computergestützte Planungsmodule, mit deren Hilfe komplexe Eingriffe geplant und auf den Operationssitus übertragen werden können.^{15, 123, 152, 160}

In der Medizin werden Navigationssysteme routinemäßig in vielen Fachgebieten zur Lokalisation anatomischer Zielstrukturen und zur Instrumentenführung eingesetzt.

In der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie bestehen vielfältige Anwendungsgebiete.⁸⁹ Hierzu zählen das Auffinden anatomischer und pathologischer Strukturen im Rahmen der Tumorchirurgie und die Lokalisation und Entfernung von Fremdkörpern.^{34, 64, 70, 126, 129, 152} Die Planung von operativen Zugängen unter besonderer Schonung von Risikostrukturen und reduzierter Invasivität zählt zu den erweiterten Einsatzmöglichkeiten.¹⁵³ Weitere Anwendungsbereiche der Navigationstechnologie bestehen in der endoskopischen Chirurgie der Nasennebenhöhlen und des Kiefergelenks.^{29, 124} Fernerhin bestehen Einsatzgebiete bei der Planung und Durchführung von rekonstruktiven Eingriffen der Orbita und des Mittelgesichts sowie bei der Planung und Insertion kraniofazialer Implantate.^{67, 123, 150, 154}

Gegenstand laufender Forschungsbemühungen ist die Ausweitung der Indikation auf die Planung und Durchführung von Osteotomien zur Korrektur bei Fehlbildungen des Gesichtsschädels durch die modernen Möglichkeiten der Knochensegmentnavigation.^{57, 93} Hier spielen die klassische Dysgnathie und komplexe Fehlbildungen eine Rolle.⁹³

Zum Ende der 90er Jahre wurde die Navigationstechnologie in der dentalen Implantologie eingeführt.^{33, 37, 109, 148} Anhand präoperativ angefertigter Schichtbilddaten des Patienten wird eine rechnergestützte virtuelle prothetische Planung, unter Berücksichtigung von Position, Neigung und Länge der Implantate, vorgenommen.

Durch den Transfer der präoperativen Planung auf den intraoperativen Situs soll das prothetische Planungsziel und die sichere Schonung von Risikostrukturen über eine navigierte Instrumentenführung erreicht werden. Besonders bei schwierigen anatomischen Verhältnissen, wie dem zahnlosen und atrophischen Unterkiefer des altersfortgeschrittenen Patienten mit ungünstigen Knochen- und Weichgewebsverhältnissen, erscheint der Einsatz der Navigationstechnologie sinnvoll.

2.2.2 Prinzip der Medizinischen Navigation

In der Abbildung 2 sind der Aufbau und die Komponenten eines Navigationssystems dargestellt.

Als Grundlage für die Planung der Integration der Navigation in den Behandlungsablauf werden in der dentalen Implantologie als bildgebende Verfahren zumeist die Computertomographie und seit kurzem auch die digitale Volumentomographie angewandt.⁴⁰ Die digitalen Schichtbilddaten werden auf einen Planungsrechner übertragen, der im Navigationsgerät integriert oder extern gelegen ist.

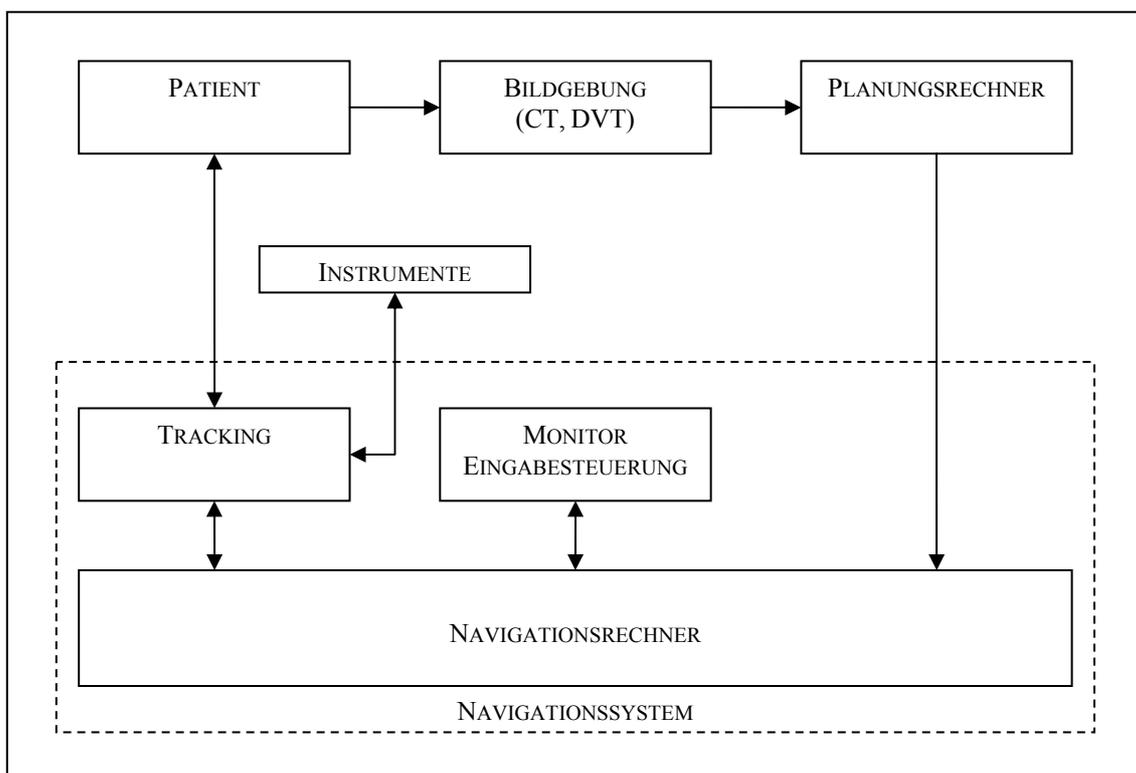


Abbildung 2: Medizinische Navigation.

Die virtuelle prothetische Planung erfolgt mithilfe einer geeigneten Planungssoftware. Die bearbeiteten Bilddaten werden auf den Navigationsrechner übertragen.

Der Navigationsrechner bildet die Schnittstelle zwischen der virtuellen Realität und der realen Umgebung. Über den Navigationsrechner findet auf

Grundlage des präoperativ angefertigten Bilddatensatzes mithilfe eines Trackingsystems ein kontinuierlicher Abgleich der Koordinaten der virtuellen Bilddaten mit den anatomischen Koordinaten des realen Patienten statt.

Als „Tracking“ oder Markerverfolgung wird die Positionsbestimmung eines Objekts im dreidimensionalen Raum bezeichnet. Über das Tracking wird in der medizinischen Navigation ein kontinuierlicher rechnergestützter Abgleich zwischen den Raumkoordinaten eines realen Objektes und eines virtuellen Bilddatensatzes des Objektes ermöglicht. Das Trackingsystem wird dabei zur Bestimmung von Position und räumlicher Orientierung sowohl des Patienten als auch des chirurgischen Instrumentariums eingesetzt.

Über einen Monitor mit Touchscreen-Funktion können die Ausgabe der Bildinformationen verfolgt und Eingaben getätigt werden.

2.2.3 Trackingsysteme

Moderne Trackingsysteme besitzen eine hohe statische und dynamische Genauigkeit, eine hohe Auflösung und eine hohe Wiederholrate bei geringer Latenzzeit. Grundsätzlich werden alle sechs Freiheitsgrade abgedeckt.⁸¹

Im Bereich der Implantologie werden zum Tracking derzeit ausschließlich optische Sensorsysteme verwendet, obgleich die Ursprünge der navigationsgeführten Implantologie auf elektromechanischen und elektromagnetischen Trackingsystemen beruhen.^{17, 56, 105, 148, 162}

Neben den genannten werden in anderen Fachbereichen zusätzlich akustische Trackingsysteme eingesetzt.^{92, 103} Die Entwicklung von Hybridsystemen zur synergetischen Nutzung der Vorteile der einzelnen Verfahren steht im Mittelpunkt laufender wissenschaftlicher Projekte.¹⁸

Bei optischen Sensorsystemen werden Marker zur Detektion der Raumkoordinaten benutzt, die passiv Licht reflektieren oder aktiv Licht aussenden.

Bei passiven Systemen dienen das Arbeitsvolumen ausleuchtende Infrarot-Leuchtdioden als Lichtquelle (Abbildung 3). Zur stereoskopischen Detektion des

Licht werden zwei Hochpräzisionskameras verwendet. Die infrarotlichtemittierenden Dioden (LEDs) sind dabei in der Regel zirkulär um die Kameras herum angeordnet (Abbildung 3).

Zur Bestimmung aller sechs Freiheitsgrade werden je getracktem Objekt drei Marker in definierter Anordnung benötigt. In Abbildung 3 sind diese passiv lichtreflektierenden Marker an Endoskop, Blakesley-Zange und Patientenkopf erkennbar.



Abbildung 3: Navigation (BrainLAB Navigationssystem).

Über Mustererkennungsalgorithmen werden die detektierten optischen Informationen den Markern zugeordnet.

Der Vorteil der passiven optischen Sensorsysteme besteht darin, dass am Patienten keine aktiven Bauelemente mit Kabelverbindungen nötig sind. Der Nachteil der optischen Tracker ist, dass stets eine freie Sichtverbindung zwischen Kamera und Marker bestehen muss, wodurch der operative Ablauf erheblich gestört sein kann.

Bei elektromagnetischen Trackern werden elektromagnetische Spulen in definierter Position um das zu trackende Objekt herum fixiert. Diese Spulen erzeugen ein magnetisches Feld und induzieren Ströme in passiven Empfängerspulen. Über die Veränderung von Frequenz, Phase und Amplitude der induzierten Ströme kann die Position und Orientierung der Empfängerspulen in Relation zur Feldquelle angegeben werden.

Der Vorteil der elektromagnetischen Tracker besteht darin, dass keine freie Sichtverbindung zwischen Sender und Empfänger bestehen muss. Der Nachteil der elektromagnetischen Tracker besteht darin, dass bei Anwesenheit metallischer Objekte oder externer magnetischer Störquellen (Netzgeräte, Bildschirme) Störungen durch Reflexionen und überlagernde magnetische Felder entstehen. Umgekehrt können die elektromagnetischen Spulen des Navigationssystems Störquellen für andere Geräte darstellen.

Bei dem in dieser Arbeit eingesetzten Sensorsystem handelt es sich um ein in Abbildung 3 dargestelltes auf Infrarotlichttechnologie basierendes passives optisches Trackingsystem.

2.2.4 Referenzierung und Kalibrierung

Zur Darstellung von Patient und Instrumentarium im Bilddatensatz des Patienten muss vor dem Einsatz des Navigationssystems eine Korrelation zwischen den Raumkoordinaten von Patient, Instrument und Bilddatensatz hergestellt werden.¹⁰⁶ Dieses Procedere erfolgt über das Trackingsystem und wird uneinheitlich als Referenzierung, Registrierung, Matching oder Kalibrierung bezeichnet. Für den Abgleich der Raumkoordinaten des Patienten werden meist die Begriffe Referenzierung, Registrierung und Matching verwendet. Für den Abgleich und die Darstellung des Instrumentariums im Bilddatensatz wird meist der Begriff Kalibrierung verwendet.

In der hier vorgestellten Arbeit wird nachfolgend für die Korrelation der Raumkoordinaten des Patienten mit den Bildkoordinaten der Begriff Referenzierung, in Bezug auf das Instrumentarium wird der Begriff Kalibrierung verwendet.

Verschiedene Verfahren stehen zur Verfügung. Bei der punktbasierten Referenzierung werden korrespondierende Punkte in den Bilddaten und im physikalischen Raum bestimmt und eine geometrische Transformation berechnet.⁸⁸ Die punktbasierte Referenzierung des Patienten kann invasiv über im Knochen fixierte Titanschrauben, nicht-invasiv über künstliche radiopake Hautklebemarker („fiducial markers“) oder über an einer dentalen Tiefziehschiene befestigte Referenzierungsmarker erfolgen. Der Gebrauch anatomischer Landmarken für die punktbasierte Referenzierung ist möglich, hat sich jedoch als zu ungenau erwiesen.

Bei der oberflächenbasierten Referenzierung werden im Gegensatz zur punktbasierten Referenzierung eine große Anzahl von Oberflächenpunkten auf der Körperoberfläche des Patienten erfasst und mit den Konturen des Bilddatensatzes verglichen und überlagert. Ein gängiges Verfahren stellt hier die Oberflächen-Laserreferenzierung dar.^{68, 91} Hierbei werden mithilfe eines Laserstrahls mehrere hundert Punkte auf die Hautoberfläche des Patienten projiziert. Die Punkte werden dabei von dem Kamerasystem der Trackingeinheit erfasst.

Im Bereich der Implantologie kommen derzeit ausschließlich punktbasierte Referenzierungsverfahren zur Anwendung. Eingesetzt werden die invasive punktbasierte Referenzierung mittels Mikroschrauben und die nicht-invasive punktbasierte Referenzierung über eine individuelle dentale Tiefziehschiene mit eingearbeiteten Referenzierungsmarkern. Die von *Schramm* beschriebenen konfektionierten oder individuellen mit Silikon gefüllten Abformlöffel anstelle der individuellen Tiefziehschiene können in der Implantologie aufgrund der Verdeckung des Operationsgebietes nicht verwendet werden.¹²⁵ Hautklebemarker oder schleimhautgetragene Tiefziehschienen haben sich aufgrund ihrer Ungenauigkeit bei ungenügender Stabilität nicht bewährt.³⁷ Auch die oberflächenbasierte Referenzierung findet in der Implantologie noch keine Verwendung.^{37, 66} Allein für implantologische Eingriffe im Frontzahnbereich lässt sich durch den Gebrauch von bilateralen intermaxillären Splints im Seitenzahnbereich, die den Unterkiefer in einer adynamischen Position fixieren, die oberflächenbasierte Laserreferenzierung anwenden.⁶⁶

Der Ablauf der Patientenreferenzierung ist bei allen Navigationssystemen ähnlich. Zunächst erfolgt eine Funktionsprüfung des Systems. Anschließend wird der Benutzer aufgefordert, mindestens 4 Referenzierungsmarker am Patienten mit einem navigierbaren Zeigegerät („Pointer“) anzufahren. Nach der Referenzierung erfolgt eine Plausibilitätsprüfung, das ist eine Prüfung der Messgenauigkeit durch Anfahren anatomischer Landmarken mit der Pointerspitze. Bei einem zufrieden stellenden Ergebnis kann mit der Navigation begonnen werden. Bei Ungenauigkeiten erfolgt eine Wiederholung der Referenzierungsroutine. Bei einer intraoperativ auftretenden Ungenauigkeit erfolgt eine nochmalige Referenzierung des Patienten.

Die Kalibrierung der Instrumente erfolgt in ähnlicher Weise. Hierfür wird am Instrument ein Adapter angebracht, der über reflektierende oder lichtemittierende Marker die Verbindung zum Navigationssystem herstellt. Über Kalibrierungsmatrizes kann die Geometrie des Instruments, insbesondere die Instrumentenspitze und die Instrumententrajektorie vom Navigationssystem erfasst werden.

2.2.5 Prothetisch-implantologische Planungssysteme

Für die interaktive multiplanare prothetisch-implantologische Planung stehen diverse kommerziell erhältliche Softwareprogramme zur Verfügung.^{78, 142, 143} Als bildgebende Verfahren finden die Computertomographie und nach ihrer Markteinführung 1997 zunehmend die digitale Volumentomographie Verwendung.⁴⁰

Axiale Schichtbilddaten werden zwei- und dreidimensional reformiert. Die Planung erfolgt interaktiv an einem Monitor. Nach Adjustierung des Kontrastes und der Objektgröße werden die für eine Planung benötigten Raumebenen durch die prospektiven Implantationsorte definiert („Cross Sections“). Somit werden zunächst die erforderlichen Informationen über das vorhandene Knochenangebot und die Knochenmorphologie am vorgesehenen Implantationsort vermittelt.

Über ein Einblenden und beliebiges Positionieren von virtuellen Implantatkörpern lassen sich am Planungsmonitor detaillierte Informationen über die Art, nötige Dimensionierung, Position und Angulation der Implantate ableiten. Die erforderliche Anzahl der Implantate kann genau bestimmt werden.

Mithilfe der Softwareprogramme lassen sich Distanzen und Winkel bestimmen. Hierdurch wird das Einhalten von Mindestabständen gewährleistet. Prothetische und anatomische Aspekte können bei der Planung der Implantatposition und Implantatneigung berücksichtigt werden. Nahezu sämtliche derzeit kommerziell erhältlichen prothetisch-implantologischen Planungssysteme enthalten Schraubenplanungsprogramme, durch die ein geeignetes Implantat bestimmt werden kann. Moderne präimplantologische Planungssysteme bieten zusätzlich Module zur Planung der Suprastruktur.

Weitere Aussagen betreffen die Konfiguration und Lagebeziehung der Nasen- und Kieferhöhle, des Canalis incisivus und den Verlauf des Mandibularkanals. Über eine manuelle oder semiautomatische Segmentierung der Risikostrukturen und Grenzregionen und über die Definition eines Sicherheitsabstandes können bei einigen Systemen intraoperativ durch die Navigation der Instrumente in der Nähe der segmentierten Areale akustische und optische Warnsignale eingespielt werden.

Die Detailauflösung der Planungssysteme ist von der Schichtstärke des Computertomogramms sowie vom Abstand der Schichten und von der Größe der Bildelemente abhängig.⁵⁷

2.2.6 Navigationssysteme in der Implantologie

Bei den derzeit kommerziell erhältlichen Navigationssystemen, die speziell auf implantologische Fragestellungen ausgerichtet sind, handelt es sich ausschließlich um aktive oder passive optische Systeme, die sich hinsichtlich ihrer Handhabung nur gering unterscheiden.^{25, 37, 75, 95, 145}

Je nach System werden unterschiedliche Zusatzmodi angeboten, die eine sichere Schonung von Risikostrukturen durch akustische oder optische Warnsignale oder eine verbesserte Visualisierung der Zielstrukturen

ermöglichen. Hierzu zählt die in den meisten Systemen integrierte Zielmodus-Funktion. Dabei wird über die Trajektorie des geplanten Implantats in einer schiessscheiben- oder konusförmigen zwei- oder dreidimensionalen Abbildung die Richtung des Implantatbohrers im Verhältnis zur geplanten Trajektorie angezeigt. Befinden sich geplante und tatsächliche Trajektorie in identischer Position, so bewegt sich der Zielpunkt in das Zentrum der Scheibe bzw. des Konus.

2.2.7 Behandlungsablauf

Der Behandlungsablauf der navigierten Implantation ist in Abbildung 4 schematisch wiedergegeben.

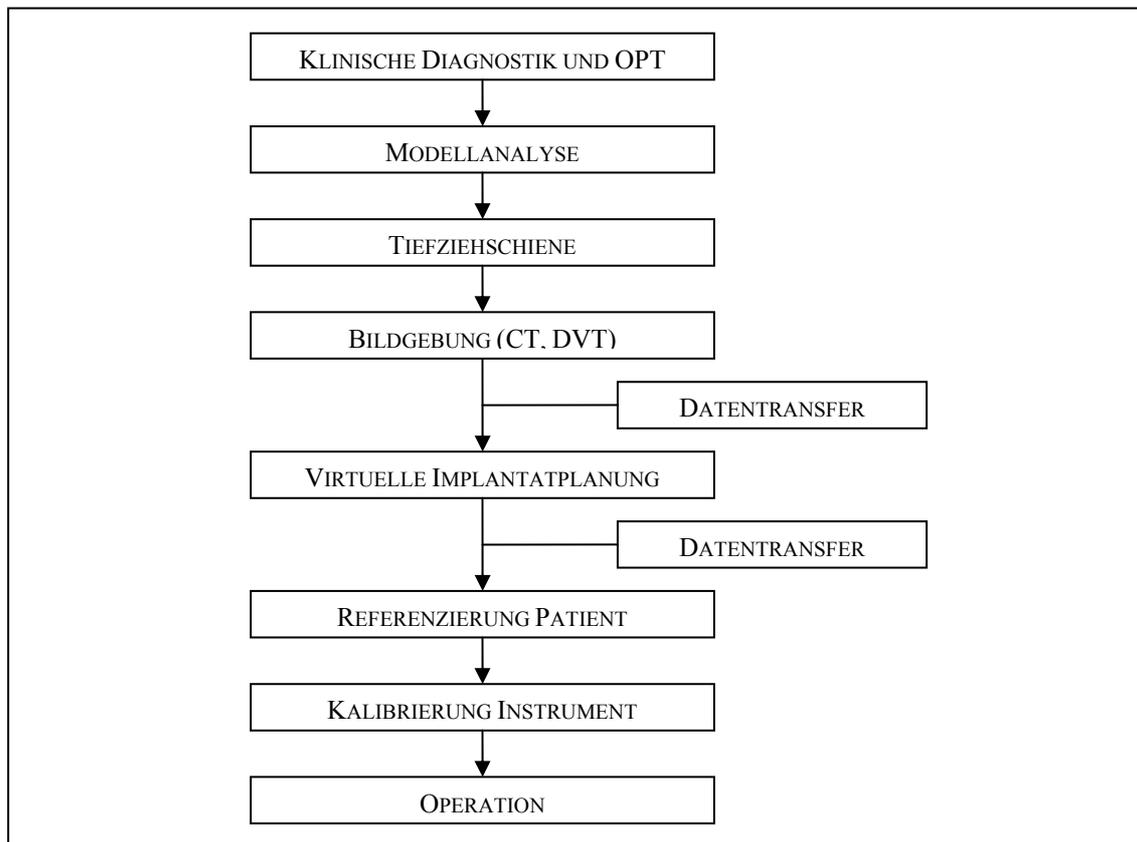


Abbildung 4: Behandlungsablauf der navigierten Implantation.

Nach einer orientierenden klinischen und radiologischen Diagnostik auf der Grundlage einer Panoramaschichtaufnahme folgen die Abformung beider Kiefer und die Herstellung von Studienmodellen im Zahntechniklabor.

Die Studienmodelle werden nach Bissregistrat und schädelbezüglich in einem Artikulator montiert. Es folgen eine Modellanalyse und ein diagnostisches Aufwachsen nach prothetischen Gesichtspunkten.

Anschließend wird anhand eines dublierten Modells eine dentale Tiefziehschiene von 1,5 bis 2 mm Stärke hergestellt. Auf eine ausreichende Stabilität der Schiene ist zu achten. Die zu ersetzenden Zähne werden mit einem geeigneten radioopaken Material, beispielsweise einer Mischung aus autopolymerisierendem Kunststoff und 15% Bariumsulfat gefüllt. Mindestens 3 Referenzmarker werden an der Schiene fixiert (Abbildung 5).

Die Marker werden an unterschiedlichen möglichst weit voneinander entfernten Bereichen in divergierenden axialen Ebenen angebracht, um durch das Einschließen eines größtmöglichen Volumens eine ausreichende Präzision bei der Referenzierung des Patienten zu erreichen. Sie sollten sich nicht in unmittelbarer Nähe zu metallischem Zahnersatz befinden, da ansonsten bei der computertomographischen Schichtbildgebung Überlagerungen durch Artefakte entstehen. Hier empfiehlt sich die Extension der Schiene in das Vestibulum.¹²⁵ Bei zahnlosen Kiefern erfolgt die Referenzierung grundsätzlich invasiv über im Knochen fixierte Titan-Mikroschrauben.



Abbildung 5: Zahngetragene Referenzierungsschiene im Oberkiefer.

Die Referenzierungsschiene dient zusätzlich der Befestigung eines dynamischen Referenzrahmens, der die Position des Kiefers übermittelt. Die Schiene kann nach entsprechender Bearbeitung durch den Techniker zusätzlich als Bohrschablone genutzt werden.

Es folgt die Bilddatenakquisition mit eingegliedert Schiene. Zu beachten ist, dass die Position der Schiene während der Bilddatenakquisition und intraoperativ zur Zeit der Referenzierung und des Trackings des Kiefers identisch ist. Bei komplexen prothetischen Fällen empfiehlt sich das nochmalige Überprüfen der Passung vor der geplanten CT- oder DVT-Bildgebung.

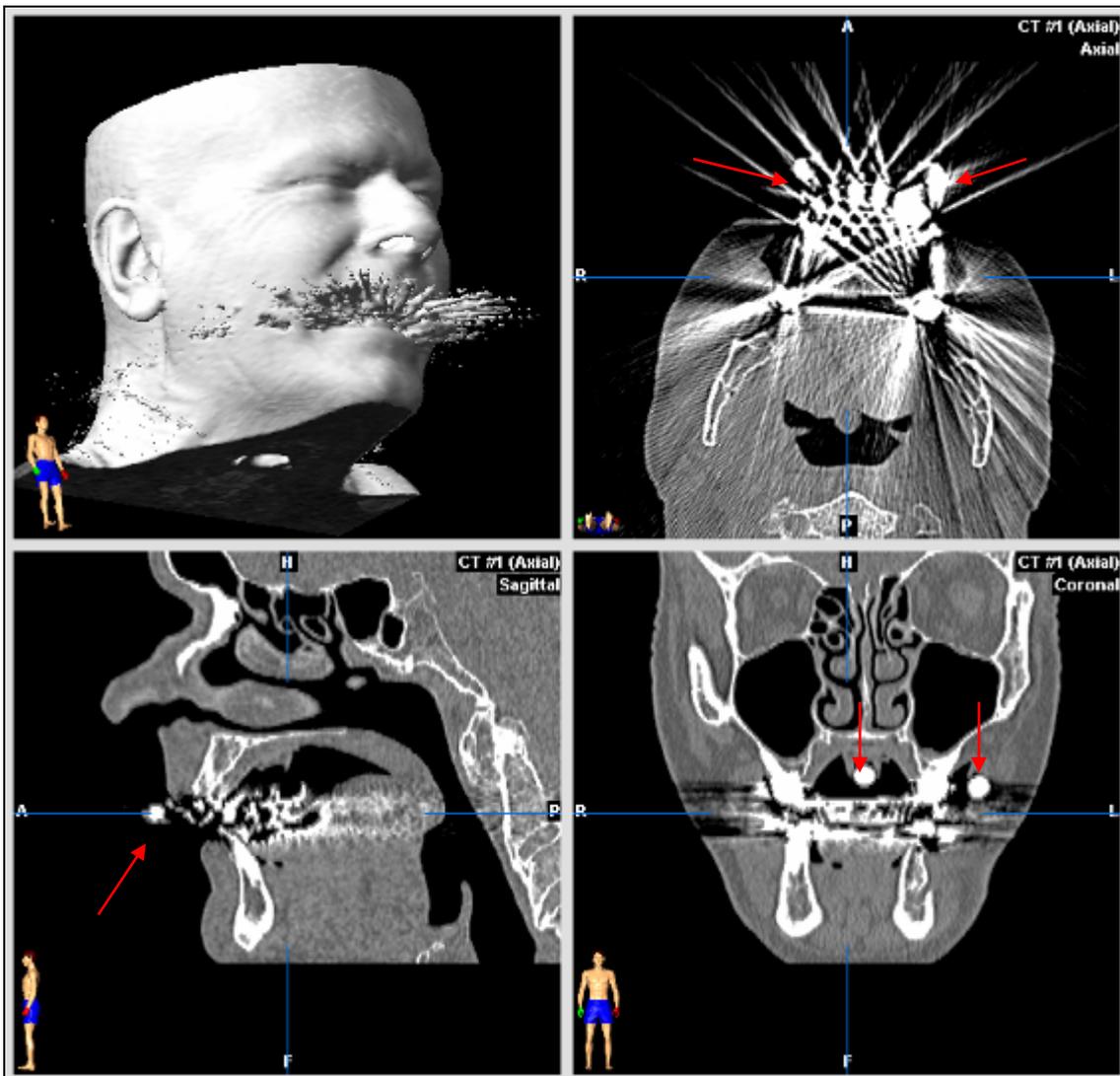


Abbildung 6: Metallartefakte. Überlagerte Referenzmarker (rote Pfeile).

Die Aufnahme der Bilddaten erfolgt nach einem standardisierten Protokoll. Bei Gebrauch der Computertomographie werden axiale Schichten von 1 mm Schichtdicke angefertigt. Die Untersuchung wird auf den notwendigen Bereich beschränkt. Für den Unterkiefer werden in der Regel 40 – 50 axiale Schichten benötigt. Für den Oberkiefer werden etwa 30 – 40 axiale Schichten angefertigt.

Der Mund sollte bei der Untersuchung geöffnet sein, um Dislokationen der Schiene zu vermeiden und um Metallartefakte durch prothetische Restaurationen der Zähne des Gegenkiefers zu reduzieren.

Beim Auftreten von Metallartefakten ist eine automatische Detektion der Markerlokalisierungen nicht möglich. Auch die manuelle Segmentierung der Marker kann durch Überlagerungen erheblich gestört sein (Abbildung 6).

Die axialen Schichtebenen sollten parallel zur Okklusionsebene sein, um wiederum das Auftreten von Metallartefakten auf ein Minimum zu reduzieren (Abbildung 7). Zur genauen Ausrichtung kann die Schiene mit einer stabförmigen Verlängerung nach extraoral auf Höhe der Okklusionsebene ausgestattet werden. Diese Verlängerung lässt sich zur Fixierung eines Referenzrahmens für die intraoperative Navigation verwenden.

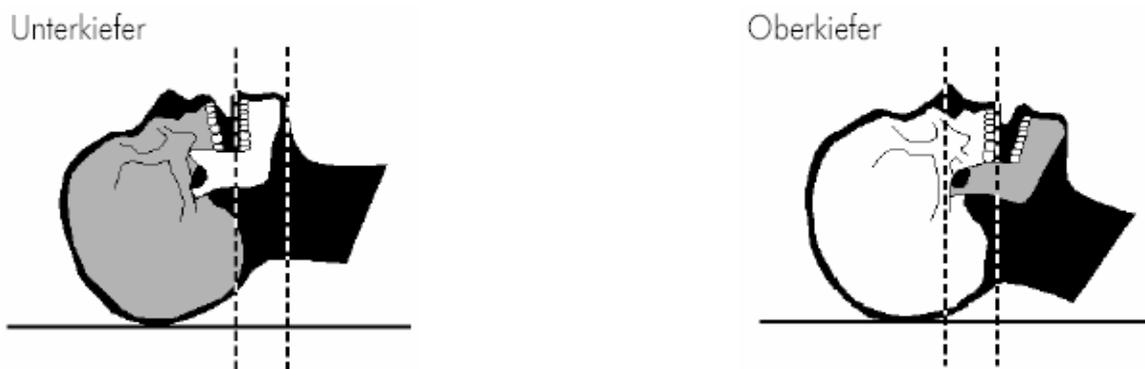


Abbildung 7: Kopflagerung bei der Bilddatenerfassung (Fa. Materialise).

Die Bilder werden mithilfe einer 512 x 512 Matrix rekonstruiert. Es sollte ein geeigneter Rekonstruktionsalgorithmus verwendet werden, um neuformatierte Bilddaten von hoher Auflösung zu erhalten. Der Mandibularkanal muss sicher identifizierbar sein.

Nach der Bilddatenerfassung folgt der Transfer der Daten über konventionelle Datenträger oder per Netzwerk auf einen Planungsrechner. Der Planungsrechner ist bei einigen Systemen im Navigationssystem integriert. Nach Konvertierung der Patientendaten erfolgt über ein geeignetes Planungssystem die präprothetische virtuelle Implantatplanung.

Die bearbeiteten Bilddaten werden anschließend auf den Navigationsrechner übertragen. Die Schiene wird mit einem Referenzrahmen verbunden. Je nach System kann dieser Rahmen mit Leuchtdioden oder reflektierenden Markerkugeln ausgestattet sein. Es folgt die Referenzierung des Patienten und die Kalibrierung des Instrumentariums in oben beschriebener Weise.

Nach dem Plausibilitätstest kann mit der navigationsgestützten Implantatinsertion begonnen werden.

3 MATERIAL UND METHODEN

3.1 Studiendesign

In einer Phantomstudie wurden an 16 Unterkiefermodellen insgesamt 224 Implantatlagerbohrungen vorgenommen. Bei den Modellen handelte es sich um standardisierte anthropometrische zahnlose und atrophe Polyurethan-Unterkieferimitate (Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden, Abbildung 8).



Abbildung 8: Unterkiefermodell.

Die anatomischen Modelle wurden mit individuell angefertigten flexiblen Schleimhautmasken (Esthetic-Mask[®], Detax, Ettlingen), Mundböden (Optosil[®], Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) und einem Mandibularkanal mit einem Durchmesser von 2 mm ausgestattet. Die Modelle wurden auf einem Plexiglassockel reproduzierbar fixiert. Ein Polyurethan-Schädelimitat wurde hinzugefügt (Abbildung 9). Dieses war in einer mundeöffneten und mundgeschlossenen Position justierbar.

Die Referenzierung der einzelnen Modelle erfolgte punktbasiert non-invasiv. Zu diesem Zweck wurden 6 Referenzierungsmarker in definierten Positionen an dem Plexiglassockel fixiert (Abbildung 9).



Abbildung 9: Phantommodell.

Für das intraoperative Tracking der Modelle wurde am Plexiglassockel zusätzlich ein Referenzstern („Skull Reference Array“) angebracht.

Die Akquisition der Bilddaten erfolgte mit einem hochauflösenden Computertomographen (Somatom Sensation 16, Siemens AG, Erlangen).

Die einzelnen Modelle wurden im Spiral-CT Modus mit einer Schichtkollimation von 1 mm, einem Tischvorschub von 1,5 mm und einem Rekonstruktionsinkrement von 0,75 mm bei 120 kV Röhrenspannung und 100mAs tomographiert. Die Lagerung der Modelle im CT erfolgte durch parallele Ausrichtung der Okklusionsebene zur axialen Schnittebene, der Gantrywinkel betrug 0°. Die Bilddaten wurden als 512x512 Pixel Matrix mit einer Voxelgröße von 0,39 mm³ reformiert und auf einen Planungsrechner überführt.

Die Implantatlagerbohrungen wurden von zwei Ärzten vorgenommen, die sich hinsichtlich der Dauer ihrer chirurgischen Ausbildung und hinsichtlich der implantologischen Erfahrung deutlich unterschieden. Der „erfahrene“ Operateur hatte eine zwölfjährige Berufserfahrung auf dem Gebiet der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, der „unerfahrene“ Operateur hatte keinerlei Berufserfahrung.

Die Implantatlagerbohrungen wurden an insgesamt 16 Kiefermodellen durchgeführt. Eine Übersicht ist in Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: Übersicht Implantatlagerbohrungen.

Bohrung	Erfahrener Operateur		Unerfahrener	
	konvention	navigiert	konvention	navigiert
Anzahl	6*4 = 24	6*4 = 24	6*4 = 24	6*4 = 24
Anzahl	8*4 = 32	8*4 = 32	8*4 = 32	8*4 = 32
Anzahl je Gruppe	56	56	56	56
Anzahl gesamt	224			

Jeder Operateur unternahm an 8 Kiefermodellen jeweils 14 Implantatlagerbohrungen. Die Bohrungen wurden je zur Hälfte konventionell ohne Navigation und navigationsgestützt durchgeführt. Die 14 Bohrungen pro Kiefer teilten sich wiederum in 6 interforaminale und 4 distofoaminale Bohrungen auf der rechten und 4 distofoaminale Bohrungen auf der linken Seite auf.

3.2 Prothetisch-implantologische Planung

Die Planung der Ausrichtung der Implantatlager bezüglich ihrer Angulation wurde anhand des CT-Datensatzes vorgenommen. Dieser wurde zunächst konvertiert (PatXfer™, BrainLAB).

Als Planungsprogramm wurde die iPlan! 1.0 Cranial Software der Fa. BrainLAB verwendet (Abbildung 10).

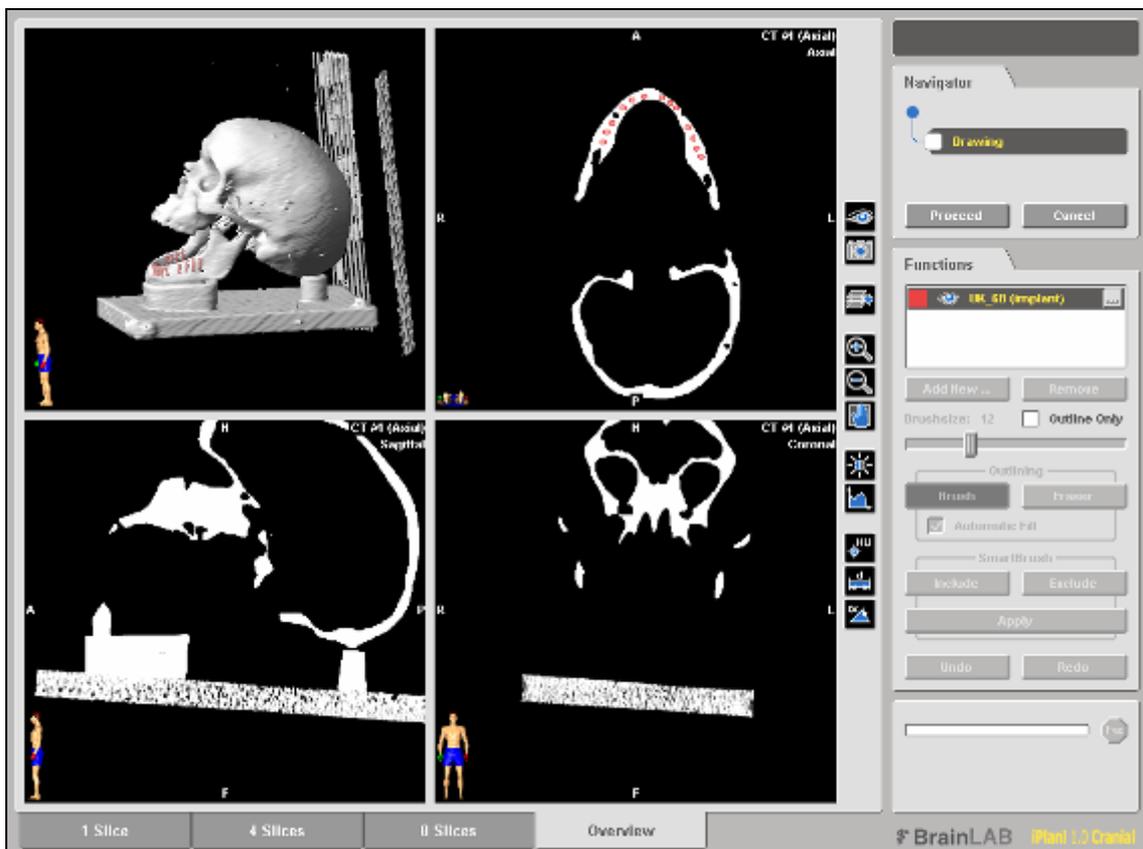


Abbildung 10: Planungsmodul.

Hierbei handelt es sich nicht um ein speziell für die Implantologie ausgerichtetes Planungssystem, sodass auf eine Übertragung der geplanten Positionen und Trajektorien auf die intraoperativen Situs verzichtet wurde.

Als Idealposition wurde ein orthogonal zur Okklusionsebene ohne Winkelabweichung in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung präpariertes Lager definiert.

Bezüglich der Länge der Bohrkanäle im Unterkieferseitenzahnbereich wurde ein Mindestabstand zum Mandibularkanal von 0,5 mm geplant. Die Position der Bohrungen wurde mithilfe einer konventionellen Bohrschablone ohne Bohrhülsen, die die Position der Bohrung auf dem Kieferkamm in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung definierte, vorgegeben.

3.3 Navigationssystem



Abbildung 11: Navigationssystem VectorVision Compact, BrainLAB.

Das VectorVision Compact Navigationssystem (VVC, BrainLAB AG, Heimstetten) mit der VectorVision Cranial 6.01 Software wurde für die intraoperative Navigation verwendet.

Dieses Navigationssystem basiert auf einer passiven infrarotlichtgestützten optoelektronischen Trackingtechnologie.

Zwei hochauflösende Infrarotlichtkameras (Polaris, NDI Northern Digital Incorporation, Ontario, Canada) sind von kreisrund angeordneten Infrarotlichtdioden umgeben, die das Operationsgebiet ausleuchten. Über reflektierende Markerkugeln, die an Patient und chirurgischem Instrumentarium angebracht sind, wird das Infrarotlicht reflektiert und von den Kameras detektiert. Über den Navigationsrechner werden die Informationen verarbeitet.

Auf einem Monitor werden die Bilddaten standardmäßig in 4 Quadranten in unterschiedlichen Dimensionen und Schichtebenen wiedergegeben. In der Grundeinstellung werden die Bildinformationen in axialer, coronarer und sagittaler Schichtung dargestellt. Im 4. Quadranten wird eine 3D-Rekonstruktion der Bilddaten projiziert. Fakultativ lassen sich verschiedene Einstellungen zur Darstellung der Dichtestrukturen und zur individuellen Formatierung der Bilddaten nutzen. Eine Betrachtung unterschiedlicher, anwählbarer Schichtebenen ist möglich.

Das System enthält zusätzliche Planungsmöglichkeiten. So lassen sich intraoperativ Distanzmessungen durchführen, Zielpunkte definieren und Trajektorien einzeichnen.

Die VectorVision Cranial Software besitzt zusätzlich ein Trajektorien navigationsmodul („Auto Pilot“, Abbildung 12).

Mit diesem Modul lassen sich die Bohrerpositionierung und Angulation nach vorheriger computergestützter Planung der Trajektorie kontrollieren. Die tatsächliche Position der Instrumentenspitze und der Instrumententrajektorie (Abbildung 12, grün) wird in Relation zum geplanten Zielpunkt (Abbildung 12, rot) dargestellt. Über eine konusartige 3D-Projektion und metrische Angaben in Bezug auf die Distanz- und Winkelabweichung sowie in Bezug auf die Nähe zum Zielpunkt (Abbildung 12, oben links) und akustische Signale wird die Instrumentenspitze zum Zielpunkt navigiert.

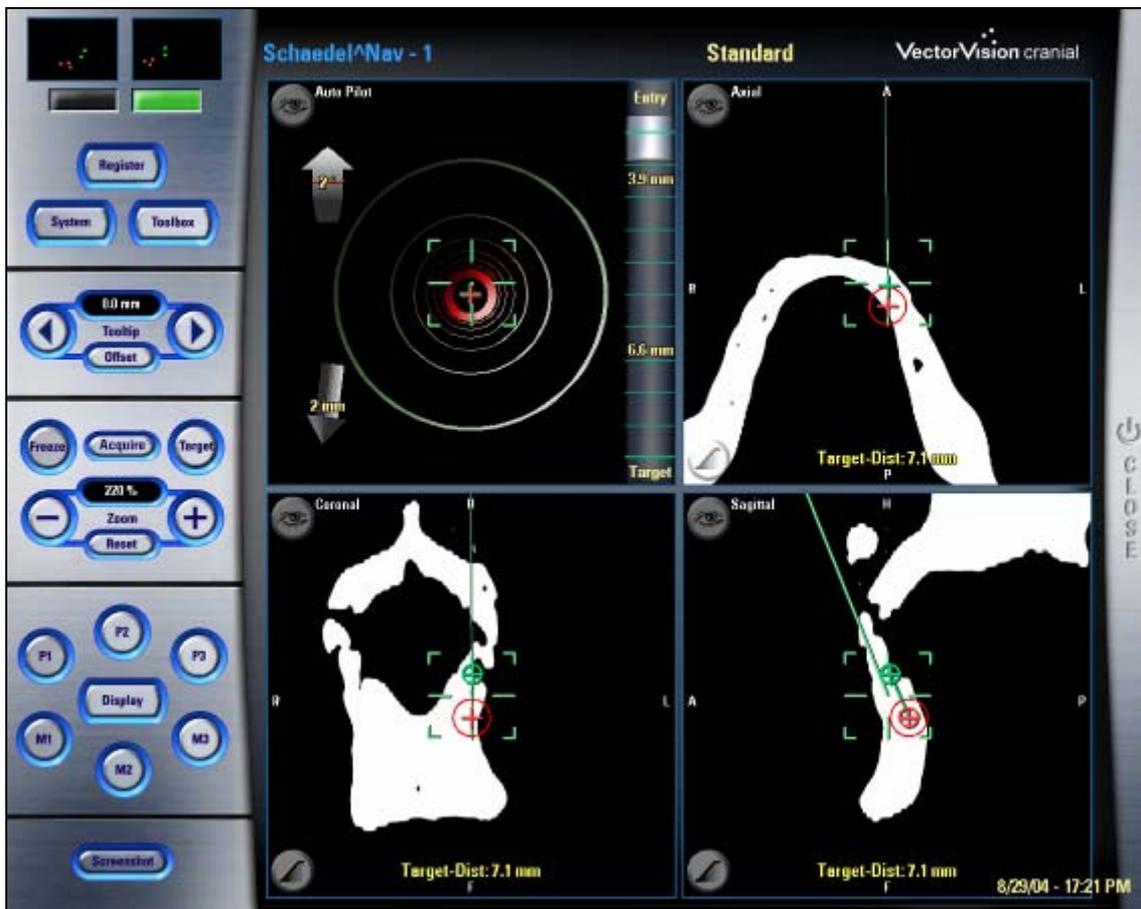


Abbildung 12: Zielkorridor-Modus.

Dieses Modul findet bislang hauptsächlich bei orthopädischen Indikationen (VectorVision Spine) zur Platzierung von Pedikelschrauben Verwendung, ist jedoch in der VectorVision Cranial Software integriert. Es ist nicht speziell für den dental-implantologischen Markt entwickelt worden. Auf die Verwendung dieses Moduls bei den Implantatlagerbohrungen wurde daher verzichtet.

3.4 Operatives Vorgehen

Zunächst erfolgte die Fixierung eines Referenzsterns mit drei definiert angeordneten reflektierenden Markerkugeln am Plexiglassockel zum Tracking des Phantommodells (Abbildung 13). Die Referenzierung erfolgte markerbasiert anhand der an unterschiedlichen Orten des Plexiglassockels angebrachten 6 Referenzmarker.

Nach der Referenzierung wurde die Genauigkeit anhand von mit dem Pointer angefahrenen anatomischen Landmarken und Prüfung der Plausibilität der Bilddaten mit den anatomischen Landmarken kontrolliert (Abbildung 13).

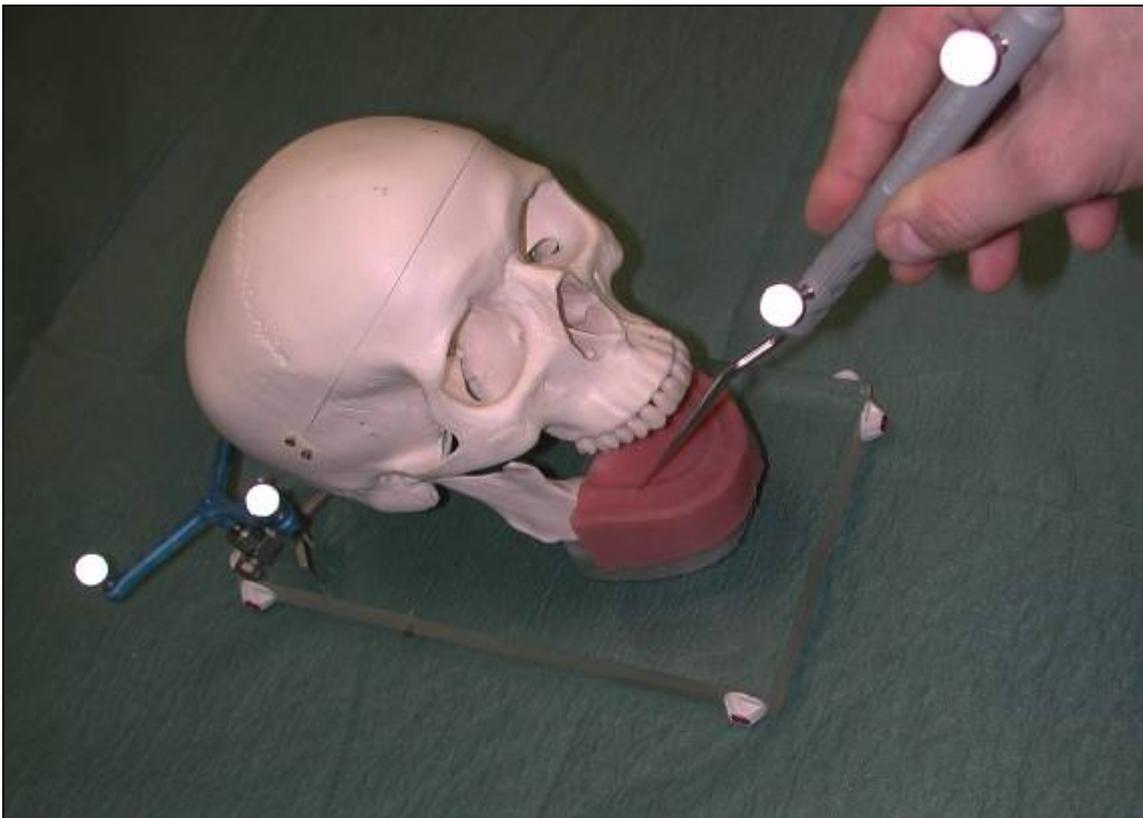


Abbildung 13: Plausibilitätstest.

Auf ein realitätsnahes Vorgehen bei der Simulation des klinischen Ablaufs wurde geachtet.

Die Position der Implantatbohrung wurde mittels einer konventionellen Bohrschablone ohne Führungshülsen durch ankörnende Bohrung mit einem Rosenbohrer durch die Schleimhautmaske hindurch markiert. Dieses Vorgehen wurde bei den konventionellen und bei den navigationsgeführten Bohrungen angewandt.

Nach der Inzision der Schleimhautmaske wurde der artifizielle Kieferkamm durch bukkale Aufklappung exponiert (Abbildung 14).

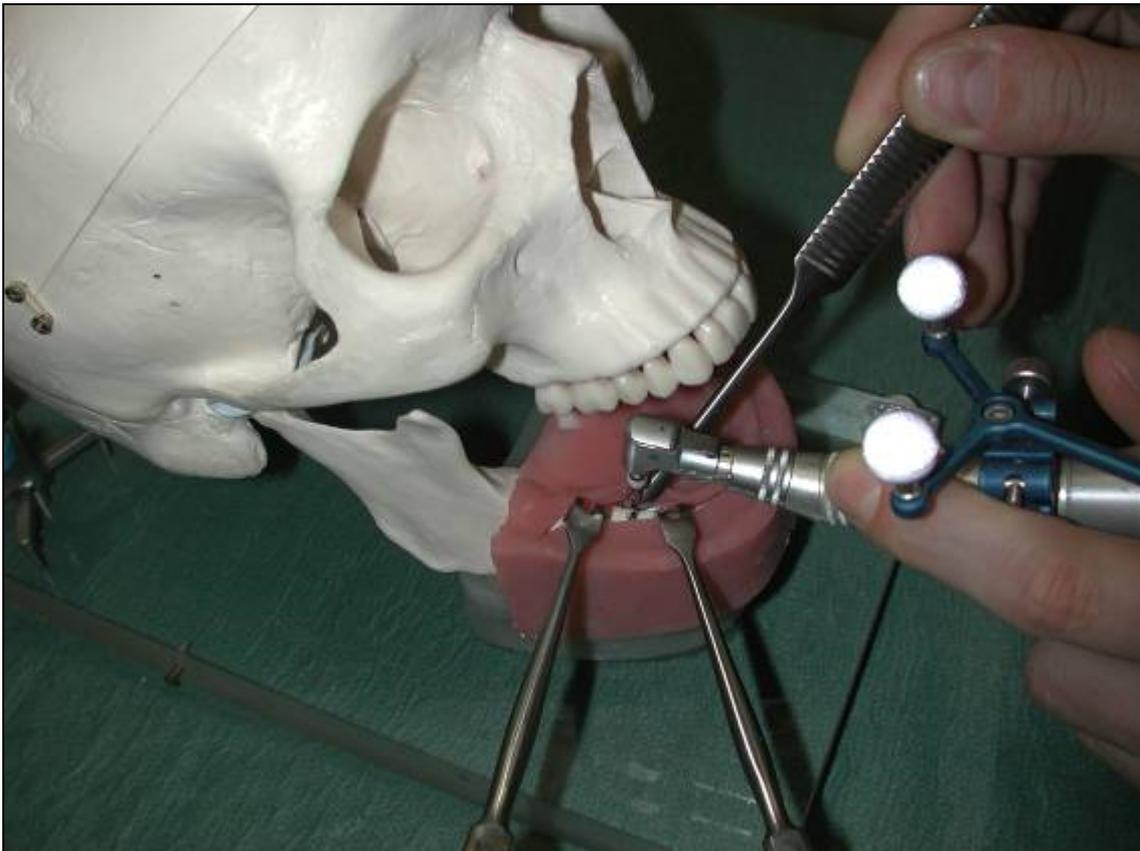


Abbildung 14: Intraoperatives Setting.

Die Implantatbohrungen wurden mit einem konventionellen zahnärztlichen Winkelstück und einem Implantat-Pilotbohrer von 1,7 mm Durchmesser vorgenommen. Die Implementierung und Kalibrierung des zahnärztlichen Winkelstücks in die Navigationsumgebung wurde mithilfe eines Sternadapters und einer Instrumenten-Kalibrierungsmatrix (ICM 4, BrainLAB) vorgenommen.

In Abbildung 15 ist eine Bildschirmkopie des Navigationsmonitors zum Zeitpunkt einer navigationsgeführten Bohrung dargestellt. Zu sehen ist die multiplanare Rekonstruktion der Bilddaten in axialer, coronarer und sagittaler Schichtung, sowie in der 3D-Rekonstruktion.

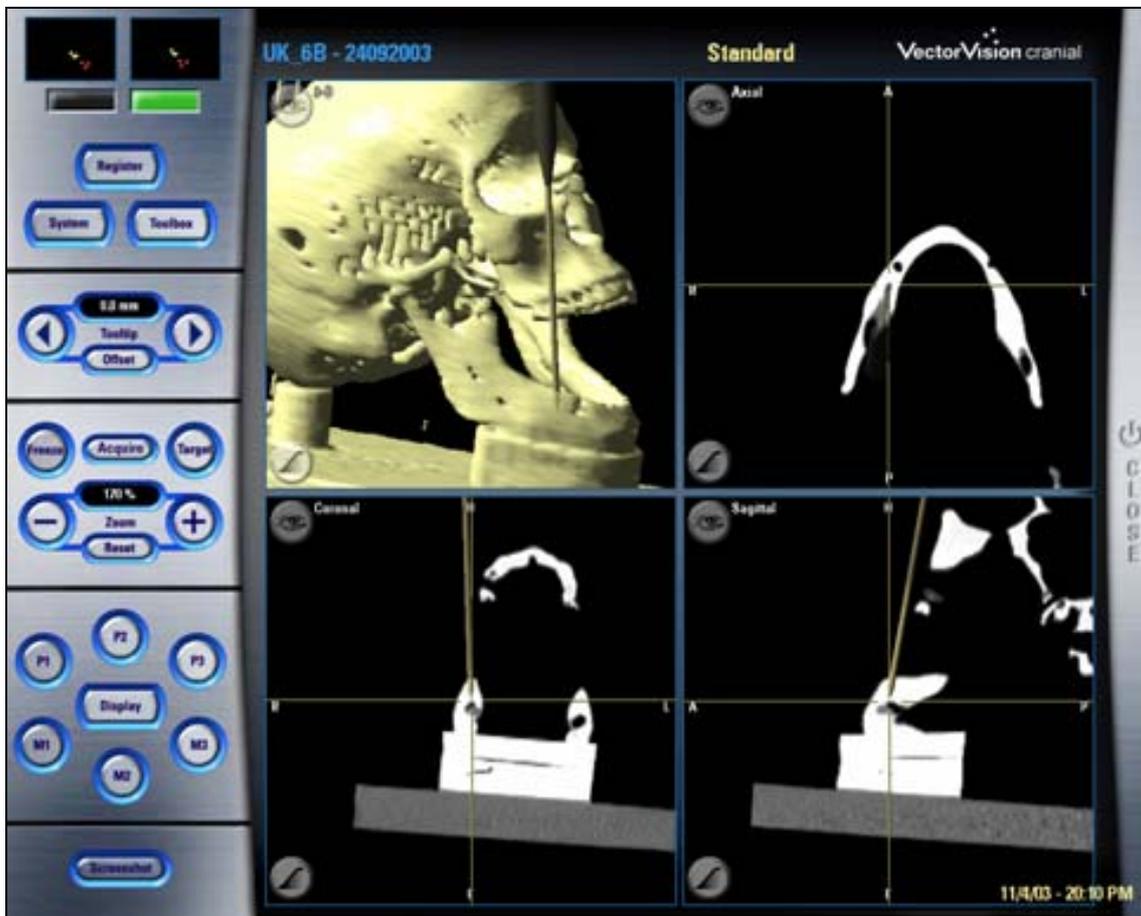


Abbildung 15: Bildschirmkopie des Navigationsmonitors.

Die Lage und der Verlauf des Mandibularkanals können beurteilt werden.

3.5 Bilddatengestützte Auswertung

Postoperativ wurden bei gleicher Lagerung der Modelle und identischem Protokoll erneut computertomographische Schichtbilder von den Modellen erzeugt.

Die axialen Schichtbilddaten wurden im DICOM-Format auf einen Planungsrechner überführt und unter Verwendung eines speziellen Softwareprogramms, das für die dental-implantologische Planung entwickelt wurde (CoDiagnostiX 4.3, IVS Solutions AG, Chemnitz), ausgewertet.

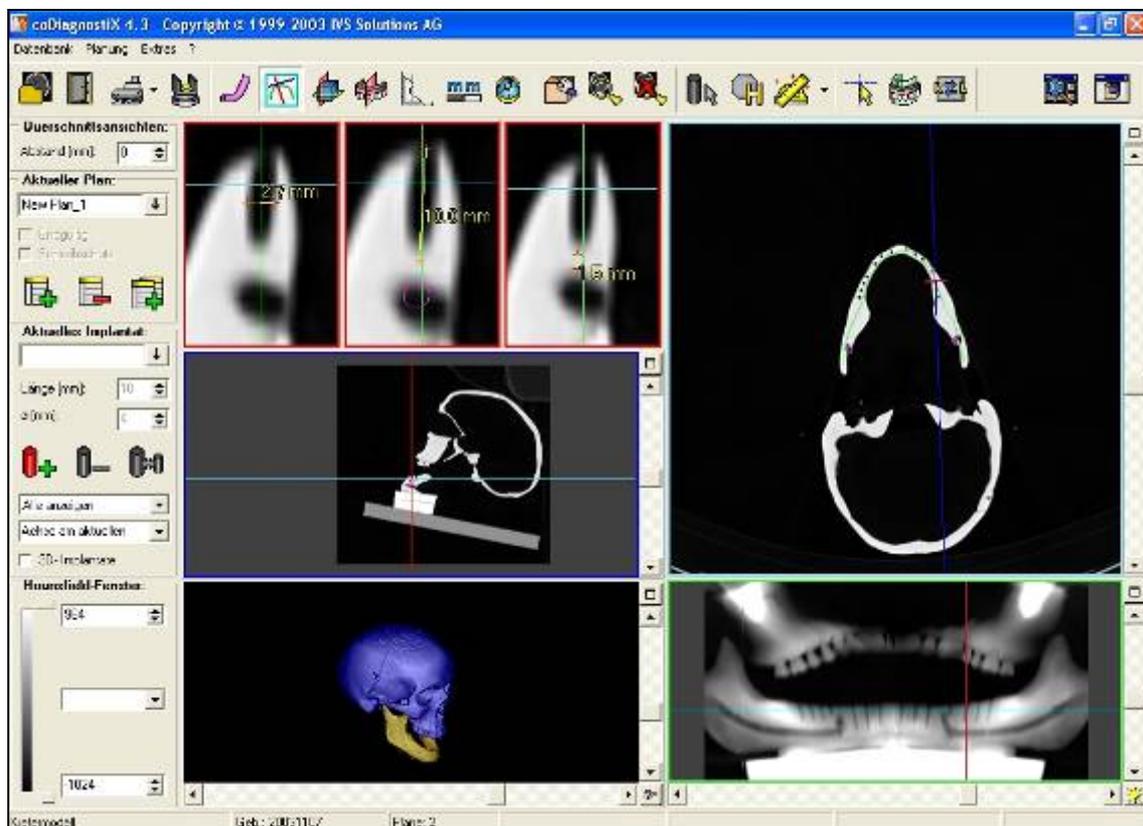


Abbildung 16: Rechnergestützte Auswertung.

Anhand des Programms war eine Auswertung von Distanzen und Winkeln an zwei- und dreidimensionalen Darstellungen der Kiefermodelle möglich.

Auf der Basis der Bilddaten wurde zunächst die Okklusionsebene definiert. Anschließend wurde eine Linie, die dem Kieferkamm folgt (Panoramakurve, Abbildung 16 oben rechts) für jedes Modell definiert.

Der Abstand der Bohrungen zum Mandibularkanal wurde durch Distanzmessungen ermittelt. Zur Verbesserung der Darstellungsqualität wurde der Mandibularkanal zuvor semiautomatisch segmentiert.

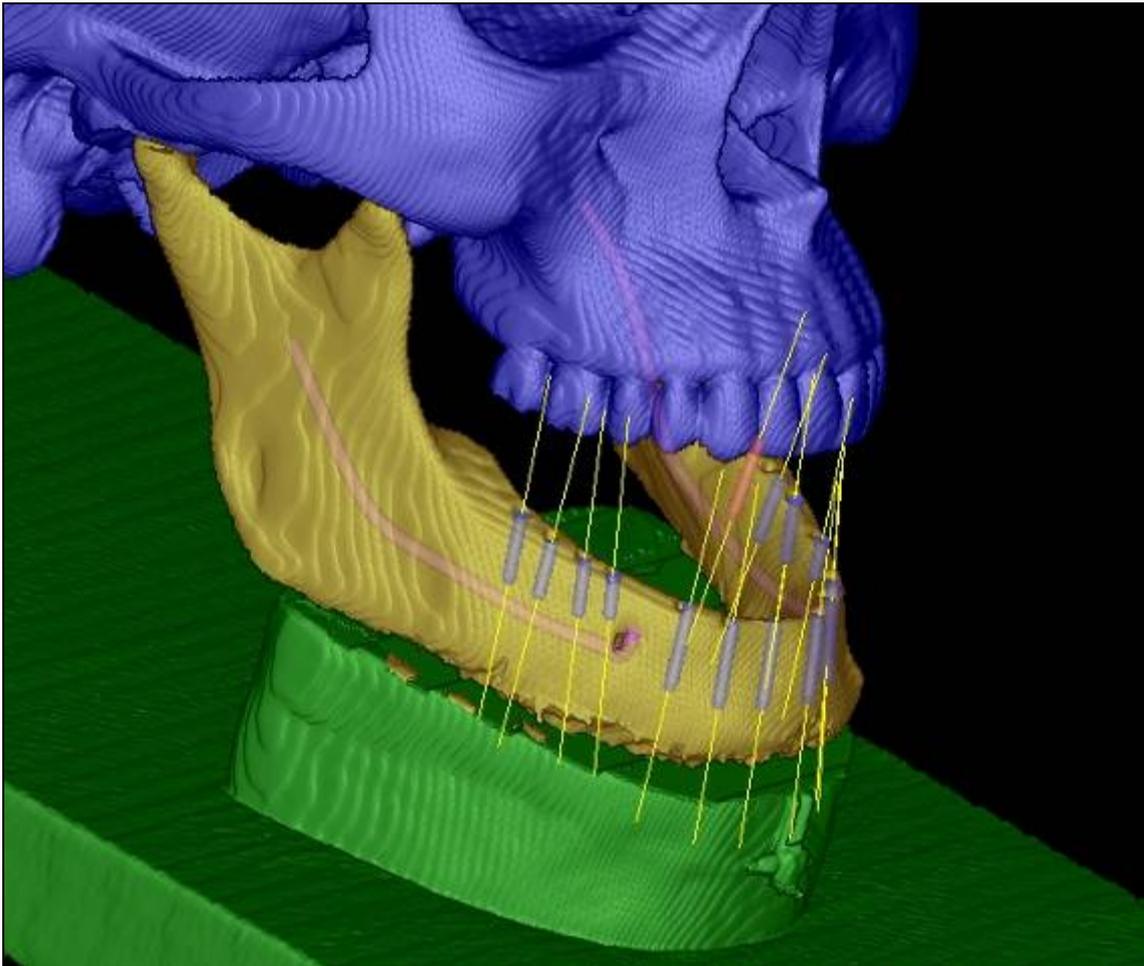


Abbildung 17: Winkelabweichungen.

Anhand der Panoramakurve ließen sich eine orthogonale oro-vestibuläre und eine tangentielle mesio-distale Ebene definieren. Durch diese Ebenen wurden die Winkelabweichungen zur Okklusionsebene in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung bestimmt (Abbildung 17).

Weitere Auswertungskriterien betrafen den Ausschluss bzw. Nachweis einer Perforation der lingualen oder bukkalen Kortikalis, sowie des Dachs des Mandibularkanals.

3.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit JMP 5.0 (SAS Institute Incorporation, USA) als mehrfaktorielle Varianzanalyse mit den Variablen Operateur („erfahren“ vs. „unerfahren“) und Methode („navigiert“ vs. „konventionell“).

Dabei wurden die Zielwerte als 0° Abweichung in mesio-distaler und oro-vestibulärer Richtung in Bezug auf die Okklusionsebene und als 0 mm Differenz zwischen geplantem und erreichtem Abstand zum Mandibularkanal definiert.

3.7 Methodenkritik

Methodische Mängel betrafen vor allem die Abhängigkeit der Präzision der Bohrungen vom Operateur. Verzerrungen der Ergebnisse hinsichtlich eines gerichteten Fehlers waren möglich, wären allerdings interindividuell in unterschiedlichem Ausmaß zu erwarten gewesen. Aufgrund des gewählten Studienaufbaus war es nicht möglich, die Gruppen zu randomisieren oder eine Verblindung der Operateure durchzuführen.

Fehler, die bei der CT-Daten gestützten Auswertung aufgrund von Ungenauigkeiten entstanden, betrafen systematisch sämtliche nachfolgend dargestellten Ergebnisse und waren daher von untergeordneter Relevanz.

Eine Verblindung bei der bilddatengestützten Auswertung der Ergebnisse war nicht erforderlich, da die visuellen Abstands- und Winkelmessungen im Rahmen der Auswertung unabhängig vom Untersucher gleichermaßen erfolgten.

4 ERGEBNISSE

4.1 Interindividueller Vergleich

Unterschiede zwischen den Operateuren waren in allen Gruppen trotz der im Folgenden beschriebenen Tendenzen ohne statistische Signifikanz.

Nachfolgend wird für den erfahrenen Operateur die Abkürzung „EO“ und für den unerfahrenen Operateur die Abkürzung „UO“ verwendet.

4.2 Werteverteilung

Die Werte hinsichtlich des Abstands zum Mandibularkanal und hinsichtlich der Winkelabweichung in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung waren normalverteilt.

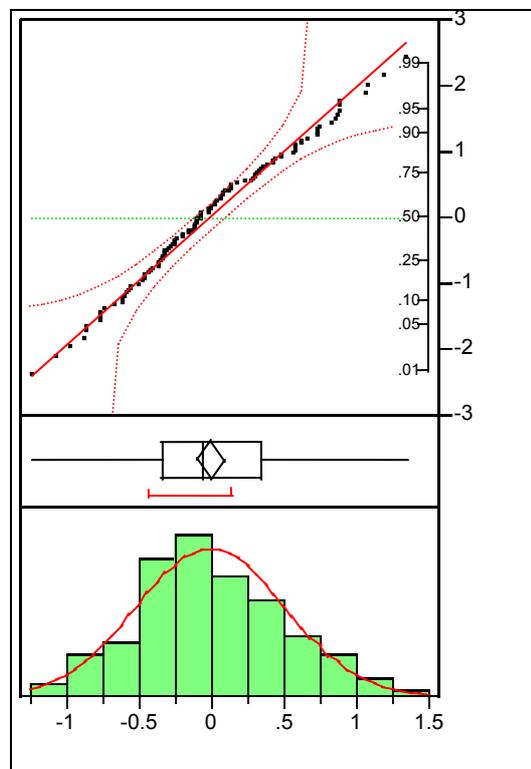


Abbildung 18: Werteverteilung "Abstand zum Mandibularkanal".

Die Histogramme („Normal Quantile Plots“) der Häufigkeitsverteilungen der Messwerte sind in den Abbildungen 18 und 19 dargestellt.

Die Messwerte der Winkelabweichungen waren nach Datenkonvertierung ($\sqrt{\text{Winkel}}$) trotz Abweichungen von der diagonal verlaufenden Geraden, die den Idealfall einer normalverteilten Variablen darstellt, für die Durchführung des t-Tests hinreichend normalverteilt.

Die Verteilung der Messwerte der Abstände zum Mandibularkanal (Abbildung 18) und der Winkelabweichungen in oro-vestibulärer Richtung (Abbildung 19 links) waren eingipflig und symmetrisch.

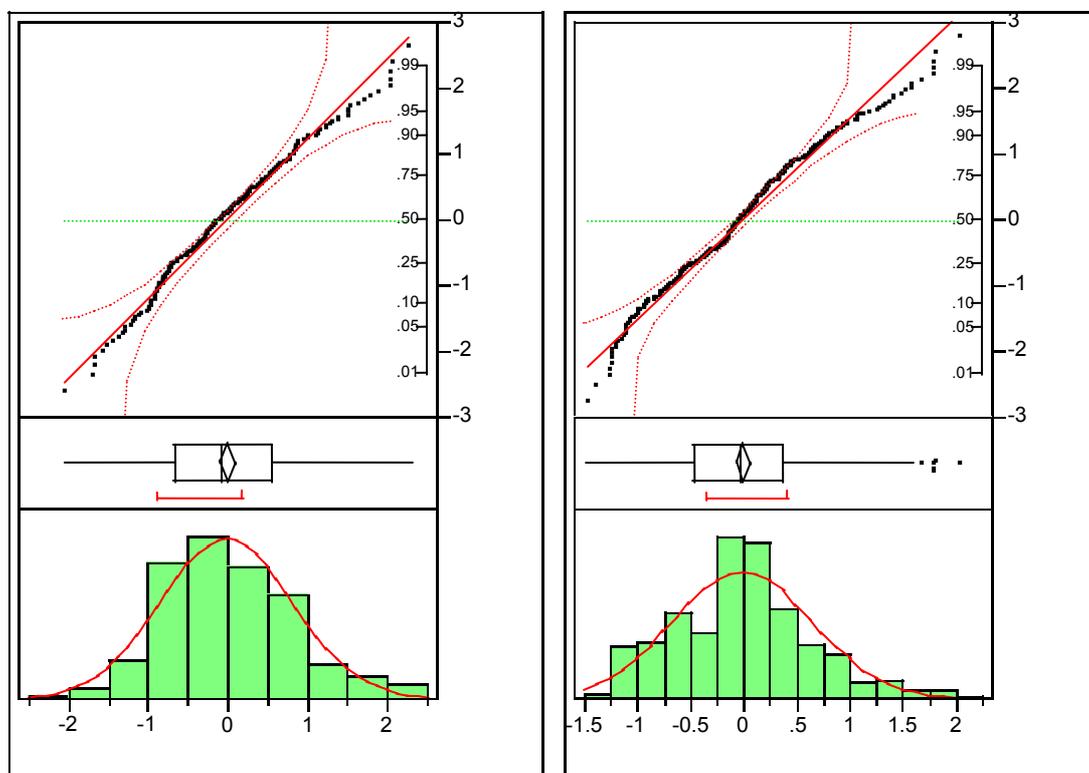


Abbildung 19: Werteverteilung "Winkelabweichung". Links: o-v, rechts: m-d.

Die Verteilung der Messwerte der Winkelabweichungen in mesio-distaler Richtung (Abbildung 19 rechts) war zweigipflig, jedoch symmetrisch, weshalb die Verteilung als normal angesehen wurde. Die Höhe der Säulen in den Histogrammen entspricht der Häufigkeit der Messwerte. Die Intervalle sind als Standardabweichungen von den Mittelwerten angegeben.

4.3 Abstand zum Mandibularkanal

Der mittlere Abstand zum Mandibularkanal betrug in der Gruppe der konventionellen Bohrungen des erfahrenen Operateurs $1,05 \pm 0,59$ mm (Streuung 0,2 – 2,1 mm). Bei den navigierten Bohrungen betrug der mittlere Abstand zum Mandibularkanal $0,77 \pm 0,50$ mm (Streuung 0,1 – 1,8 mm). Dieser Unterschied war statistisch nicht signifikant ($p = 0,184$).

In der Gruppe der konventionellen Bohrungen des unerfahrenen Operateurs betrug der mittlere Abstand zum Dach des Mandibularkanal $1,21 \pm 0,67$ mm (Streuung 0,1 – 2,3 mm). Bei den navigierten Bohrungen wurde ein mittlerer Abstand von $0,68 \pm 0,44$ mm (Streuung 0,2 – 1,8 mm) beobachtet.

Tabelle 2: Übersicht Zielpunktabweichung.

	<i>Erfahrener Operateur (EO)</i>		<i>Unerfahrener Operateur (UO)</i>	
	konv	nav	konv	nav
MW \pm SD (mm)	$1,05 \pm 0,59$	$0,77 \pm 0,50$	$1,21 \pm 0,67$	$0,68 \pm 0,44$
MIN (mm)	0,2	0,1	0,1	0,2
MAX (mm)	2,1	1,8	2,3	1,8
p (konv vs. nav)	0,184		0,02*	
p (EO konv vs. UO konv)			0,453	
p (EO nav vs. UO nav)			0,484	

Der Unterschied zwischen den Gruppen der konventionellen und der navigationsgestützten Bohrungen war hinsichtlich des unerfahrenen Operateurs statistisch signifikant ($p = 0,02$).

Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 zusammenfassend dargestellt.

Die Unterschiede in den Messwerten zwischen den Operateuren waren ohne statistische Signifikanz, sodass sich die Ergebnisse weiterhin zusammenfassen ließen. Ohne Berücksichtigung der Unterschiede zwischen

den Operateuren wurde eine mittlere Zielpunktabweichung bei den konventionellen Bohrungen von $1,1 \pm 0,6$ mm (Streuung 0,1 - 2,3 mm) beobachtet. Für die navigierten Bohrungen ergab sich hierbei eine mittlere Zielpunktabweichung von $0,7 \pm 0,5$ mm (Streuung 0,1 - 1,8 mm). Diese Unterschiede waren statistisch nicht signifikant.

Es wurden bei beiden Operateuren keinerlei Lernkurven des in Abbildung 20 in chronologischer Reihenfolge von Unterkiefer 1 bis Unterkiefer 4 dargestellten Versuchsablaufs beobachtet. Ebenso wurden keinerlei Unterschiede in Bezug auf unterschiedliche Regionen, an denen die Bohrungen stattfanden, gefunden.

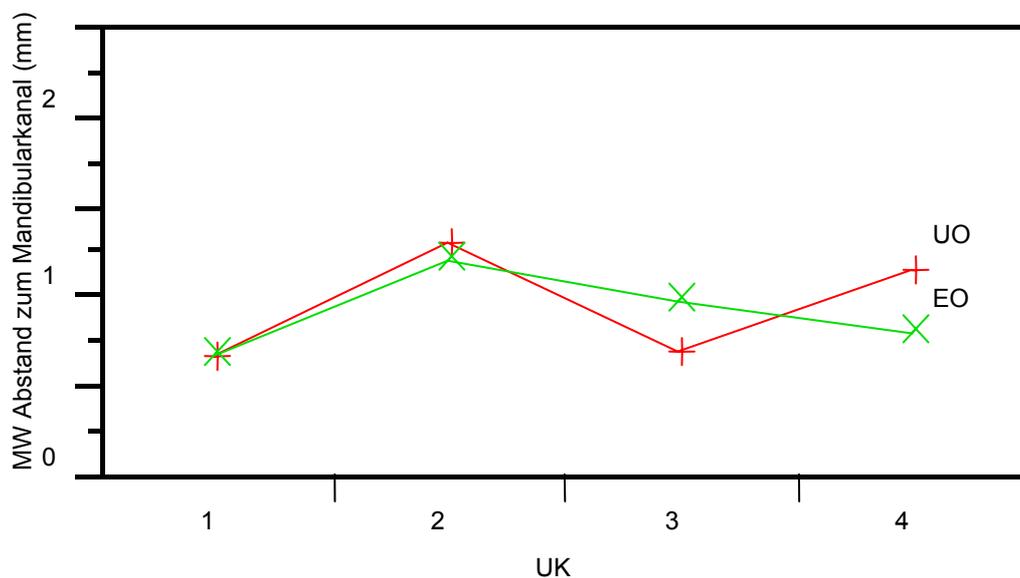


Abbildung 20: Abstand zum Mandibularkanal nach Modell.

Bei der Betrachtung der Mittelwerte ohne Unterscheidung der Operateure ließ sich feststellen, dass die Messwerte der navigierten Bohrungen bei den einzelnen Unterkiefern stets unterhalb der Messwerte der konventionellen Bohrungen lagen. Diese Unterschiede waren statistisch jedoch nicht signifikant.

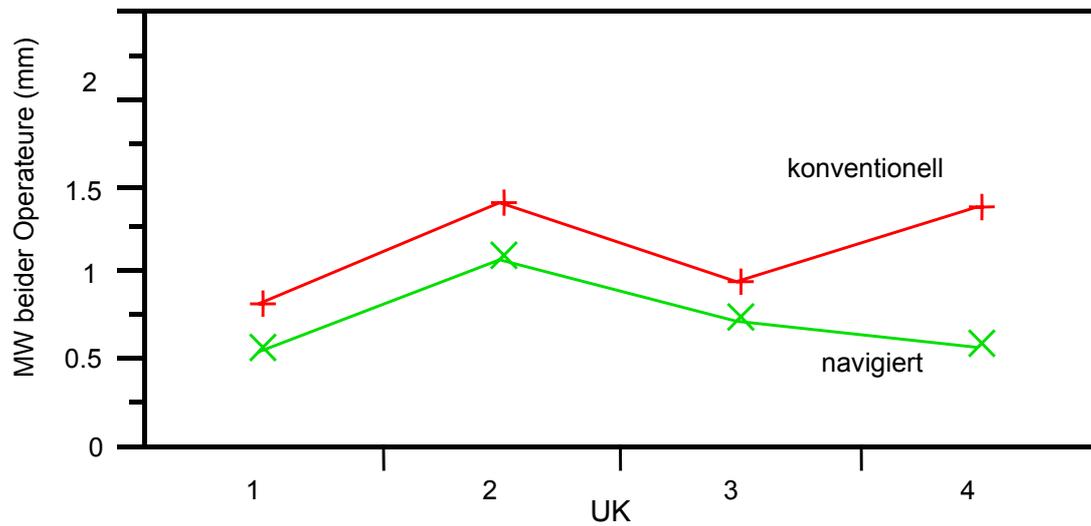


Abbildung 21: Abstand zum Mandibularkanal unabhängig vom Operateur.

4.4 Oro-vestibuläre und mesio-distale Winkelabweichung

Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Winkelabweichungen in oro-vestibulärer und mesio-distaler Ebene bestanden nicht.

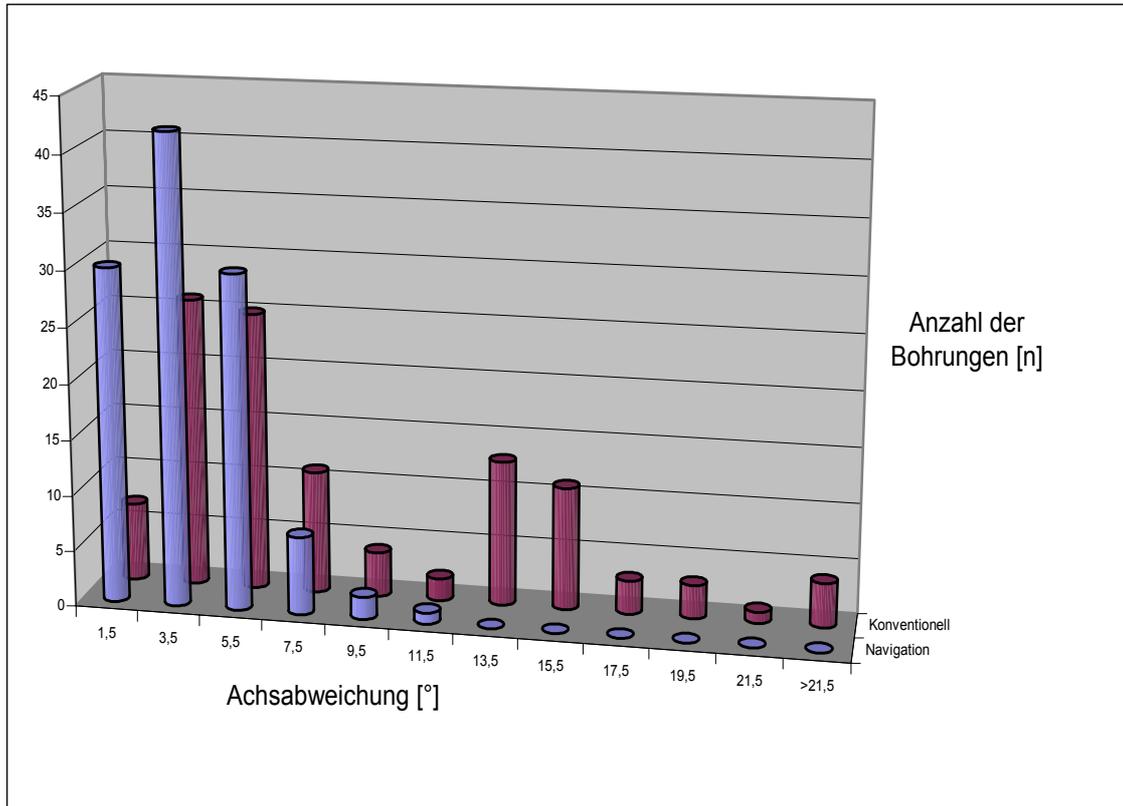


Abbildung 22: Achsabweichungen (Absolutwerte unabh. von Operateur und Angulation).

Die mittlere Abweichung der konventionellen Bohrungen in oro-vestibulärer Richtung von der definierten Zielachse betrug $7,69^\circ \pm 5,24^\circ$ (Streuung $0,1^\circ - 21,7^\circ$) in der Gruppe des erfahrenen Operateurs und $8,13^\circ \pm 6,55^\circ$ (Streuung $1,2^\circ - 25,3^\circ$) in der Gruppe des unerfahrenen Operateurs (Abbildung 23 links).

Bei den navigierten Bohrungen wurde eine mittlere Achsabweichung von der Zieltrajektorie in oro-vestibulärer Richtung von $2,66^\circ \pm 1,95^\circ$ (Streuung $0,2^\circ - 9^\circ$) bei dem erfahrenen Operateur und von $3,85^\circ \pm 2,31^\circ$ (Streuung $0,4 - 11,5^\circ$) bei dem unerfahrenen Operateur gefunden.

Die mittlere Abweichung der konventionellen Bohrungen des erfahrenen Operateurs von der definierten Zielachse in mesio-distaler Richtung betrug $7,42^\circ \pm 4,02^\circ$ (Streuung $1,2^\circ - 17,5^\circ$) und $8,02^\circ \pm 5,58^\circ$ (Streuung $1,3^\circ - 21,7^\circ$) für den unerfahrenen Operateur (Abbildung 23 rechts).

Die mittlere Abweichung der navigationsgestützten Bohrungen des erfahrenen Operateurs von der definierten Zielachse in mesio-distaler Richtung betrug $2,56^\circ \pm 2,15^\circ$ (Streuung $0,2^\circ - 11,3^\circ$) und $2,33^\circ \pm 1,50^\circ$ (Streuung $0,1^\circ - 5,3^\circ$) bei dem unerfahrenen Operateur.

Die Unterschiede zwischen den Operateuren waren statistisch nicht signifikant.

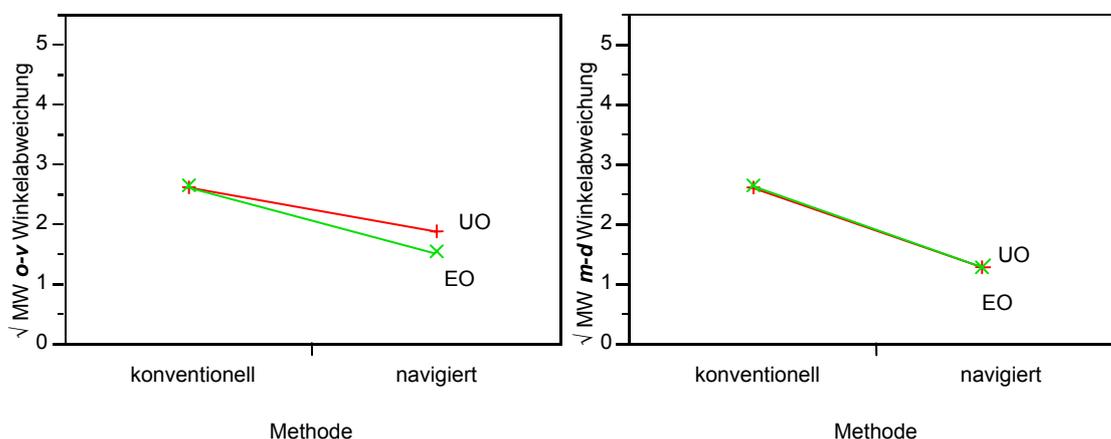


Abbildung 23: Winkelabweichung nach Operateur.

Die Unterschiede zwischen den Gruppen der konventionellen Bohrungen gegenüber den navigationsgestützten Bohrungen waren bezüglich der Achsabweichung in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung statistisch gleichermaßen signifikant ($p < 0,01$).

Ohne Berücksichtigung der Richtung der Winkelabweichung und ohne Unterscheidung nach Operateur ergab sich eine mittlere Winkelabweichung für die konventionellen Bohrungen von $11,2^\circ \pm 5,6^\circ$ (Streuung $4,1^\circ - 25,3^\circ$) und für die navigationsgestützten Bohrungen von $4,2^\circ \pm 1,8^\circ$ (Streuung $2,3^\circ - 11,5^\circ$). Dieser Unterschied war statistisch signifikant ($p < 0,01$).

Bei der Betrachtung der Mittelwerte ohne Unterscheidung der Operateure ließ sich feststellen, dass die Messwerte der navigierten Bohrungen bei den einzelnen Unterkiefern stets unterhalb der Messwerte der konventionellen Bohrungen lagen. Diese Unterschiede waren für die Winkelabweichungen in mesio-distaler Richtung (Abbildung 24) und in oro-vestibulärer Richtung (Abbildung 25) statistisch signifikant.

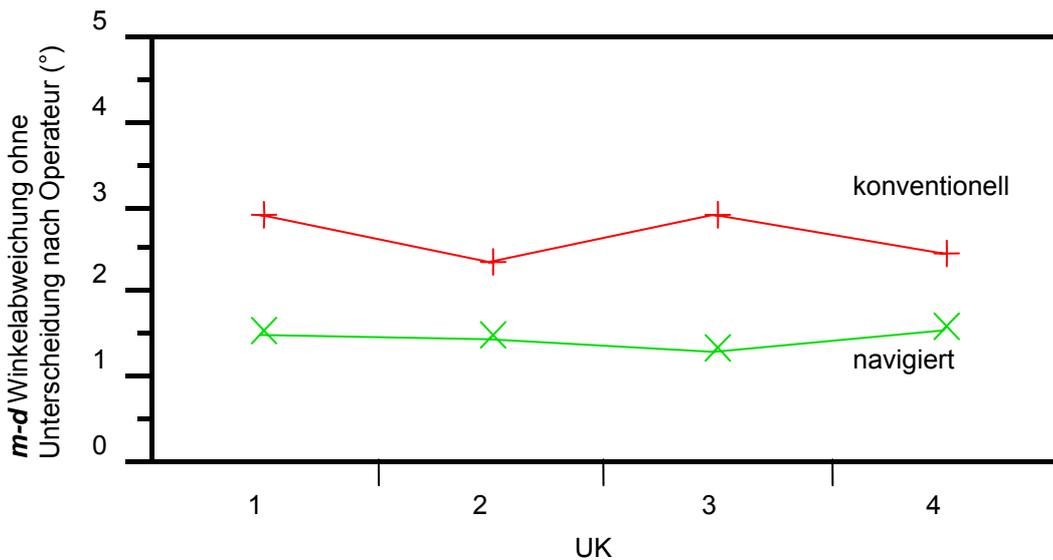


Abbildung 24: Winkelabweichung (m-d) nach Kiefermodell.

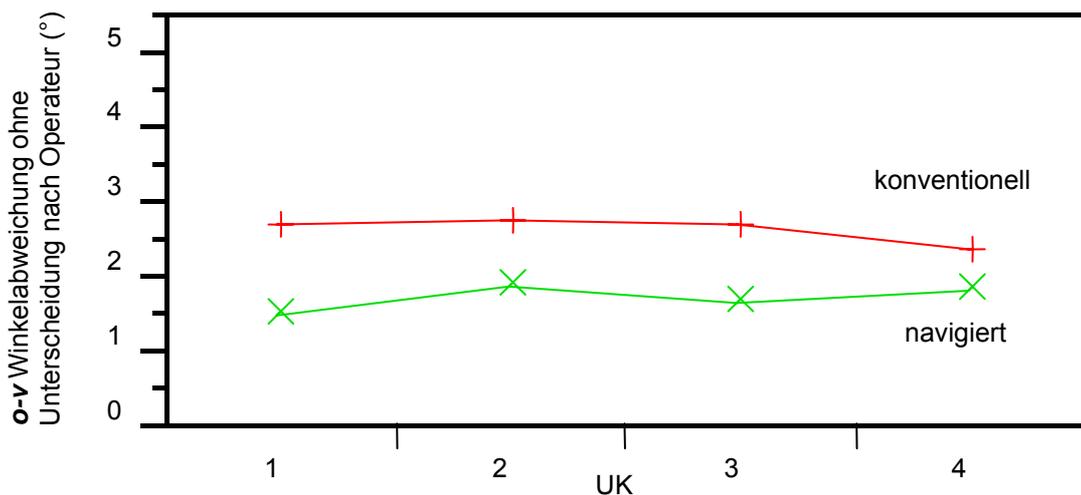


Abbildung 25: Winkelabweichung (o-v) nach Kiefermodell.

Es wurden bei beiden Operateuren wiederum keinerlei Lernkurven des in Abbildung 26 in chronologischer Reihenfolge von Unterkiefer 1 bis Unterkiefer 4 dargestellten Versuchsablaufs beobachtet. Ebenso gab es keinerlei Unterschiede in Bezug auf die unterschiedlichen Regionen, an denen die Bohrungen stattfanden.

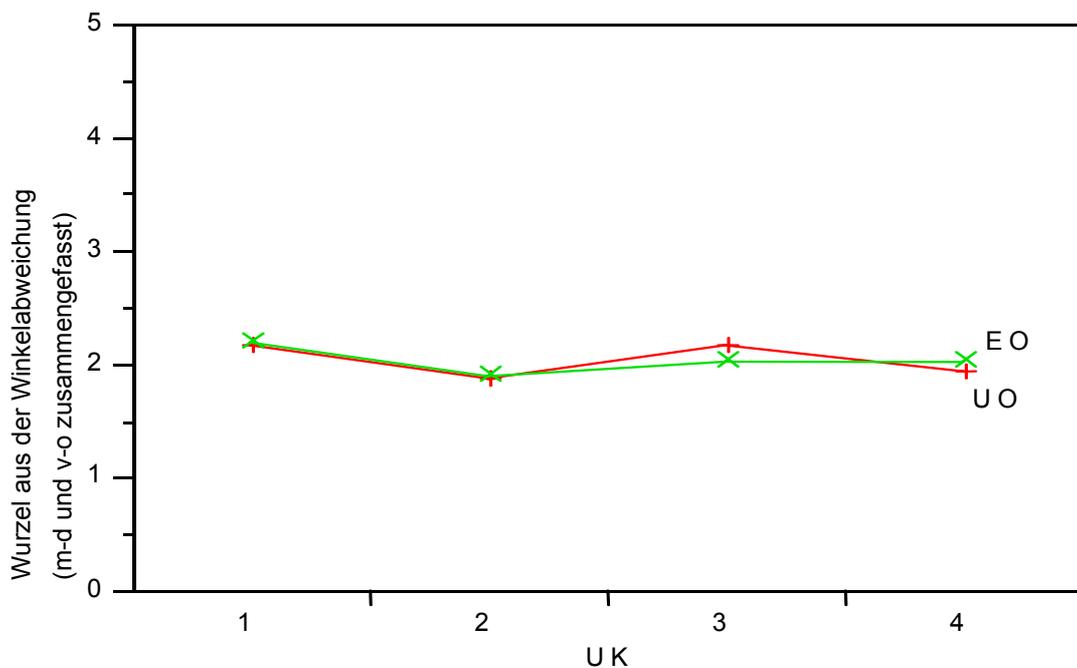


Abbildung 26: Winkelabweichung nach Operateur und Modell.

4.5 Perforationen

Insgesamt wurden 3 Perforationen des Dachs des Mandibularkanals bei den konventionellen gegenüber keinerlei Perforationen bei den navigationsgestützten Bohrungen beobachtet. Die Perforationen traten in der Gruppe des unerfahrenen Operateurs auf.

Weiterhin wurden 7 linguale kortikale Perforationen bei den konventionellen gegenüber keinerlei Perforationen bei den navigationsgestützten Bohrungen gesehen. Die Perforationen traten zu 3/7 in der Gruppe des erfahrenen und zu 4/7 in der Gruppe des unerfahrenen Operateurs auf.

4.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

- (1) Bei den 224 Bohrungen wurden keine statistisch signifikanten inter-individuellen Unterschiede beobachtet.
- (2) Die Unterschiede zwischen der Winkelabweichung in oro-vestibulärer Richtung und in mesio-distaler Richtung waren statistisch nicht signifikant.
- (3) Die mittlere Abweichung der konventionellen Bohrungen ($n = 112$) in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung betrug $11.2^\circ \pm 5.6^\circ$ (Streuung $4.1^\circ - 25.3^\circ$). Die mittlere Abweichung der navigationsgestützten Bohrungen ($n = 112$) betrug $4.2^\circ \pm 1.8^\circ$ (Streuung $2.3^\circ - 11.5^\circ$). Die Unterschiede zwischen den Methoden bezüglich der Angulation waren statistisch signifikant ($p < 0,01$).
- (4) Die mittlere Distanz zum Mandibularkanal betrug $1,1 \pm 0,6$ mm (Streuung $0,1 - 2,3$ mm) für die konventionellen Bohrungen und $0,7 \pm 0,5$ mm (Streuung $0,1 - 1,8$ mm) für die navigationsgestützten Bohrungen. Die Unterschiede zwischen den Methoden bezüglich der Distanzabweichung waren statistisch nicht signifikant.
- (5) Es wurden keine Lernkurven beobachtet.
- (6) Allein in der Gruppe der konventionellen Bohrungen des unerfahrenen Operators wurden Perforationen des Dachs des Mandibularkanals ($n = 3$) beobachtet.
- (7) Linguale kortikale Perforationen ($n = 7$) traten bei beiden Operateuren auf, wiederum allein bei den konventionellen Bohrungen. Die Perforationen traten zu $3/7$ in der Gruppe des erfahrenen und zu $4/7$ in der Gruppe des unerfahrenen Operators auf.

5 DISKUSSION

5.1 Fehlerquellen in der navigationsgestützten Implantologie

Die Präzision medizinischer Navigation ist abhängig von dem Gesamtfehler des Systems. Dieser resultiert aus der Summe zahlreicher einzelner Fehlerquellen, die unterschiedlichen Systemkomponenten zugeordnet werden.⁶⁰

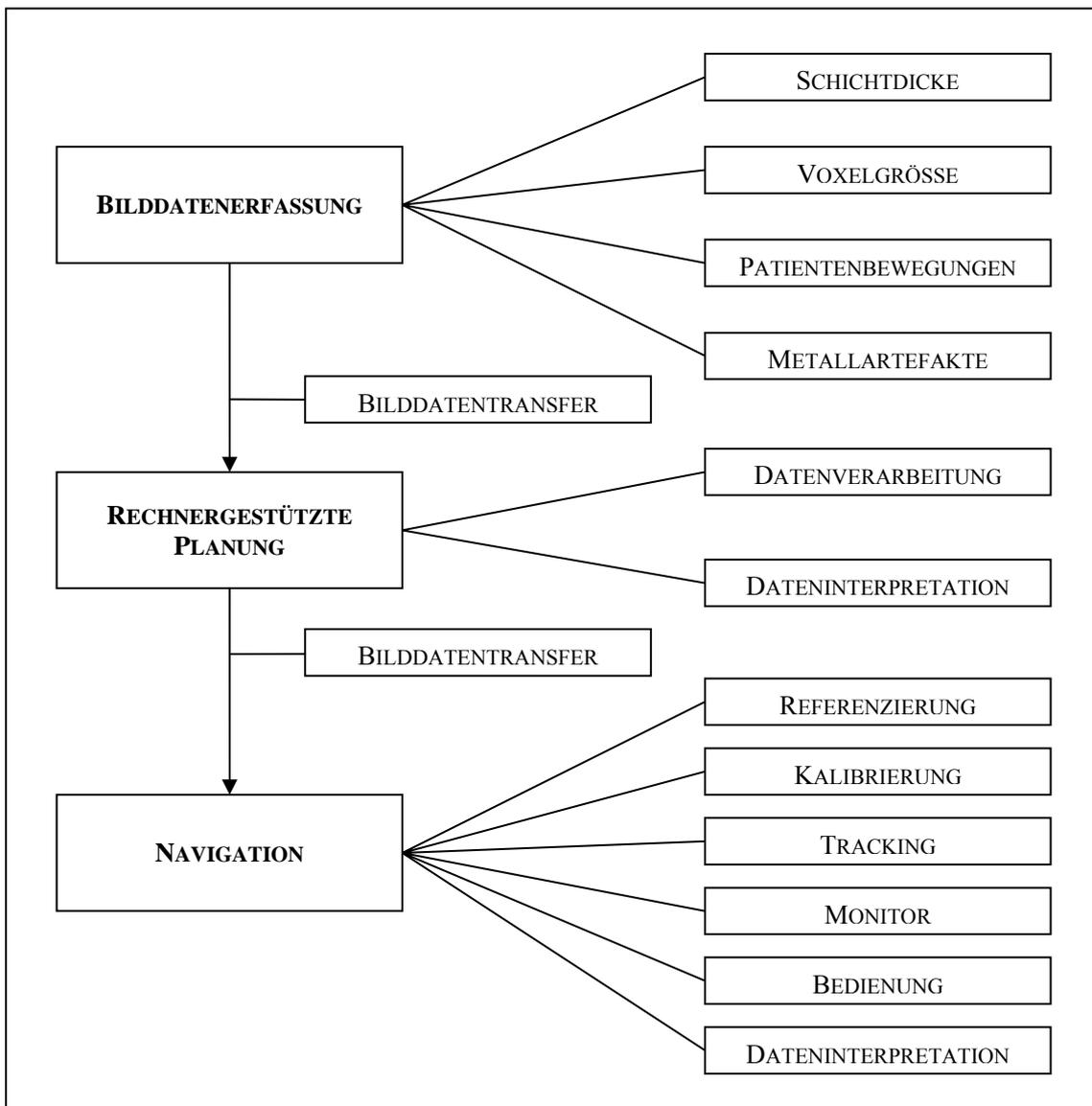


Abbildung 27: Fehlerquellen der navigationsgestützten Implantologie.

Die Komponenten des Systems lassen sich in die Bereiche der Bilddatenerfassung, der rechnergestützten Operationsplanung und der

intraoperativen Navigation unterteilen. Eine Übersicht über die Einflussgrößen gibt Abbildung 27.

5.1.1 Bilddatenerfassung

Als bildgebende Verfahren werden in der navigationsgestützten Implantologie derzeit ausschließlich die Computertomographie und die digitale Volumetomographie verwendet.

Die räumliche Auflösung der Bilddaten trägt wesentlich zur Präzision der computergestützten prothetisch-implantologischen Planung und zur Präzision der Registrierungs- und Trackingabläufe und damit zur Genauigkeit des Navigationsergebnisses bei.¹³⁴

Für eine hohe räumliche Auflösung ist die Schichtdicke des Bilddatensatzes entscheidend. Mit in computertomographischen Spiraldatensätzen berechneten Schichtdicken von üblicherweise 1 mm lassen sich bei der computergestützten Vermessung von CT-Daten Abweichungen nur im Submillimeterbereich feststellen.^{40, 59}

Hassfeld ermittelt eine metrische Genauigkeit solcher Datensätze von nur 0,3 bis 0,5 mm und sieht damit keinen wesentlichen nachteiligen Einfluss moderner bildgebender Verfahren auf die Präzision der intraoperativen Navigation.⁵³

Weiteren Einfluss auf die Gesamtgenauigkeit bei der Bildgebung haben Patientenbewegungen während der Bildaufnahme, die jedoch bei Aufnahmezeiten im Kieferbereich von weniger als 10 Sekunden in der Regel zu vernachlässigen sind. Durch neuartige Entwicklungen 64-zeiliger Computertomographen dürfte dieses Problem noch weiter in den Hintergrund treten.

Mögliche Fehlerquellen entstehen durch Ungenauigkeiten durch eine mangelhafte Fixierung der Referenzierungsschiene.

Fehler durch Metallartefakte durch Zahnfüllungen oder prothetische Restaurationen können durch ein geeignetes Positionieren des Patienten im CT (Abbildung 6) weitestgehend vermieden werden.

Sollten Metallartefakte dennoch auftreten und zu einer Überlagerung der Darstellung der Referenzmarker im Bilddatensatz führen, kann die computergestützte Markierung der Marker für die intraoperative Referenzierung des Patienten erheblich gestört sein. Hier empfiehlt sich das Anbringen der Marker weiter apikal der Zahnkrone im Bereich des Vestibulums. Der Mund sollte zudem während der Bildgebung geöffnet sein, um das Auftreten von Metallartefakten des Gegenkiefers zu vermeiden. Das Auftreten von Metallartefakten kann weiterhin reduziert werden, indem die axialen Schichtebenen möglichst parallel zur Okklusionsebene gestellt werden (Abbildung 6).

Über die Präzision digital-volumetomographischer Datensätze liegen noch keine gesicherten Daten vor.

5.1.2 Rechnergestützte Operationsplanung

Bei der Planung müssen Fehler, die bei der Datenverarbeitung durch das Erzeugen virtueller multimodaler Rekonstruktionen der axialen Schichtbilddaten entstehen, berücksichtigt werden. Ungenauigkeiten treten hier durch rechnergestützte Mittelwertberechnungen auf.¹³⁴

Fehler entstehen fernerhin durch fehlerhafte Interpretationen der rekonstruierten Bilddaten. Anatomische Zielstrukturen sollten stets in allen Raumbenen und dreidimensional rekonstruiert betrachtet werden.¹⁴⁷

5.1.3 Intraoperative Navigation

Für die Präzision des Navigationsergebnisses ist der Fehler, der bei der punktbasierten Referenzierung des Patienten durch eine Abweichung der Markerlokalisierung oder durch eine ungünstige Verteilung der Marker entstehen kann, entscheidend.^{9, 84, 134} Die Marker sollten je nach Größe des

Operationsgebiets einen entsprechend großen Abstand zueinander haben.⁹ Es sollten 3 - 5 Referenzierungsmarker verwendet werden.⁵²

Für eine genaue Referenzierung ist es unbedingt erforderlich, dass die Referenzierungspunkte zur Zeit der Bildaufnahme und der Navigation an identischen Orten lokalisiert sind.⁶⁹

Der Vorteil der invasiven Methode gegenüber nicht-invasiven Methoden ergibt sich aus der geringeren Verschiebbarkeit der knochenfixierten Referenzmarker gegenüber Oberflächenmarkern. Der Nachteil der invasiven Methoden ergibt sich aus der Notwendigkeit eines zusätzlichen operativen Eingriffs zur Insertion und zur Explantation der Marker.¹²⁵

Als erfolgreiche nicht-invasive Referenzierung gilt der Gebrauch der individuellen dentalen Tiefziehschiene, die im Bereich der dentalen Implantologie als Standardverfahren angesehen werden kann.¹²⁵ Die Genauigkeit der Referenzierung ist hier vor allem von der Passgenauigkeit der Schiene abhängig.

Mögliche Fehler der punktbasierten Referenzierung ergeben sich bei der präoperativen Planung durch eine ungenaue Markierung der Marker im Bilddatensatz. Diese wird heute in der Regel semi- oder vollautomatisch rechnergestützt vorgenommen, kann jedoch durch Metallartefakte durch Zahnfüllungen oder prothetische Restaurationen zum Teil erheblich gestört sein.³⁰

Die Oberflächen-Laserreferenzierung hat den Vorteil einer schnellen Durchführbarkeit, jedoch den Nachteil der hohen Ungenauigkeit beim Auftreten weichgeweblicher Veränderungen zwischen dem Zeitpunkt der Bilddatenerfassung und dem Zeitpunkt der Patientenreferenzierung.⁶⁸ Weichgewebliche Veränderungen ergeben sich jedoch bereits durch das Einbringen von Intubationsschläuchen oder die Anbringung einer sterilen Abdeckung zu Beginn der Operation. Auch prä- und intraoperativ unterschiedlich stark ausgeprägte Schwellungen führen zu weichgeweblichen Veränderungen.

Die Angaben des Navigationssystems über die Genauigkeit der Referenzierung dürfen nicht mit der Genauigkeit der navigierbaren Instrumente verwechselt werden. Der Root-Mean-Square-Fehler (RMS-Wert, Wurzel aus dem mittleren Fehlerquadraten, Angaben in mm) gibt zwar Auskunft über die Präzision der Referenzierung, genauer über die Abweichung gemessener Punkte von vorhandenen Punkten im Bilddatensatz. Der RMS-Wert sagt jedoch nichts über die klinisch erzielbare Genauigkeit des Navigationssystems aus. Ein niedriger RMS-Wert bedeutet nicht eine hohe Präzision der Navigation von Zielstrukturen. Ein hoher RMS-Wert sollte jedoch eine erneute Referenzierung bedingen. Moderne Navigationssysteme zeigen nach der Referenzierung keine RMS-Werte an, sondern erzwingen durch Sicherheitsprogramme eine erneute Referenzierung bei einem RMS-Wert größer 1,5 mm.

Beim Tracking können sich bei der intraoperativen Navigation Fehler durch eine Lockerung der Referenzmarker an Patient und Instrumentarium ergeben.⁸¹ Bei der Markerverfolgung des Implantatbohrers entstehen mögliche Fehler durch ein Bewegungsspiel des Bohrers im Winkelstück.⁷⁵ Durch die Notwendigkeit einer kontinuierlichen Sichtverbindung zwischen den Markern und dem Kamerasystem können beim Tracking zusätzlich Probleme bei der Lagerung des Patienten durch Einschränkungen der Sicht des Operateurs auf das Operationsgebiet entstehen.

Fehler bei der Kalibrierung der Instrumente, sowie Systemfehler durch Defekte des Kamerasystems, Fehler bei der rechnergestützten Rekonstruktion der Bilddaten und Bildschirmfehler sind selten und von untergeordneter Rolle. Bei einem Auftreten derartiger Fehler ist der Ausprägungsgrad meist so gravierend, dass der Navigationsprozess durch rechnergestützte Sicherheitsprotokolle bereits bei der Referenzierung automatisch abgebrochen wird.¹³⁴

Ungenauigkeiten im Navigationsprozess vonseiten des Operateurs ergeben sich durch eine fehlerhafte Interpretation der multimodalen Bilddateninformationen, die zudem durch einen häufigen Blickwechsel zwischen Navigationsmonitor und Operationssitus erschwert ist. Dies hat zu der

Entwicklung kopfgetragener Visualisierungshilfen („Head Mounted Displays, HMD“) geführt.^{14, 144, 146} Über eine Operationsbrille mit transparenten Gläsern, in die die virtuellen Planungselemente eingespielt werden, kann der Operateur dem Patienten zugewandt ohne Blickwechsel auf den Monitor operieren. Die Vorteile ergeben sich aus einer Reduktion der Fehlerquote, die durch häufige Blickwechsel verursacht wird, und aus einer höheren Präzision, die aus einer direkten Überlagerung der Zielstrukturen mit den virtuellen Bilddaten resultiert. Für die HMDs besteht derzeit jedoch keine routinemäßige klinische Verwendung.⁵³

Nach dem gleichen Prinzip werden auch schwenkbare transparente Displays (X-Scope™, BrainLAB) kommerziell angeboten, die über dem Operationsgebiet zwischen Operateur und Patient eingeschwenkt werden können.

Neben der Einspiegelung der Position und Angulation eines Bohrkanals in der Implantologie können die Visualisierungshilfen in anderen Gebieten zur Erfassung von Risikostrukturen, Tumorgrenzen und anatomischen Landmarken genutzt werden.

5.2 Präzision der navigationsgestützten Implantologie

5.2.1 *In-vitro* Studien

Casap et al. untersuchten kürzlich in einer experimentellen Studie die Genauigkeit eines auf aktiver Infrarotlichttechnologie basierenden Navigationssystems.²⁵ Sie fanden an 7 Kunststoffmodellen eines Unterkiefers eine mittlere Zielpunktabweichung von $0,35 \pm 0,14$ mm (Streuung 0,066 - 0,727 mm).

Birkfellner et al. untersuchten in einer experimentellen Studie an 5 teilbezahnten und zahnlosen Kiefermodellen die Genauigkeit eines CT-Daten-gestützten optischen Navigationssystems.¹⁶ Die Akquisition der Bilddaten erfolgte mit einer Schichtstärke von 1,5 mm bei 1 mm Tischvorschub, 120 kV und 150 mAs. Untersucht wurden zwei punktbasierte Registrierungsverfahren auf ihre Präzision hinsichtlich der Zielpunktabweichung. Die Autoren fanden eine mittlere Zielpunktabweichung von $1,23 \pm 0,28$ mm bei einer maximalen Abweichung von $1,87 \pm 0,47$ mm. Die Erhöhung der Anzahl der Referenzierungsmarker von 3 auf 5 hatte keinen wesentlichen Einfluss auf eine Verbesserung der Präzision.

In einer *in-vitro* Studie von *Schultes et al.* wurde die Präzision der CT-Daten-gestützten Navigation hinsichtlich der Insertion von Implantaten im Seitenzahnbereich des Oberkiefers untersucht.¹²⁸ An 10 Polyurethanmodellen eines Schädelmodells wurden insgesamt 60 Zielbohrungen durchgeführt. Als Zielpunkt der Bohrung wurde der Sinusboden definiert. Zielgröße der Untersuchung war die Vermeidung einer Perforation des Kieferhöhlenbodens beim Bohren. Ein durchschnittlicher Abstand der navigierten Bohrungen von $0,11 \pm 0,2$ mm zum Kieferhöhlenboden bei insgesamt 13 Perforationen wurde beobachtet. Trotz der hohen Präzision betrug die Rate der Perforationen somit 22%. Die durchschnittliche Penetrationstiefe in einen Akrylatblock, der die Kieferhöhle simulierte, betrug dabei 0,24 mm. Sie ist damit insgesamt als gering zu werten und dürfte *in-vivo* keine bedeutende Relevanz aufweisen. Die mittlere

Distanz der 47 nicht perforierenden Bohrungen zum Kieferhöhlenboden betrug 0,23 mm. *Schultes* empfiehlt bei kritischer Betrachtung der Übertragbarkeit der *in-vitro* Ergebnisse die Einhaltung eines Sicherheitsabstandes von mindestens 0,5 mm zu Vermeidung einer Gefährdung von Risikostrukturen.¹²⁸ Zur Vermeidung von Fehlern bei der Referenzierung wird ein invasives punktbasiertes Vorgehen angeraten.

In einer Untersuchung von *Watzinger et al.* an 5 Leichenschädeln wurde die Präzision eines auf aktiv optischer Trackingtechnologie basierenden Navigationssystems hinsichtlich der Insertion von 10 Jochbeinimplantaten studiert.¹⁴⁹ Die Referenzierung erfolgte invasiv punktbasiert mittels Mikroschrauben. Die Auswertung erfolgte rechnergestützt auf CT-Datenbasis. *Watzinger et al.* beobachteten eine mittlere Abweichung der Implantatposition von der geplanten Position von $1,3 \pm 0,8$ mm in der Austrittsposition und $1,7 \pm 1,3$ mm in der Eintrittsposition. 80% der gesetzten Implantate waren für eine prothetische Versorgung verwertbar.

Gaggl et al. führten 100 navigationsgeführte Implantatlagerbohrungen an 10 standardisierten Polyurethanmodellen eines Unterkiefers und 60 navigationsgeführte Zielbohrungen an 10 Oberkiefermodellen durch.^{44, 45} Für die Akquisition der Bilddaten wurde die Computertomographie mit 1 mm Schichtdicke gewählt. Die Referenzierung der Modelle erfolgte markerbasiert, für die Navigation wurde ein aktives optisches System benutzt. Ziel der Untersuchungen war es, den Bohrkanal möglichst nahe am Dach des Mandibularkanals respektive am Sinusboden zu positionieren ohne das Dach beziehungsweise den Kieferhöhlenboden zu perforieren. Die Autoren ermittelten eine mittlere Distanz zum Mandibularkanal von $0,14 \pm 0,05$ mm. Bei 11 Modellen wurde das Kanaldach perforiert. Die mittlere Penetrationstiefe betrug dabei 0,19 mm, die maximale Penetrationstiefe betrug 0,23. In Bezug auf die Oberkiefermodelle wurde ein mittlerer Abstand zum Sinusboden von $0,11 \pm 0,2$ mm gefunden. In 13 von 60 Fällen wurde der Kieferhöhlenboden perforiert. Die Penetrationstiefe betrug dabei maximal 0,6 mm. Bei der nachfolgenden Insertion von Implantaten in den präparierten Bohrkanal

penetrierten 47 von 60 Implantaten den Sinusboden. Die maximale Penetrationstiefe betrug hier 0,7 mm.

In einer *ex-vivo* Studie an 5 Leichenunterkiefen wurden von *Wanschitz et al.* je Kiefer 4 Implantate navigationsgestützt interforaminal platziert.¹⁴⁷ Die prothetisch-implantologische Planung erfolgte rechnergestützt auf CT-Datenbasis (axiale Schichtung, 0,25x0,25x1,0 mm³ Voxelgröße). Die Autoren verwendeten ein auf aktiver optischer Trackingtechnologie basierendes Navigationssystem. Nach postoperativ erneuter CT-Diagnostik wurde die Abweichung der geplanten von der erzielten Implantatposition durch Bilddatenfusion des prä- und postoperativen Datensatzes ermittelt. Die Zielpunktgenauigkeit betrug $0,96 \pm 0,72$ mm (Streuung 0,0 - 3,5 mm). Es wurden keinerlei lingual oder bukkal gelegene kortikale Perforationen beobachtet. Bei einer maximalen Abweichung von 3,5 mm empfehlen die Autoren einen Sicherheitsabstand von entsprechender Länge.¹⁴⁷

In einer experimentellen Studie der eigenen Arbeitsgruppe wurde die Genauigkeit navigationsgestützter Bohrungen untersucht.⁶⁹ An 240 Zielbohrungen wurde eine mittlere Zielpunktabweichung von $0,95 \pm 0,25$ mm (Streuung: 0 - 1,55 mm) bei einer Winkelabweichung von durchschnittlich $1,35^\circ \pm 0,42^\circ$ gefunden (Streuung: $0^\circ - 1,5^\circ$).

5.2.2 *In-vivo* Studien

Während die Navigationssysteme für die dentale Implantologie *in-vitro* eine Zielpunktpräzision von < 0,5 mm bis 3,5 mm erzielen konnten, existieren derzeit keinerlei kontrollierte klinische Studien, die diese Daten von klinischer Seite her stützen. In der Literatur finden sich keinerlei Angaben zur Sensitivität und Spezifität der derzeit kommerziell erhältlichen Navigationssysteme.

Als einer der ersten stellte *Watzinger* den klinischen Einsatz der CT-datenbasierten optischen Navigationstechnologie für die dentale Implantologie vor.¹⁴⁸ In einer Fallstudie wurden an einem Patienten mit traumatischem Verlust der oberen Schneidezähne 3 Implantate navigationsgestützt inseriert. Die Implantatachsen wurden präoperativ anhand von CT-Bildern computergestützt

geplant. Die Wiener Arbeitsgruppe sieht in der navigationsgestützten Implantologie ein wertvolles Hilfsmittel zur intraoperativen anatomischen Orientierung.¹⁴⁸

Die gleiche Arbeitsgruppe um *Ewers et al.* berichtete kürzlich über ihre Erfahrungen anhand von 327 computergestützt prothetisch geplanten und navigationsgestützt inserierten Implantaten an insgesamt 55 Patienten in einem Zeitraum von 7 Jahren. Es wurden keinerlei Komplikationen beobachtet. Zur Steigerung der Präzision wird der Gebrauch von Mikroschrauben anstelle von Tiefziehschienen zur Referenzierung angeraten.³⁷

Wagner et al. untersuchten die Genauigkeit CT-Daten-gestützter Planung und navigationsgestützter Implantatinsertionen anhand eines aktiven optischen Systems an komplexen anatomischen Verhältnissen bei Patienten nach ausgedehnter Tumorsektion und Unterkieferrekonstruktion mit mikrochirurgisch reanastomosierten autologen Knochentransplantaten.¹⁴⁵ An den derart rekonstruierten Unterkiefern von 5 Patienten wurden insgesamt 32 Implantate navigationsgestützt inseriert. Eine die Positionierung und Angulation definierende Bohrschablone wurde anhand einer prothetischen Planung über Studienmodelle und diagnostisches Aufwachsen hergestellt. Die Abweichung von Position und Angulation des inserierten Implantats von der präoperativen Planung wurde anhand eines postoperativen CT-Datensatzes mithilfe geeigneter Software Programme auf der Basis der Bilddatenfusion berechnet. Die mittlere Distanzabweichung zwischen der präoperativ geplanten und der postoperativ ermittelten Implantatposition betrug 1,1 mm (Streuung 0 - 3,5 mm). Die mittlere Achsenabweichung betrug 6,4° (Streuung 0,4° - 17,4°).

Hümmeke et al. untersuchten die navigierte Implantatchirurgie im klinischen Einsatz.⁷⁵ An 42 Patienten wurden insgesamt 127 Implantate, davon 25 im Oberkiefer, 23 im interforaminären Bereich des Unterkiefers und 79 im distofoaminären Bereich des Unterkiefers inseriert. Die Bildgebung erfolgte auf der Basis digitaler volumetomographischer Daten, die virtuelle Implantatplanung und die intraoperative Navigation erfolgten mit einem optischen Navigationssystem. Anhand einer postoperativen Röntgenkontrolle

wurde bei 89% der Implantate eine Übereinstimmung mit der geplanten Situation gefunden. Eine quantitative Analyse der Präzision war aufgrund fehlender Kontrollmöglichkeiten nicht möglich. Bei der Planung wurde ein Sicherheitsabstand zum Mandibularkanal von 2 mm berücksichtigt. Bei 5 von 79 im Seitenzahnbereich des Unterkiefers inserierten Implantaten zeigte sich in der aufgrund von Verzerrungen und Überlagerungen nur bedingt aussagekräftigen postoperativen Panoramaschichtaufnahme eine erkennbare Distanz von weniger als 1 mm. Eine persistierende Schädigung des N. alveolaris inferior resultierte in keinem Fall. Der präoperative Planungsaufwand zeigte sich gegenüber konventionellen Implantationen deutlich erhöht, ein intraoperativer Zeitgewinn zeigte sich allein bei Implantationen ohne Aufklappen der Schleimhaut.

Anhand dreier onkochirurgischer Fallbeispiele stellten *Schramm et al.* den Einsatz eines aktiven optischen Navigationssystems zur Planung und Insertion von Jochbeinimplantaten vor.¹²⁷ Die Autoren sehen in der Navigation ein einfaches und sinnvolles Hilfsmittel, ein angestrebtes Rekonstruktionsziel zu erreichen. Aussagen über die Präzision werden nicht gemacht.

Sießegger et al. untersuchten in einer Anwendungsstudie die Genauigkeit des auf passiver Infrarotlichttechnologie basierenden VectorVision Navigationssystems an 5 Patienten.¹³⁰ Insgesamt wurden 18 Implantate inseriert. In die Studie eingeschlossen wurden ausschließlich Patienten, die komplexe anatomische Verhältnisse im Bereich der prospektiven Implantatlokalisierung aufwiesen. Zur Referenzierung der Patienten wurde ein markerbasiertes Verfahren verwendet. Die Marker waren dabei an einem Kopfrahmen, der an der Glabella und verschiedenen anderen Arealen des Kopfes, sowie an den äußeren Gehörgängen abgestützt war, befestigt. In 2 von 5 Fällen wurde der geplante Implantationsort aufgrund insuffizienten knöchernen Angebots verlassen. Für 4 der 18 inserierten Implantate konnte eine größere Implantatlänge veranschlagt werden. In einem Fall wurde intraoperativ eine kürzere Implantatlänge aufgrund unzureichenden Knochenangebots gewählt. Die Autoren sehen in der Verwendung der bilddatengestützten Navigation für die dentale Implantologie ein wertvolles

Hilfsmittel und einen deutlichen Vorteil gegenüber konventionellen Verfahren. Die Verwendung des in der Studie beschriebenen Kopfrahmens ist allerdings aufgrund möglicher Bewegungsspielräume fehleranfällig und lässt ausschließlich die Insertion von Implantaten im Bereich des Oberkiefers zu.

In einer Fallstudie an Patienten mit unterschiedlichen Indikationen zur Insertion dentaler Implantate empfehlen *Randelzhofer et al.* einen Sicherheitsabstand von 2 mm zum Mandibularkanal.¹⁰⁹ Für den rechnergestützten Planungsaufwand wird für das Einzelimplantat ein Zeitraum von 10 Minuten angegeben.

Meyer et al. verwendeten ein optoelektronisches Navigationssystem für die prothetische Planung und die navigationsgestützte Insertion von sofort belasteten Implantaten am Göttinger Minischwein. Anhand postoperativer CT-Bilder konnte die Position der Implantate mit der präoperativ geplanten Position qualitativ verglichen werden. Weitere Auswertungskriterien betrafen die Okklusionsverhältnisse im Bereich der präoperativ angefertigten prothetischen Versorgung sowie histologische Schnitte durch die Implantatregionen. *Meyer et al.* schließen auf einen möglichen Zugewinn der dentalen Implantologie durch die computergestützte Navigation.

In einer Studie der eigenen Arbeitsgruppe wurde die Anwendbarkeit der Navigation hinsichtlich der Insertion kraniofazialer Implantate geprüft.⁶⁵ Es wurden keinerlei intraoperative Komplikationen beobachtet.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Präzision medizinischer Navigationssysteme von einer Reihe möglicher Fehlerquellen beeinflusst wird. Hierzu zählen im Wesentlichen das bildgebende Verfahren, die Art der Aufbereitung und Bearbeitung der Bilddaten, sowie die präoperative Referenzierung des Patienten und das intraoperative Tracking des Patienten und des chirurgischen Instrumentariums.

Tabelle 3: Experimentelle Zielpunktabweichungen.

	<i>Mittlere Zielpunktabweichung</i>	<i>Maximale Zielpunktabweichung</i>
<i>Birkfellner et al.</i>¹⁶	1,23 ± 0,28 mm	2,34 mm
<i>Casap et al.</i>²⁵	0,35 ± 0,14 mm	0,73 mm
<i>Gaggi et al.</i>⁴⁵	0,14 ± 0,05 mm	0,23 mm
<i>Gaggi et al.</i>⁴⁴	0,11 ± 0,20 mm	0,70 mm
<i>Hoffmann et al.</i>⁶⁹	0,95 ± 0,25 mm	1,55 mm
<i>Schultes et al.</i>¹²⁸	0,11 ± 0,20 mm	0,31 mm
<i>Wanschitz et al.</i>¹⁴⁷	0,96 ± 0,72 mm	3,50 mm

Unter Berücksichtigung aller hier vorgestellten Studien kann für die derzeit kommerziell erhältlichen medizinischen Navigationssysteme eine Zielpunktgenauigkeit für die dentale Implantologie von durchschnittlich ungefähr 0,5 - 2 mm angegeben werden. Jedoch ist eine Abweichung in seltenen Fällen von bis zu 3,5 mm möglich.

Für kraniofaziale, nicht dental-implantologische Eingriffe werden durchaus Zielpunktabweichungen von 4 mm und mehr beschrieben.^{49, 98}

5.3 Möglichkeiten und Grenzen der navigierten Implantologie

Unter Berücksichtigung der Ergebnisse aus dieser und anderen Studien lassen sich für die navigierte Implantatchirurgie folgende Aussagen bezüglich der Möglichkeiten und Grenzen machen:

Eine Grundvoraussetzung für den Gebrauch eines Navigationssystems ist ein periimplantäres Mindestknochenangebot von 1,5 mm und die Einhaltung eines entsprechenden Sicherheitsabstandes zu Risikostrukturen.

Besonders sinnvoll erscheint der Einsatz der Navigationstechnologie bei schwierigen anatomischen Verhältnissen, einer Kieferatrophie und bei Implantationen am Nerv vorbei („lateral bypass“), an den Kieferhöhlenwänden entlang und unterhalb des Nasenbodens. Hierdurch lassen sich zusätzliche operative Maßnahmen wie Sinusbodenelevationen und Augmentationen vermeiden und Komplikationen auf ein Minimum reduzieren.

5.3.1 Positionierung

Obgleich in Position und Achsenrichtung falsch inserierte Implantate meist knöchern einheilen, können sie jedoch häufig prothetisch nicht sinnvoll oder nur mit außergewöhnlich hohem technischen Aufwand und nicht selten erheblichen ästhetischen Nachteilen genutzt werden. Die Positionierung des Implantats in mesio-distaler und oro-vestibulärer Richtung auf dem Kieferkamm gelingt bei teilbezahnten Kiefern unproblematisch mithilfe von dental getragenen Operationsschablonen. Bei zahnlosen Kiefern stellt die Navigationstechnologie eine sinnvolle Unterstützung als Positionierungshilfe dar. Probleme der Markierungsbohrung können hier deutlich reduziert werden, das Auftreten so genannter „sleeping implants“, i. e. nicht prothetisch versorgbarer Implantate kann hier vermieden werden.³⁷

5.3.2 Angulation

Eine möglichst achsenparallele Führung des Bohrers ohne Kippung hinsichtlich der geplanten Trajektorie ist bei der Implantatbettgestaltung essentiell. Abweichungen führen zu Fehlbelastungen des Implantats und ästhetischen Nachteilen.

Besonders bei Implantationen unmittelbar distal eines endständigen Prämolaren oder Eckzahns besteht die Tendenz einer apikal zu weit nach mesial gerichteten Bohrung mit der Gefahr der Schädigung der nach distal gekrümmten Wurzelspitze des natürlichen Zahns. Dieser Fehler entsteht nicht selten durch die Behinderung einer achsenparallelen Bohrung durch die frontale Bezahnung und die angestrebte Schonung des N. alveolaris inferior.

Die Ergebnisse aus dieser und anderen Studien belegen klar, dass die Angulation der Implantatachse mithilfe der Navigation sicher kontrolliert werden kann.

5.3.3 Schonung von Risikostrukturen

In den vorgestellten klinischen Studien sind bei Gebrauch der Navigationstechnologie keinerlei Komplikationen beobachtet worden.^{25, 37, 75, 145} *Ewers et al.* empfehlen sogar den Einsatz der Navigationstechnologie für die Insertion von „Lateral Bypass“-Implantaten.³⁷

Allerdings sollte aufgrund einzelner experimenteller Studien bislang bei der rechnergestützten Planung ein Sicherheitsabstand zu Risikostrukturen von mindestens 1 bis 2 mm gewahrt werden. Damit ergibt sich in den meisten Fällen noch keine Rechtfertigung für die Forderung nach einer computergestützten Planung und bilddatengestützten Navigation, da die Genauigkeit im Bereich konventioneller Planungstoleranzen liegt.

Die Plausibilität der Navigation ist nach der Referenzierung des Patienten anhand sicher identifizierbarer anatomischer Landmarken sorgfältig zu prüfen.

Nervverletzungen

Verletzungen des Nervus alveolaris inferior in seinem unregelmäßigen Verlauf im Unterkiefer gelten als schwerwiegende Komplikationen in der Implantatchirurgie. Besonders im interforaminalen Bereich des Unterkiefers wird die Gefahr einer Schädigung des häufig nach mesial bogenförmig auslaufenden Mentalisknies („anterior loop“) unterschätzt.⁶

Neben der direkten Schädigung des Nervs durch das Implantat gelten indirekte Schäden durch Blutungen, Ödeme oder den Nerven komprimierende Knochensplitter des Kanaldachs oder eine periimplantäre Kallusbildung als mögliche Faktoren.⁷²

Das Risiko einer vorübergehenden Sensibilitätsstörung durch eine enossale Implantation im Seitenzahnbereich des Unterkiefers ist mit 3,5% nicht unerheblich. Eine persistierende Nervenschädigung wird vergleichsweise selten in einem von hundert Fällen beobachtet.¹⁵⁸

Selten wird über eine Beeinträchtigung des Nervus lingualis berichtet.⁸ Verletzungen anderer Nerven, wie des Nervus palatinus oder Nervus incisivus spielen in der Implantatchirurgie keine Rolle.

Sensibilitätsstörungen des Nervus infraorbitalis sind allerdings bei den zunehmend durchgeführten Sinusbodenaugmentationen durchaus häufiger zu erwarten und dann oft mit einer schmerzhaften Dysästhesie begleitet.

Perforation Nasenboden, Kieferhöhlenboden

Perfortationen des Nasenbodens können als seltene, aber lokaltypische Komplikationen angesehen werden.

Im Oberkieferseitenzahnggebiet kann eine Perforation zur Kieferhöhle in sehr seltenen Fällen mit einer nachfolgenden chronischen Sinusitis verbunden sein. Die Perforation selbst stellt hier keine Komplikation im eigentlichen Sinn dar und wird im Bestreben der Ausnutzung des verfügbaren Knochens häufig bewusst in Kauf genommen.

Perforation Canalis incisivus

Perforationen am Canalis incisivus sind mit höheren Implantatverlustraten verbunden. Der Kontakt der Implantatoberfläche mit dem fettgeweblichen Kanalinhalt verhindert dabei eine Osseointegration und führt bei Belastung zu schmerzhaften Missempfindungen und sensorischen Dysfunktionen, die durchaus die Entfernung des Implantats bedingen können.¹²¹

Vestibuläre und orale kortikale Perforationen

Vestibuläre Perforationen werden im Rahmen der Implantatinserterion öfters in unter sich gehenden Bereichen des Oberkiefers beobachtet. Linguale Perforationen treten dagegen häufiger in unter sich gehenden Knochenabschnitten des Unterkiefers auf.

Perforationen der vestibulären und oralen Kortikalis können durch Aufklappung der Schleimhaut meist vermieden werden.

Eine tiefe linguale Perforation im Bereich des Unterkiefers kann in sehr seltenen Fällen eine Verletzung der Arteria sublingualis mit der Folge einer lebensbedrohlichen Blutung oder Nachblutung im Mundbodenbereich durch eine Verlegung der peripheren Atemwege verursachen.¹¹² Im Bereich des Mundbodens kommt es dabei aufgrund einer unkontrollierten Ausbreitung durch ausbleibende Kompression des Weichgewebes.

Neben Blutungen werden nach Perforationen der vestibulären oder oralen Kortikalis häufiger Infektionen beobachtet, die sich durch eine antibiotische Prophylaxe vermeiden lassen.

Die Ergebnisse der hier vorgestellten und anderer Studien lassen auf eine sichere Vermeidung von Perforation der vestibulären und oralen Kortikalis schließen. Allerdings existieren diesbezüglich keinerlei klinische Daten.

Zahnschäden

Besonders bei schmalen Einzelzahnücken und an dem distal stehenden Zahn bei Freundsituationen im Unterkiefer werden im Rahmen der Implantatchirurgie Zahnverletzungen beobachtet.

Daten über die Häufigkeit von Zahnschäden bei konventionellem gegenüber einem computergestützten Vorgehen liegen nicht vor.

Retromaxilläre Blutung

Retromaxilläre Blutungen treten sehr selten besonders bei distalen Implantaten im Bereich des Tuber maxillae auf.

Daten über die Häufigkeit von retromaxillären Blutungen bei konventionellem gegenüber einem computergestützten Vorgehen liegen wiederum nicht vor.

5.3.4 Minimale Invasivität

Besonders bei transgingival einheilenden Implantatsystemen wird häufiger ein transgingivales Implantieren ohne Eröffnung der Schleimhaut durchgeführt. Ein solches Vorgehen ist vor allem bei Vorhandensein einer breiten Zone fixierter Gingiva und ausreichendem Knochenangebot sowie bei Gebrauch graziler Implantatsysteme möglich. Die Vorteile des transgingivalen Implantierens ergeben sich durch eine Reduktion des Operationstraumas und eine intraoperative Zeitersparnis mit der Folge einer reduzierten Blutungs- und Infektionsgefahr und dem Vorteil einer geringeren Belastung des Patienten. Zudem lassen sich der instrumentelle Aufwand und Kosten für Nahtmaterial reduzieren.

Mit einer Schleimhautstanze vom Durchmesser des gewünschten Implantats wird bei diesem Vorgehen eine kleinflächige Schleimhautexzision im Gegensatz zu einer breitflächigen Eröffnung der Schleimhaut durchgeführt.

Das Einbringen des Implantats erfolgt bislang unter bidigitaler Palpation. Dieses Vorgehen ist jedoch meist unsicher und führt nicht selten zu der Notwendigkeit einer nachfolgenden Aufklappung der Schleimhaut mit Darstellung des Knochens zur besseren Übersicht.

Insbesondere in Bezug auf eine minimale Invasivität bei einer guten Kontrolle der Orientierung des Implantatbohrers kann der Gebrauch der Navigationstechnologie in diesen Fällen durchaus angeraten werden.

5.3.5 Freilegungsoperation bei zweiphasigen Implantatsystemen

Bei geschlossen einheilenden, zweiphasigen Implantatsystemen besteht nach einer submukösen Einheilungszeit die Notwendigkeit eines zweiten Eingriffs zur operativen Freilegung der Implantatkörper. Die exakte Positionierung des Mukosadefekts mittels Schleimhautstanze ist schwierig. Hier kann die Navigation beruhend auf präoperativen Planungsdaten zum erleichterten Auffinden der Implantate verhelfen, ein minimal invasiveres Vorgehen somit wiederum ermöglichen.

5.3.6 Strahlenbelastung

Die Untersuchung der Kiefer mithilfe der konventionellen Computertomographie ist gegenüber der Orthopantomographie mit einer erheblich höheren Strahlenbelastung verbunden.⁹⁷ Hierin ist nicht selten der zentrale Hinderungsgrund für den Einsatz der intraoperativen Navigation zu sehen.¹³¹

Auf der Basis der diesbezüglich mannigfachen Diskussion hat die Entwicklung einer dosisverminderten computertomographischen Untersuchungstechnik („Low-Dose CT“) auf Kosten einer niedrigeren Weichteilauflösung zu einer erheblichen Reduktion der Strahlendosis von bis zu 75% beigetragen.^{19, 59, 77} Die Qualität der Darstellung knöcherner Strukturen bei Gebrauch der Low-Dose Computertomographie ist nach *Hassfeld* für eine Implantatplanung als akzeptabel zu betrachten.⁵⁹

Durch die 1997 eingeführte digitale Volumentomographie (DVT) mit lediglich der 1,5 bis 10fachen Strahlenbelastung einer Panoramaschichtaufnahme ergeben sich weitere Möglichkeiten einer Reduktion der Strahlendosis.^{40, 78, 97} Bei der digitalen Volumentomographie wird aufgrund parallel geschalteter Sensorfelder bei einem einzigen Umlauf um den Patienten ein komplettes Kopfvolumen aufgezeichnet.^{4, 97} Die DVT bietet die gleichen Möglichkeiten der Rekonstruktion der Bilddaten wie die CT. Nachteile der digitalen Volumentomographie ergeben sich aus der mit 70 Sekunden deutlich verlängerten Untersuchungszeit. Hieraus resultiert eine Anfälligkeit für Artefakte, die durch Bewegungen des Patienten während der Untersuchung

entstehen. Weiterhin ist die Volumetomographie bislang auf die Darstellung von 256 Graustufen beschränkt.

Tabelle 4: Strahlenbelastung verschiedener radiologischer Verfahren.⁹⁷

<i>Radiologisches Verfahren</i>	<i>Strahlendosis an unterschiedlichen Bereichen des Kopfes</i>
Konventionelles OPT	0.006 - 0,65 mSv
Konventionelles CT	≤ 23 mSv
Low dose Computertomogramm	6 - 11 mSv
Digitale Volumetomographie	0,09 -4,2 mSv

In Tabelle 4 sind die Strahlenbelastungen der einzelnen radiologischen Verfahren gegenübergestellt. Die jährliche gemittelte Strahlenbelastung der Bevölkerung beträgt in Europa etwa 3 mSv pro Person.

Bei einer Konsensuskonferenz der Europäischen Gesellschaft für Osseointegration (E.A.O.) im Jahre 2000 wurden aufgrund der zunehmenden Verwendung moderner, strahlenbelastender radiologischer Verfahren ohne die wissenschaftliche Grundlage einer Nutzen-/Risikoanalyse Empfehlungen zum Gebrauch radiologischer Verfahren in Bezug auf verschiedene Indikationen in der dentalen Implantologie ausgesprochen.⁵¹ Ein potentieller Nutzen aus zusätzlichen Informationen computertomographischer Schichtbilddaten besteht demnach immer dann, wenn die Gefahr einer Schädigung anatomischer Risikostrukturen reduziert werden kann und wenn durch eine verbesserte Planungsmöglichkeit beispielsweise bei grenzwertigem knöchernen Angebot eine Verbesserung der Implantatpositionierung und -angulation mit zu erwartenden optimierten biomechanischen, funktionellen und ästhetischen Ergebnissen erreicht werden kann.⁷⁷ Eine Rechtfertigung besteht nach E.A.O.-Richtlinien diesbezüglich insbesondere bei der Datenakquisition für den Gebrauch medizinischer Navigationssysteme. Die Entscheidung über den radiologisch-diagnostischen Aufwand treffen Implantologen und Radiologen gemeinsam und einzelfallbasiert.

Demnach besteht für Einzelzahnimplantate bei genügendem Knochenangebot kein Bedarf an zusätzlicher computertomographischer Diagnostik. Ein Bedarf besteht hier allein bei reduziertem knöchernem Angebot. Dieses trifft für die Implantatinsertion im distalen Bereich der Unterkiefermolarenregion und im Bereich der mittleren Oberkieferschneidezahnregion aufgrund der Nähe zu den lokalen Nervenstrukturen zu.

Im teilbezahnten Oberkiefer sollte eine zusätzliche tomographische Diagnostik nur bei komplexen Situationen und zur Planung in ästhetisch wichtigen Bereichen erfolgen.

Beim zahnlosen Oberkiefer ist eine zusätzliche computertomographische Diagnostik zur Beurteilung des Knochenvolumens und zur Planung von augmentativen Eingriffen, sowie zur Implantatplanung bei feststehendem Zahnersatz und bei der Planung der Insertion von Jochbeinimplantaten gerechtfertigt.

Im zahnlosen Unterkiefer wird der Einsatz der Computertomographie allein für komplexe anatomische Fälle und bei extremer Alveolarfortsatzatrophie empfohlen. Beim teilbezahnten Unterkiefer sollte eine erweiterte Diagnostik allein bei schwierigen anatomischen Verhältnissen und ausgesprochener Nähe des prospektiven Implantatortes zum Mandibularkanal erfolgen.^{51, 140}

Nach *Hassfeld* werden derzeitige wissenschaftliche Bemühungen um eine weitere Reduktion der Strahlendosis einen entscheidenden Einfluss auf den Indikationsspielraum zugunsten einer multimodalen Implantatplanung und -insertion haben.^{52, 54, 55, 59, 97}

Bei einer derart rasanten Entwicklung auf dem Gebiet der radiologischen Diagnostik ist zukünftig eine weitere deutliche Reduktion der Strahlenbelastung bei der Bilddatenakquisition zu erwarten.

5.3.7 Zeitlicher Aufwand

Als großer Nachteil der Navigationstechnologie für die klinische Routine zeigte sich in der Vergangenheit der zusätzliche zeitliche Aufwand, der sich bei einer computergestützten Planung und einem navigationsgestützten Vorgehen ergab.³⁷

Im Vergleich zu einem konventionellen Vorgehen sind bei einem rechnergestützten Vorgehen zusätzliche Handlungsabläufe vonnöten, die sich durch das Herstellen von Navigationsschablonen, das Positionieren von Registrierungsmarkern, die zusätzliche Bilddatenakquisition, die computergestützte prothetisch-implantologische Planung, durch Aufbau und Wartung des Navigationssystems, Datentransfer und durch die Referenzierung von Patient und die Kalibrierung des Instrumentariums, sowie intraoperativ durch das Bedienen und die Informationsverarbeitung des Navigationssystems ergeben.

Ewers et al. beobachteten in ihrer Langzeituntersuchung über einen Zeitraum von 7 Jahren einen anfänglichen zusätzlichen Zeitaufwand von 2 - 3 Tagen, der sich bei Gebrauch der aktuellen modernen optimierten Planungssoftware und entsprechender Anleitung des Personals jedoch auf deutlich weniger als einen halben Tag reduzierte.³⁷

Randelzhofer et al. veranschlagen für die Implantatplanung einen zusätzlichen Zeitaufwand von 15 Minuten für weniger komplizierte Fälle und von bis zu 45 Minuten für komplizierte Fälle. Sie messen dem zusätzlichen Zeitaufwand aufgrund der Vereinfachung im gesamten Behandlungsablauf keine Signifikanz bei.¹⁰⁹

5.3.8 Dokumentation

Ein weiterer Vorteil eines navigationsgestützten Vorgehens bietet sich durch die Möglichkeiten der automatisierten und kompletten Dokumentation („flight recorder“) für forensische und Ausbildungszwecke.

5.4 Alternative Verfahren zur Steigerung der Präzision

5.4.1 Bohrschablonen

Bohrschablonen stellen ein erprobtes Hilfsmittel zur Übertragung der Operationsplanung auf den Operationssitus dar. Standardmäßig werden sie zur Orientierung bei der Markierungsbohrung eingesetzt. Durch Integration von Bohrhülsen lässt sich zusätzlich die Angulation der Implantate durch die Bohrschablone definieren.

Voraussetzung für den Gebrauch von Bohrschablonen ist allerdings die Möglichkeit einer stabilen, bewegungsfreien Abstützung durch eine hinreichende Anzahl von Zähnen.^{12, 82, 96}

Untersuchungen zur Genauigkeit von zahngetragenen mit Bohrhülsen versehenen konventionellen Schablonen zeigten bei der Positionierung des Implantatbohrers eine Zielpunktabweichung von $0,3 \pm 0,6$ mm (Streuung 0 – 2 mm) und Winkelabweichungen zwischen $0,5^\circ$ und $14,5^\circ$.^{40, 99}

Während jedoch die Angulation und Lokalisation der Implantate durch die Bohrhilfe definiert werden kann, ist eine Aussage über die Tiefe der Bohrung nur eingeschränkt möglich.

Der entscheidende Nachteil der konventionellen Bohrschablonen ist die eingeschränkte Verwendbarkeit in restbezahnten, zahnlosen und atrophien Kiefern, da eine exakte Positionierung auf der beweglichen Schleimhaut nicht möglich ist. Eine ausreichende Präzision der schleimhautgetragenen Schablonen insbesondere nach operativer Weichteileröffnung ist aufgrund mangelnder Stabilität nicht gewährleistet.¹⁴⁵

Zudem besteht beim Gebrauch von nicht ausreichend dimensionierten Bohrkanälen durch Abscherung der Wände die Gefahr der Kontamination des Implantatbohrers und damit des Knochenlagers. Die Verwendung großlumiger Führungshülsen hat durch das Bohrspiel wiederum eine Abweichung der geplanten Implantatachse zur Folge. Die Verwendung entsprechend längerer

Bohrhülsen zur Kompensation dieses Fehlers ist besonders im Seitenzahnbereich des Unterkiefers bereits bei uneingeschränkter Mundöffnung oftmals nicht möglich.

Weiterhin ist eine interaktive intraoperative Modifikation der prothetischen Planung einer optimalen Implantatposition an ein intraoperativ vorgefundenes geringes Knochenangebot beim Gebrauch von Bohrschablonen nicht möglich.

Weiterentwicklungen konventioneller Bohrschablonen stellen kommerziell erhältliche, stereolithographisch (STL) hergestellte CAD-CAM-Bohrschablonen dar.^{39, 41, 90, 119} Die Herstellung derartiger STL-Bohrschablonen erfordert wiederum die Erstellung eines CT- oder DVT-Bilddatensatzes des Patienten. Auf der Basis der Bilddaten können nach biomechanischen, anatomischen und ästhetischen Gesichtspunkten die prothetische Restauration und die Positionierung der Implantate geplant werden. Die Fehleranfälligkeit durch den Herstellungsprozess wurde mit weniger als 0,5 mm Distanzabweichung beschrieben.⁴²

Steenberghe et al. beobachteten beim Gebrauch eines individualisierten CAD-Bohrschablonen-Systems bei der Insertion von Jochbeinimplantaten an Leichenschädeln eine Abweichung der Implantatachse von der präoperativ geplanten Achse von weniger als 3°. Die größte Abweichung am Austrittspunkt des Implantats betrug 2,7 mm.¹⁴¹ Die größte Winkelabweichung betrug 6,9°.

Im klinischen Einsatz wurden Achsabweichungen von 1,1° und Distanzabweichungen von 0,2 mm erreicht.^{12, 40, 99}

Jedoch kann auch bei den individualisierten Bohrschablonen bei kompromittierten anatomischen Verhältnissen keine exakte und stabile Positionierung der Bohrschablonen gewährleistet werden. Fernerhin ist die Herstellung derartiger Schablonen mit zusätzlichem arbeitstechnischen und nicht unerheblichem finanziellem Aufwand verbunden.

Eine Modifikation der prothetischen Planung bei intraoperativ vorgefundenen schwierigen anatomischen Verhältnissen ist auch beim Gebrauch von STL-Bohrschablonen nicht möglich.

5.4.2 3-D-Modelle

Stereolithographisch, durch CAD-/CAM-Fräsen oder im 3-D-Druckverfahren hergestellte räumliche Kiefermodelle bieten einen guten dreidimensionalen plastischen Überblick über die implantologisch relevanten knöchernen anatomischen Strukturen.¹¹⁷

Erstreckt sich der Einsatz jedoch allein auf die Herstellung von anatomischen Modellen des Patienten, so hängt die Übertragung der Diagnostik und Therapieplanung auf den intraoperativen Situs weitestgehend vom Geschick und der räumlichen Vorstellungskraft des Operateurs ab. Die Vorteile der erweiterten Diagnostik und Planung wirken sich damit allenfalls indirekt auf die Qualität des Therapieziels aus.

Unter Berücksichtigung des Aufwands und der hohen Kosten erscheint die Herstellung von 3-D-Modellen damit allein bei komplexen anatomischen Situationen sinnvoll.

5.4.3 Robotik

Während die Robotertechnologie in der Orthopädie bereits verwendet wird, um das Implantatlager für eine Hüftgelenksendoprothese im Bereich des Femurs zu fräsen, gibt es im Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie keine kommerziell erhältlichen Roboter, die ähnliche Aufgaben übernehmen.^{58, 74, 101}

Operationsroboter zur Insertion dentaler Implantate befinden sich in der technischen Erprobungsphase und haben derzeit keinerlei klinische Bedeutung.^{13, 38, 58, 83, 133}

Einer der ersten für die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie zugelassenen Operationsroboter wurde für die Insertion kraniofazialer Implantate im Bereich des Mastoids für die Retention von Ohrepithesen verwendet.¹³

Kürzlich berichteten *Klein et al.* über die Verwendung eines Robotersystems wiederum zur Insertion kraniofazialer Implantate im Bereich des Mastoids zur aurikuloprothetischen Rehabilitation.⁸³ Sie ermittelten anhand von 30 inserierten Implantaten an 13 Patienten eine Zielpunktabweichung von $0,5 \pm 0,4$ mm bei einer Achsabweichung von $0,6^\circ \pm 0,5^\circ$. Es traten keinerlei Komplikationen auf. Die postoperative epithetische Sofortversorgung war durch eine präoperative Planung unmittelbar möglich.

Die Zukunft der Robotertechnologie für den klinischen Einsatz ist aus heutiger Sicht noch nicht abschätzbar. Ergonomische und wirtschaftliche Faktoren in der zahnärztlichen Praxis weisen derzeit eher auf eine zurückhaltende Weiterentwicklung hin. Diese wäre allerdings vor allem in Bezug auf eine Miniaturisierung der Instrumente erforderlich.

Attraktiv erscheint die hohe Präzision der Robotertechnologie, Zielpunkte im Submillimeterbereich genau anzufahren. Vorstellbar wäre hier die präoperative Herstellung prothetischer und epithetischer Versorgungen im CAD-CAM-Verfahren mit der Möglichkeit der prothetischen Sofortversorgung.

5.4.4 Intraoperative Bildgebung

Der Einsatz intraoperativer bildgebender Verfahren erscheint in der Kiefer-, Gesichtstraumatologie sinnvoll.⁶³

Im Bereich der dentalen Implantologie ist der Einsatz der intraoperativen radiologischen Bildgebung nicht sinnvoll, da die hohe Strahlenbelastung gegenüber dem Nutzen in einem ungünstigen Verhältnis steht.

5.5 Wissenschaftlich-ökonomische Diskussion

Im Gegensatz zu anderen Fachgebieten hat eine wissenschaftlich-ökonomische Auseinandersetzung hinsichtlich der Verwendung der Navigationstechnologie im Bereich der dentalen Implantologie bislang vor allem aufgrund des Nachholbedarfs an kontrollierten klinischen Studien kaum stattgefunden.⁵ So lassen sich bezüglich einer navigationsgestützten gegenüber einer konventionellen Vorgehensweise keine Aussagen zur therapeutischen Angemessenheit beziehungsweise einer Über- oder Fehlversorgung machen.

Nach einer Phase der vor allem an spezialisierte Zentren angebotenen experimentellen und klinischen Forschung wird zunehmend die Kosteneffizienz, beinhaltend die Anschaffungs- und Folgekosten, den entscheidenden Impuls auf die Fortentwicklung der Navigationstechnologie darstellen. In einer ökonomischen Diskussion sollten neben der Finanzierbarkeit für Patient und Behandler auch wissenschaftliche und sozialmedizinische Aspekte berücksichtigt werden.

Die Anschaffungskosten für Navigationssysteme für die Implantologie liegen derzeit bei etwa 50.000 bis 150.000 EUR und sind damit bei weitem noch zu hoch, um als Standard im Bereich der dental implantologischen Praxis zu gelten. Die Folgekosten, die durch ein regelmäßiges „Updating“ entstehen, sind aufgrund der kurzen Halbwertszeiten in der rasanten Entwicklung der Technologie nicht zu unterschätzen.

Die sozialmedizinischen Forderungen nach einem finanziell oft unerschwinglichen Rehabilitationskonzept stehen dem finanzierbaren Leistungsspektrum gegenüber. Die Navigationstechnologie ist nur dann sinnvoll, wenn sich diese Form der Therapie als objektiv günstiger gegenüber herkömmlichen Alternativmaßnahmen darstellt.

Allgemeinen Forderungen nach einer rechnergestützten Planung und einer navigationsgestützten Implantation ist derzeit zu widersprechen, da der momentane zeitliche und finanzielle Aufwand in einem ungünstigen Verhältnis zum therapeutischen Nutzen steht.

Ein nahezu unbestrittener Vorteil der Navigationstechnologie gegenüber konventionellen Verfahren ergibt sich bei schwierigen anatomischen Verhältnissen und hinsichtlich eines minimal invasiven operativen Vorgehens.

Diese Aspekte dürften in Zukunft bei einem zunehmend höheren Anteil älterer Menschen an der Bevölkerungsstruktur mit einem noch dazu steigenden kritischen Bewusstsein der Patienten gegenüber einem schonenden therapeutischen Vorgehen einen erhöhten Bedarf an minimal invasiven implantologischen Therapiekonzepten hervorrufen, insbesondere wenn der prophylaktische Aspekt der Strukturerhaltung durch Funktionseinleitung der Implantate weiter belegt werden kann und die Akzeptanz implantologischer Lösungen in der Gesellschaft damit weiteren Vorschub nimmt.⁷¹ Durch einen neben dem gestiegenen Gesundheitsbewusstsein der Bevölkerung zunehmenden Bekanntheitsgrad der endossalen Implantologie hat sich die Altergrenze der Patienten, die festsitzenden Zahnersatz wünschen, in den vergangenen 20 Jahren von unter 40 Jahren um etwa 20 bis 30 Jahre nach oben verschoben.¹⁶¹

5.6 Abschließende Diskussion und weiterer Ausblick

Unter Berücksichtigung der Ergebnisse der vorgestellten Studie und vor dem Hintergrund der Studien anderer Arbeitsgruppen lässt sich auf eine klinisch akzeptable Genauigkeit der computergestützten prothetischen Planung und der navigationsgeführten Implantatchirurgie schließen.

Die Genauigkeit eines navigationsgestützten Vorgehens ist dabei allerdings mit herkömmlichen Verfahren zumindest in experimentellen Studien vergleichbar. Denn für die Abschätzung des Risikos eines navigationsgestützten Eingriffs sind bei der Betrachtung der hier diskutierten Ergebnisse nicht die Mittelwerte, sondern vielmehr die Maximalwerte der Abweichungen entscheidend. Somit sind auch mithilfe der Navigationstechnologie Sicherheitsabstände von mindestens 1 - 2 mm einzuhalten.

Die limitierenden Faktoren bezüglich der Präzision der Navigationstechnologie bestehen im Wesentlichen in der Auflösung des Bilddatensatzes sowie Fehlern bei der Referenzierung und beim Tracking des Patienten. Hier ist zukünftig mit weiteren deutlichen Verbesserungen zu rechnen.

Kontrollierte klinische Studien zur abschließenden Bewertung liegen nicht vor.⁹⁴ Als Zielkriterien solcher Studien stünden die prothetische Versorgung, die Schonung von Risikofaktoren und die Implantatstabilität zur Diskussion. Bislang kann die Implantatstabilität jedoch nicht sicher quantitativ erfasst werden.^{48, 136} Ultraschallbasierte Verfahren befinden sich noch in der klinischen Erprobungsphase.^{3, 46}

Die unbestrittenen Vorteile der Navigationstechnologie gegenüber konventionellen Verfahren einschließlich dem Einsatz moderner individualisierter Bohrhilfen ergeben sich durch die Möglichkeiten eines minimal invasiven Vorgehens einerseits und durch die Möglichkeiten einer interaktiven Modifikation der prothetischen Planung an ein intraoperativ vorgefundenes geringes Knochenangebot andererseits. Ungenauigkeiten, die sich bei der

Verwendung von Bohrschablonen durch eine ungenügende Stabilität ergeben, können durch den Einsatz der Navigationstechnologie vermieden werden.

Damit erhält die Navigationstechnologie einen besonderen Stellenwert in komplexen anatomischen Situationen, die eine klinische Orientierung erschweren.

6 ZUSAMMENFASSUNG

In der hier vorgestellten experimentellen Studie wurde die 3D-Genauigkeit navigationsgestützter Implantatlagerbohrungen untersucht und erstmals mit der Präzision eines konventionellen Vorgehens verglichen.

Die Implantatlagerbohrungen wurden von zwei Operateuren vorgenommen, die sich hinsichtlich ihrer Berufserfahrung deutlich unterschieden. Die Ergebnisse wurden inter-individuell verglichen.

Die Fragestellungen zielten auf eine mögliche Verbesserung der Präzision der Implantatlagerpräparationen durch die Navigation. Es sollte geklärt werden, ob ein erfahrener und ein unerfahrener Operateur unterschiedlich von einer Navigationstechnologie profitieren.

Die navigationsgestützten Bohrungen wurden mithilfe eines CT-Daten basierten passiven optischen Navigationssystems durchgeführt. Eine konventionelle Bohrhilfe ohne Führungshülsen wurde für eine standardisierte Positionierung des Implantatbohrers auf dem Kieferkamm verwendet.

Postoperativ wurden die Abweichungen der Bohrungen von den geplanten Idealfällen nach Nähe zum Mandibularkanal und nach Achsenabweichung wiederum CT-Daten gestützt mithilfe eines speziellen Computerprogramms ausgewertet.

Insgesamt wurden 224 Bohrungen durchgeführt. Statistisch signifikante inter-individuelle Unterschiede wurden nicht beobachtet. Ebenso konnten keine Lernkurven beobachtet werden.

Die mittlere Abweichung der konventionellen Bohrungen ($n = 112$) in oro-vestibulärer und mesio-distaler Richtung betrug $11.2^\circ \pm 5.6^\circ$ (Streuung $4.1^\circ - 25.3^\circ$). Die mittlere Abweichung der navigationsgestützten Bohrungen ($n = 112$) betrug $4.2^\circ \pm 1.8^\circ$ (Streuung $2.3^\circ - 11.5^\circ$). Die Unterschiede zwischen den Methoden bezüglich der Angulation waren statistisch signifikant ($p < 0,01$).

Die mittlere Distanz zum Mandibularkanal betrug $1,1 \pm 0,6$ mm (Streuung 0,1 - 2,3 mm) für die konventionellen Bohrungen und $0,7 \pm 0,5$ mm (Streuung 0,1 - 1,8 mm) für die navigationsgestützten Bohrungen. Die Unterschiede zwischen den Methoden bezüglich der Distanzabweichung waren statistisch nicht signifikant.

Die Ergebnisse werden zunächst in Zusammenhang mit anderen experimentellen und klinischen Studien vor dem Hintergrund möglicher Einflussfaktoren und Fehlerquellen besprochen. Abschließend werden die Ergebnisse vor dem Hintergrund alternativer Verfahren zur Steigerung der Präzision und vor dem Hintergrund sozio-ökonomischer Faktoren diskutiert.

7 LITERATURVERZEICHNIS

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T:
Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws.
Int J Oral Maxillofac Implants 5 (1990), 347-359.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR:
The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success.
Int J Oral Maxillofac Implants 1 (1986), 11-25.
3. Al-Nawas B, Brahm R, Grötz KA, Wagner S, Kann P, Wagner W:
Non-invasive Beurteilung des knöchernen Implantatlagers durch
Ultraschalltransmissionsgeschwindigkeit.
Z Zahnärztl Implantol 16 (2000), 116-124.
4. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K:
Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use.
Dentomaxillofac Radiol 28 (1999), 245-248.
5. Arand M, Hartwig E, Hebold D, Kinzl L, Gebhard F:
Präzisionsanalyse navigationsgestützt implantierter thorakaler und lumbaler
Pedikelschrauben. Eine prospektive klinische Studie.
Unfallchirurg 104 (2001), 1076-1081.
6. Bavitz JB, Harn SD, Hansen CA, Lang M:
An anatomical study of mental neurovascular bundle-implant relationships.
Int J Oral Maxillofac Implants 8 (1993), 563-567.
7. Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B, Wagner W:
Diabetes mellitus - ein Risikofaktor für enossale Implantate im zahnlosen Unterkiefer?
Ergebnisse einer kontrollierten Studie über 5 Jahre.
Dtsch Zahnärztl Z 53 (1998), 322-329.
8. Berberi A, Le Breton G, Mani J, Woimant H, Nasseh I:
Lingual paresthesia following surgical placement of implants: report of a case.
Int J Oral Maxillofac Implants 8 (1993), 580-582.
9. Berry J, O'Malley BW, Jr., Humphries S, Staecker H:
Making image guidance work: understanding control of accuracy.
Ann Otol Rhinol Laryngol 112 (2003), 689-692.
10. Besimo C, Graber G, Lambrecht JT:
Bildgebende Verfahren zur prächirurgisch-prothetischen Planung implantatgetragener
Suprastrukturen.
Implantologie 3 (1995), 193-207.
11. Besimo C, Lambrecht JT, Nidecker A:
Dental implant treatment planning with reformatted computed tomography.
Dentomaxillofac Radiol 24 (1995), 264-267.

12. Besimo CE, Lambrecht JT, Guindy JS:
Accuracy of implant treatment planning utilizing template-guided reformatted computed tomography.
Dentomaxillofac Radiol 29 (2000), 46-51.
13. Bier J:
Robotik.
Mund Kiefer Gesichtschir 4 Suppl 1 (2000), S356-368.
14. Birkfellner W, Figl M, Matula C, Hummel J, Hanel R, Imhof H, Wanschitz F, Wagner A, Watzinger F, Bergmann H:
Computer-enhanced stereoscopic vision in a head-mounted operating binocular.
Phys Med Biol 48 (2003), N49-57.
15. Birkfellner W, Huber K, Larson A, Hanson D, Diemling M, Homolka P, Bergmann H:
A modular software system for computer-aided surgery and its first application in oral implantology.
IEEE Trans Med Imaging 19 (2000), 616-620.
16. Birkfellner W, Solar P, Gahleitner A, Huber K, Kainberger F, Kettenbach J, Homolka P, Diemling M, Watzek G, Bergmann H:
In-vitro assessment of a registration protocol for image guided implant dentistry.
Clin Oral Implants Res 12 (2001), 69-78.
17. Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F, Enislidis G, Kollmann C, Rafolt D, Nowotny R, Ewers R, Bergmann H:
Systematic distortions in magnetic position digitizers.
Med Phys 25 (1998), 2242-2248.
18. Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F, Ewers R, Bergmann H:
Calibration of tracking systems in a surgical environment.
IEEE Trans Med Imaging 17 (1998), 737-742.
19. Bou Serhal C, Jacobs R, Persoons M, Hermans R, van Steenberghe D:
The accuracy of spiral tomography to assess bone quantity for the preoperative planning of implants in the posterior maxilla.
Clin Oral Implants Res 11 (2000), 242-247.
20. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A:
Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.
Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 16 (1977), 1-132.
21. Brosh T, Pilo R, Sudai D:
The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques.
J Prosthet Dent 79 (1998), 328-334.
22. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A:
Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments.
Int J Oral Maxillofac Implants 15 (2000), 15-46.
23. Buser D, Bragger U, Lang NP, Nyman S:
Regeneration and enlargement of jaw bone using guided tissue regeneration.
Clin Oral Implants Res 1 (1990), 22-32.

24. Buser D, von Arx T, ten Bruggenkate C, Weingart D:
Basic surgical principles with ITI implants.
Clin Oral Implants Res 11 Suppl 1 (2000), 59-68.
25. Casap N, Wexler A, Persky N, Schneider A, Lustmann J:
Navigation surgery for dental implants: assessment of accuracy of the image guided implantology system.
J Oral Maxillofac Surg 62 (2004), 116-119.
26. Cavalcanti MG, Yang J, Ruprecht A, Vannier MW:
Validation of spiral computed tomography for dental implants.
Dentomaxillofac Radiol 27 (1998), 329-333.
27. Caversaccio M, Nolte LP, Hausler R:
Present state and future perspectives of computer aided surgery in the field of ENT and skull base.
Acta Otorhinolaryngol Belg 56 (2002), 51-59.
28. Cawood JI, Howell RA:
A classification of the edentulous jaws.
Int J Oral Maxillofac Surg 17 (1988), 232-236.
29. Chiu AG, Vaughan WC:
Revision endoscopic frontal sinus surgery with surgical navigation.
Otolaryngol Head Neck Surg 130 (2004), 312-318.
30. Claes J, Koekelkoren E, Wuyts FL, Claes GM, Van den Hauwe L, Van de Heyning PH:
Accuracy of computer navigation in ear, nose, throat surgery: the influence of matching strategy.
Arch Otolaryngol Head Neck Surg 126 (2000), 1462-1466.
31. Dittmar C:
Über die Lage des sogenannten Gefässcentrums in der Medulla oblongata. *Berichte der Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaft zu Leipzig.*
Math Phys Klein 25 (1873), 449-469.
32. Duchna HW, Nowack U, Merget R, Muhr G, Schultze-Werninghaus G:
Prospektive Untersuchung zur Bedeutung der Kontaktsensibilisierung durch Metallimplantate.
Zentralbl Chir 123 (1998), 1271-1276.
33. Enislidis G, Wagner A, Ploder O, Ewers R:
Computed intraoperative navigation guidance--a preliminary report on a new technique.
Br J Oral Maxillofac Surg 35 (1997), 271-274.
34. Ernemann U, Westendorff C, Troitzsch D, Hoffmann J:
Navigation-assisted sclerotherapy of orbital venolymphatic malformation: a new guidance technique for percutaneous treatment of low-flow vascular malformations.
AJNR Am J Neuroradiol 25 (2004), 1792-1795.
35. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P:
Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology.
Eur J Oral Sci 106 (1998), 527-551.

36. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P:
Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II).
Etiopathogenesis.
Eur J Oral Sci 106 (1998), 721-764.
37. Ewers R, Schicho K, Truppe M, Seemann R, Reichwein A, Figl M, Wagner A:
Computer-aided navigation in dental implantology: 7 years of clinical experience.
J Oral Maxillofac Surg 62 (2004), 329-334.
38. Federspil PA, Plinkert PK:
Robotic surgery in otorhinolaryngology.
Otolaryngol Pol 58 (2004), 237-242.
39. Fortin T, Bosson JL, Coudert JL, Isidori M:
Reliability of preoperative planning of an image-guided system for oral implant
placement based on 3-dimensional images: an in vivo study.
Int J Oral Maxillofac Implants 18 (2003), 886-893.
40. Fortin T, Champleboux G, Bianchi S, Buatois H, Coudert JL:
Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-
scan images through a robotic drilling machine.
Clin Oral Implants Res 13 (2002), 651-656.
41. Fortin T, Champleboux G, Lormee J, Coudert JL:
Precise dental implant placement in bone using surgical guides in conjunction with
medical imaging techniques.
J Oral Implantol 26 (2000), 300-303.
42. Fortin T, Coudert JL, Champleboux G, Sautot P, Lavallee S:
Computer-assisted dental implant surgery using computed tomography.
J Image Guid Surg 1 (1995), 53-58.
43. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U:
Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot
study in jaw autopsy specimens.
Clin Oral Implants Res 6 (1995), 213-219.
44. Gaggl A, Schultes G:
Assessment of accuracy of navigated implant placement in the maxilla.
Int J Oral Maxillofac Implants 17 (2002), 263-270.
45. Gaggl A, Schultes G, Karcher H:
Navigational precision of drilling tools preventing damage to the mandibular canal.
J Craniomaxillofac Surg 29 (2001), 271-275.
46. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH:
Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional
occlusal loading. Successful vs. failing implants.
Clin Oral Implants Res 15 (2004), 428-434.
47. Gomez-Roman G, Axmann-Krcmar A, d'Hoedt B, Schulte W:
Eine Methode zur quantitativen Erfassung und statistischen Auswertung des
periimplantären Knochenabbaus.
Stomatologie 92 (1995), 463-471.
48. Grondahl K, Lekholm U:
The predictive value of radiographic diagnosis of implant instability.
Int J Oral Maxillofac Implants 12 (1997), 59-64.

49. Gumprecht HK, Widenka DC, Lumenta CB:
BrainLab VectorVision Neuronavigation System: technology and clinical experiences in 131 cases.
Neurosurgery 44 (1999), 97-104; discussion 104-105.
50. Gunkel AR, Thumfart WF, Freysinger W:
Computerunterstützte 3D-Navigationssysteme.
HNO 48 (2000), 75-90.
51. Harris D, Buser D, Dula K, Grondahl K, Haris D, Jacobs R, Lekholm U, Nakielny R, van Steenberghe D, van der Stelt P:
E.A.O. guidelines fo the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin.
Clin Oral Implants Res 13 (2002), 566-570.
52. Hassfeld S:
Rechnergestützte Planung und intraoperative Instrumentennavigation in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.
Habil.-Schr. (2000), 116 Seiten.
53. Hassfeld S, Brief J, Krempien R, Raczkowsky J, Munchenberg J, Giess H, Meinzer HP, Mende U, Worn H, Mühling J:
Computerunterstützte Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.
Radiologe 40 (2000), 218-226.
54. Hassfeld S, Brief J, Stein W, Ziegler C, Redlich T, Raczkowsky J, Krempien R, Mühling J:
Navigationsverfahren in der Implantologie - Stand der Technik und Perspektiven.
Implantologie 8 (2000), 373-390.
55. Hassfeld S, Fiebach J, Widmann S, Heiland S, Mühling J:
Magnetresonanztomographie zur Planung vor dentaler Implantation.
Mund Kiefer Gesichtschir 5 (2001), 186-192.
56. Hassfeld S, Mühling J:
Comparative examination of the accuracy of a mechanical and an optical system in CT and MRT based instrument navigation.
Int J Oral Maxillofac Surg 29 (2000), 400-407.
57. Hassfeld S, Mühling J:
Computer assisted oral and maxillofacial surgery--a review and an assessment of technology.
Int J Oral Maxillofac Surg 30 (2001), 2-13.
58. Hassfeld S, Raczkowsky J, Bohner P, Hofele C, Holler C, Mühling J, Rembold U:
Robotik in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Möglichkeiten, Chancen, Risiken.
Mund Kiefer Gesichtschir 1 (1997), 316-323.
59. Hassfeld S, Streib S, Sahl H, Stratmann U, Fehrentz D, Zöller J:
Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der praimplantologischen Diagnostik. Grenzen der Dosisreduzierung und Genauigkeit von Längenmessungen.
Mund Kiefer Gesichtschir 2 (1998), 188-193.
60. Hauser R:
Computerunterstützte 3D-Navigationssysteme - Plädoyer für ein Fehlermodell.
HNO 48 (2000), 71-74.

61. Higuchi KW, Folmer T, Kultje C:
Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study.
J Oral Maxillofac Surg 53 (1995), 264-268.
62. Hobkirk JA, Havthoulas TK:
The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures.
J Prosthet Dent 80 (1998), 169-174.
63. Hoffmann J, Dammann F, Troitzsch D, Krimmel M, Gülicher D, Reinert S:
Intraoperative computertomographische Kontrolle im Rahmen der maxillofazialen Traumatologie unter Verwendung eines fahrbaren Scanners.
Biomed Tech (Berl) 47 (2002), 155-158.
64. Hoffmann J, Dammann F, Troitzsch D, Müller S, Zerfowski M, Bartz D, Reinert S:
Image-guided navigation for minimal invasive approaches in craniomaxillofacial surgery.
Biomed Tech (Berl) 47 Suppl 1 Pt 2 (2002), 728-731.
65. Hoffmann J, Troitzsch D, Westendorff C, Dammann F, Reinert S.
Craniofacial endosseous implant positioning with image-guided surgical navigation.
In: Buzug TM, Lüth T, Hrsg. Perspective in Image-Guided Surgery. Proceedings of the Scientific Workshop on Medical Robotics, Navigation and Visualization. Singapore: World Scientific Publishers (2004), 137-143.
66. Hoffmann J, Troitzsch D, Westendorff C, Weinhold O, Reinert S:
Temporary intermaxillary fixation using individualized acrylic splints permits image-data-based surgery of the lower jaw and oropharynx.
Laryngoscope 114 (2004), 1506-1509.
67. Hoffmann J, Westendorff C, Gülicher D, Dammann F, Reinert S:
Image-data-based surgery in minimal-access treatment of orbitozygomatic complex injuries.
Biomed Tech (Berl) 49 (Suppl. 1) (2004), 36-37.
68. Hoffmann J, Westendorff C, Leitner C, Bartz D, Reinert S:
Validation of 3D-laser surface registration for image-guided craniomaxillofacial surgery.
J Craniomaxillofac Surg 33 (2005), 13-18.
69. Hoffmann J, Westendorff C, Schneider M, Reinert S:
Accuracy assessment of image-guided implant surgery: an experimental study.
Int J Oral Maxillofac Implants 20 (2005), 382-386.
70. Hoffmann J, Westendorff C, Troitzsch D, Ernemann U, Reinert S:
Bildatengestützte Navigation zur Steuerung der interstitiellen Lasertherapie von vaskulären Malformationen im Kopf- und Halsbereich.
Biomed Tech (Berl) 49 (2004), 199-201.
71. Hofmann M:
Zum Standard der Versorgung des zahnlosen Unterkiefers.
Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994), 660-666.
72. Hofschneider U, Tepper G, Gahleitner A, Ulm C:
Assessment of the blood supply to the mental region for reduction of bleeding complications during implant surgery in the interforaminal region.
Int J Oral Maxillofac Implants 14 (1999), 379-383.

73. Holmes DC, Loftus JT:
Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants.
J Oral Implantol 23 (1997), 104-111.
74. Honl M, Dierk O, Gauck C, Carrero V, Lampe F, Dries S, Quante M, Schwieger K, Hille E, Morlock MM:
Comparison of robotic-assisted and manual implantation of a primary total hip replacement. A prospective study.
J Bone Joint Surg Am 85-A (2003), 1470-1478.
75. Hümmeke S, Voßhans J, Esser E:
Navigierte Implantatchirurgie im klinischen Einsatz.
Z Zahnärztl Implantol 20 (2004), 80-85.
76. Jackowski J, Jöhren P, Hartmann N, Grimm WD, Wentz K:
Wertigkeit der Computertomographie in der präimplantologischen Diagnostik schwieriger anatomischer Situationen.
Z Zahnärztl Implantol 13 (1997), 83-87.
77. Jacobs R:
Preoperative radiologic planning of implant surgery in compromised patients.
Periodontol 2000 33 (2003), 12-25.
78. Jacobs R, Adriansens A, Verstreken K, Suetens P, van Steenberghe D:
Predictability of a three-dimensional planning system for oral implant surgery.
Dentomaxillofac Radiol 28 (1999), 105-111.
79. Jaffin RA, Berman CL:
The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis.
J Periodontol 62 (1991), 2-4.
80. Kaeppler G, Axmann-Krcmar A, Schwenzer N:
Anwendungsbereiche transversaler Schichtaufnahmen (Scanora) in der zahnärztlichen Implantologie.
Z Zahnärztl Implantol 13 (1997), 18-26.
81. Khadem R, Yeh CC, Sadeghi-Tehrani M, Bax MR, Johnson JA, Welch JN, Wilkinson EP, Shahidi R:
Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems.
Comput Aided Surg 5 (2000), 98-107.
82. Klein M, Abrams M:
Computer-guided surgery utilizing a computer-milled surgical template.
Pract Proced Aesthet Dent 13 (2001), 165-169; quiz 170.
83. Klein M, Hein A, Lüth T, Bier J:
Robot-assisted placement of craniofacial implants.
Int J Oral Maxillofac Implants 18 (2003), 712-718.
84. Knott PD, Maurer CR, Gallivan R, Roh HJ, Citardi MJ:
The impact of fiducial distribution on headset-based registration in image-guided sinus surgery.
Otolaryngol Head Neck Surg 131 (2004), 666-672.
85. Lekholm U, Zarb G.
Patient Selection and preparation.
In: Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T, Hrsg. Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985:199-209.

86. Li S, Chien S, Branemark PI:
Heat shock-induced necrosis and apoptosis in osteoblasts.
J Orthop Res 17 (1999), 891-899.
87. Lindh C, Nilsson M, Klinge B, Petersson A:
Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible.
Dentomaxillofac Radiol 25 (1996), 146-150.
88. Maintz JB, Viergever MA:
A survey of medical image registration.
Med Image Anal 2 (1998), 1-36.
89. Majdani O, Leinung M, Lenarz T, Heermann R:
Navigationsgestützte Chirurgie im Kopf- und Hals-Bereich.
Laryngorhinootologie 82 (2003), 632-644.
90. Marmulla R, Brief J, Heurich T, Mühling J, Hassfeld S:
Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie.
Z Zahnärztl Implantol 18 (2002), 152-158.
91. Marmulla R, Hassfeld S, Lüth T, Mühling J:
Laser-scan-based navigation in cranio-maxillofacial surgery.
J Craniomaxillofac Surg 31 (2003), 267-277.
92. Marmulla R, Hilbert M, Niederdellmann H:
Intraoperative Präzision mechanischer, elektromagnetischer, infrarot- und lasergeführter Navigationssysteme in der computergestützten Chirurgie.
Mund Kiefer Gesichtschir 2 Suppl 1 (1998), S145-148.
93. Marmulla R, Niederdellmann H:
Computer-assisted bone segment navigation.
J Craniomaxillofac Surg 26 (1998), 347-359.
94. Messmer P, Baumann B, Suhm N, Jacob AL:
Navigationsverfahren für die bildgesteuerte Therapie - ein Überblick.
Rofo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 173 (2001), 777-784.
95. Meyer U, Wiesmann HP, Runte C, Fillies T, Meier N, Lüth T, Joos U:
Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs.
Br J Oral Maxillofac Surg 41 (2003), 102-108.
96. Mizrahi B, Thunthy KH, Finger I:
Radiographic/surgical template incorporating metal telescopic tubes for accurate implant placement.
Pract Periodontics Aesthet Dent 10 (1998), 757-765; quiz 766.
97. Möbes O, Becker J, Schnelle C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M:
Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie.
Dtsch Zahnärztl Z 55 (2000), 336-339.
98. Muacevic A, Uhl E, Steiger HJ, Reulen HJ:
Accuracy and clinical applicability of a passive marker based frameless neuronavigation system.
J Clin Neurosci 7 (2000), 414-418.

99. Naitoh M, Arijji E, Okumura S, Ohsaki C, Kurita K, Ishigami T:
Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated dental implants?
Clin Oral Implants Res 11 (2000), 409-414.
100. Neukam FW, Esser E:
Implantologie.
Mund Kiefer Gesichtschir 4 Suppl 1 (2000), S249-256.
101. Nishihara S, Sugano N, Nishii T, Tanaka H, Nakamura N, Yoshikawa H, Ochi T:
Clinical accuracy evaluation of femoral canal preparation using the ROBODOC system.
J Orthop Sci 9 (2004), 452-461.
102. Noack N, Willer J, Hoffmann J:
Long-term results after placement of dental implants: longitudinal study of 1,964 implants over 16 years.
Int J Oral Maxillofac Implants 14 (1999), 748-755.
103. Nolte LP, Langlotz F:
Intraoperative Navigationssysteme.
Trauma Berufskrankh 2 Suppl 1 (2000), 23-30.
104. Picard C, Olivier A, Bertrand G:
The first human stereotaxic apparatus. The contribution of Aubrey Mussen to the field of stereotaxis.
J Neurosurg 59 (1983), 673-676.
105. Ploder O, Wagner A, Enislidis G, Ewers R:
Computergestützte intraoperative Visualisierung von dentalen Implantaten. Augmented Reality in der Medizin.
Radiologe 35 (1995), 569-572.
106. Pluim JP, Maintz JB, Viergever MA:
Mutual-information-based registration of medical images: a survey.
IEEE Trans Med Imaging 22 (2003), 986-1004.
107. Potter BJ, Shrout MK, Russell CM, Sharawy M:
Implant site assessment using panoramic cross-sectional tomographic imaging.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 84 (1997), 436-442.
108. Pröbster L, Freesmeyer WB:
Das Fernröntgenseitenbild in der präimplantologischen Diagnostik.
Z Zahnärztl Implantol V (1989), 155-161.
109. Randelzhofer P, de la Barrera JM, Spielberg M, Kurtz C, Strub JR:
Three-dimensional navigation in oral implantology: a preliminary investigation.
Int J Periodontics Restorative Dent 21 (2001), 617-626.
110. Rangert B, Gunne J, Glantz PO, Svensson A:
Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. An in vivo study.
Clin Oral Implants Res 6 (1995), 40-46.
111. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY:
Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study.
Int J Oral Maxillofac Implants 6 (1991), 177-186.

112. Ratschew C, Czernicky W, Watzek G:
Lebensbedrohende Blutung nach Implantation im Unterkiefer: Ein Fallbericht.
Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994), 65-67.
113. Richter EJ:
Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und
klinischer Untersuchungen.
Habil.-Schr. (1992), 208 Seiten.
114. Richter EJ:
Prothetik im Unterkiefer - In-vivo-Messungen zur Unterkieferdeformation und
Konsequenzen für implantatverankerte Suprastrukturen.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 109 (1999), 117-126.
115. Richter EJ, Wyndorps P, Lambert S, Klöppel H:
Quantitative Messung der Verankerungsfestigkeit von Zähnen und Implantaten.
Dtsch Zahnärztl Z 50 (1995), 204-209.
116. Roberts DW, Strohhahn JW, Hatch JF, Murray W, Kettenberger H:
A frameless stereotaxic integration of computerized tomographic imaging and the
operating microscope.
J Neurosurg 65 (1986), 545-549.
117. Sailer HF, Haers P, Zolikofer CP, Warnke T, Carls FR, Stucki P:
The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial
deformities and planning of surgical corrections.
Int J Oral Maxillofac Surg 27 (1998), 327-333.
118. Samfors KA, Welander U:
Angle distortion in narrow beam rotation radiography.
Acta Radiol Diagn (Stockh) 15 (1974), 570-576.
119. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N:
Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide.
Int J Oral Maxillofac Implants 18 (2003), 571-577.
120. Scharf DR, Tarnow DP:
The effect of crestal versus mucobuccal incisions on the success rate of implant
osseointegration.
Int J Oral Maxillofac Implants 8 (1993), 187-190.
121. Scher EL:
Use of the incisive canal as a recipient site for root form implants: preliminary clinical
reports.
Implant Dent 3 (1994), 38-41.
122. Schlegel KA, Kloss FR, Schultze-Mosgau S, Neukam FW, Wiltfang J:
Implantat-Einheilvorgänge bei unterschiedlichen lokalen Knochenmaßnahmen.
Dtsch Zahnärztl Z 57 (2002), 194-199.
123. Schmelzeisen R, Gellrich NC, Schön R, Gutwald R, Zizelmann C, Schramm A:
Navigation-aided reconstruction of medial orbital wall and floor contour in cranio-
maxillofacial reconstruction.
Injury 35 (2004), 955-962.

124. Schmelzeisen R, Gellrich NC, Schramm A, Schön R, Otten JE:
Navigation-guided resection of temporomandibular joint ankylosis promotes safety in skull base surgery.
J Oral Maxillofac Surg 60 (2002), 1275-1283.
125. Schramm A:
Nicht-invasive Patienten-Registrierung in der rechnergestützten Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie - Entwicklung, Grundlagen und klinische Anwendung.
Habil.-Schr. (2004), 109 Seiten.
126. Schramm A, Gellrich NC, Gutwald R, Schipper J, Bloss H, Hustedt H, Schmelzeisen R, Otten JE:
Indications for computer-assisted treatment of cranio-maxillofacial tumors.
Comput Aided Surg 5 (2000), 343-352.
127. Schramm A, Gellrich NC, Schimming R, Schmelzeisen R:
Rechnergestützte Insertion von Zygomatikumimplantaten (Branemark-System) nach ablativer Tumorchirurgie.
Mund Kiefer Gesichtschir 4 (2000), 292-295.
128. Schultes G, Gaggl A:
CT-gestützte Navigation zur Insertion von dentalen Implantaten in Oberkiefermodellen.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 111 (2001), 828-833.
129. Siessegger M, Mischkowski RA, Schneider BT, Krug B, Klesper B, Zöller JE:
Image guided surgical navigation for removal of foreign bodies in the head and neck.
J Craniomaxillofac Surg 29 (2001), 321-325.
130. Siessegger M, Schneider BT, Mischkowski RA, Lazar F, Krug B, Klesper B, Zöller JE:
Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites.
J Craniomaxillofac Surg 29 (2001), 276-281.
131. Solar P, Gahleitner A:
Dental-CT zur Planung chirurgischer Eingriffe. Bedeutung im oro-maxillofazialen Bereich aus zahnärztlicher Sicht.
Radiologe 39 (1999), 1051-1063.
132. Sonick M, Abrahams J, Faiella RA:
A comparison of the accuracy of periapical panoramic and computerized tomographic radiographs in locating the mandibular canal.
Int J Oral Maxillofac Implants 9 (1994), 455-460.
133. Steinhart H, Bumm K, Wurm J, Vogele M, Iro H:
Surgical application of a new robotic system for paranasal sinus surgery.
Ann Otol Rhinol Laryngol 113 (2004), 303-309.
134. Steinmeier R, Rachinger J, Kaus M, Ganslandt O, Huk W, Fahlbusch R:
Factors influencing the application accuracy of neuronavigation systems.
Stereotact Funct Neurosurg 75 (2000), 188-202.
135. Stellingsma C, Meijer HJ, Raghoobar GM:
Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: a five-year retrospective study.
J Oral Maxillofac Surg 58 (2000), 382-387; discussion 387-388.

136. Sunden S, Grondahl K, Grondahl HG:
Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Branemark dental implants.
Clin Oral Implants Res 6 (1995), 220-226.
137. Tallgren A:
The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972.
J Prosthet Dent 89 (2003), 427-435.
138. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS:
The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest.
J Periodontol 71 (2000), 546-549.
139. Tetsch P:
Indikationen und Kontraindikationen enossaler Implantate im Kieferbereich.
ZWR 93 (1984), 884, 886, 888.
140. Tyndall AA, 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 89 (2000), 630-637.
141. Van Steenberghe D, Malevez C, Van Cleynenbreugel J, Serhal CB, Dhoore E, Schutyser F, Suetens P, Jacobs R:
Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers.
Clin Oral Implants Res 14 (2003), 131-136.
142. Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Marchal G, Naert I, Suetens P, van Steenberghe D:
Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach.
Int J Oral Maxillofac Implants 11 (1996), 806-810.
143. Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Martens K, Marchal G, van Steenberghe D, Suetens P:
An image-guided planning system for endosseous oral implants.
IEEE Trans Med Imaging 17 (1998), 842-852.
144. Wagner A, Ploder O, Enislidis G, Truppe M, Ewers R:
Image-guided surgery.
Int J Oral Maxillofac Surg 25 (1996), 147-151.
145. Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W, Zauza K, Klug C, Schicho K, Kainberger F, Czerny C, Bergmann H, Ewers R:
Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy.
Clin Oral Implants Res 14 (2003), 340-348.
146. Wanschitz F, Birkfellner W, Figl M, Patruta S, Wagner A, Watzinger F, Yerit K, Schicho K, Hanel R, Kainberger F, Imhof H, Bergmann H, Ewers R:
Computer-enhanced stereoscopic vision in a head-mounted display for oral implant surgery.
Clin Oral Implants Res 13 (2002), 610-616.

147. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F, Figl M, Kettenbach J, Bergmann H, Ewers R:
Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible.
Clin Oral Implants Res 13 (2002), 59-64.
148. Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, Millesi W, Schopper C, Sinko K, Huber K, Bergmann H, Ewers R:
Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: case report and presentation of a new method.
J Craniomaxillofac Surg 27 (1999), 77-81.
149. Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, Ziya F, Wagner A, Kremser J, Kainberger F, Huber K, Bergmann H, Ewers R:
Placement of endosteal implants in the zygoma after maxillectomy: a Cadaver study using surgical navigation.
Plast Reconstr Surg 107 (2001), 659-667.
150. Watzinger F, Wanschitz F, Wagner A, Enislidis G, Millesi W, Baumann A, Ewers R:
Computer-aided navigation in secondary reconstruction of post-traumatic deformities of the zygoma.
J Craniomaxillofac Surg 25 (1997), 198-202.
151. Weinberg LA:
CT scan as a radiologic data base for optimum implant orientation.
J Prosthet Dent 69 (1993), 381-385.
152. Westendorff C, Hoffmann J, Troitzsch D, Dammann F, Reinert S:
Ossifying fibroma of the skull: interactive image-guided minimally invasive localization and resection.
J Craniofac Surg 15 (2004), 854-858.
153. Westendorff C, Hoffmann J, Troitzsch D, Ernemann U, Reinert S:
Multimodality image-guided interstitial laser treatment for vascular malformations in the head and neck.
Eur Surg Res 36 Suppl 1 (2004), 26.
154. Westendorff C, Hoffmann J, Troitzsch D, Reinert S:
Surgical navigation-guided craniofacial endosseous implant insertion.
J Craniomaxillofac Surg 32 Suppl 1 (2004), 309.
155. Weyant RJ:
Characteristics associated with the loss and peri-implant tissue health of endosseous dental implants.
Int J Oral Maxillofac Implants 9 (1994), 95-102.
156. Willer J, Noack N, Hoffmann J:
Survival rate of IMZ implants: a prospective 10-year analysis.
J Oral Maxillofac Surg 61 (2003), 691-695.
157. Winkler S, Morris HF, Ochi S:
Implant survival to 36 months as related to length and diameter.
Ann Periodontol 5 (2000), 22-31.
158. Winter M, Kochhan G, Platte J, Schmitz HJ:
Zur Häufigkeit von Verletzungen des Nervus alveolaris inferior infolge enossaler Implantation im Unterkieferseitenzahnbereich.
Z Zahnärztl Implantol 11 (1995), 79-82.

159. Zarb GA, Lewis DW:
Dental implants and decision making.
J Dent Educ 56 (1992), 863-872.
160. Zeilhofer HF, Kliegis U, Sader R, Horch HH:
Videomatching als intraoperative Navigationshilfe bei profilverbessernden Operationen.
Mund Kiefer Gesichtschir 1 Suppl 1 (1997), S68-70.
161. Zimmer CM, Zimmer WM, Williams J, Liesener J:
Public awareness and acceptance of dental implants.
Int J Oral Maxillofac Implants 7 (1992), 228-232.
162. Zinreich SJ, Tebo SA, Long DM, Brem H, Mattox DE, Loury ME, vander Kolk CA, Koch WM, Kennedy DW, Bryan RN:
Frameless stereotaxic integration of CT imaging data: accuracy and initial applications.
Radiology 188 (1993), 735-742.

8 VORABVERÖFFENTLICHUNGEN

Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S:
Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model.
Clin Oral Implants Res 16(5) (2005), 609-614.

Westendorff C, Hoffmann J, Gomez-Roman G, Herberts T, Reinert S:
Interindividueller Vergleich der Genauigkeit navigations-assistierter Implantatbettbohrungen mit konventionell geführten Freihandbohrungen am Unterkiefermodell.
In: Bildverarbeitung für die Medizin 2005, Reihe: Informatik aktuell. Meinzer HP, Handels H, Horsch A, Tolxdorff T (Hrsg). Springer Verlag Berlin, 252 - 256.

Westendorff C, Hoffmann J, Gomez-Roman G, Bartz D, Herberts T, Reinert S:
Accuracy and interindividual outcome of navigation guided dental implant socket drilling in an experimental setting.
In: Proceedings of the 19th International Congress and Exhibition CARS 2005. Lemke HU, Inamura K, Doi, K, Vannier MW, Farman AG (Hrsg.). Elsevier Verlag Amsterdam, 1205-1210.

Westendorff C, Hoffmann J, Troitzsch D, Dammann F, Bartz D, Reinert S:
Image-data-based implant dentistry: Assessment of accuracy and safety in an experimental setup.
Biomed Tech (Biomedizinische Technik) 49 (Ergänzungsband 1) (2004), 60-61.

Westendorff C, Hoffmann J, Gomez-Roman G, Bartz D, Herberts T, Reinert S:
Accuracy and interindividual outcome of navigation guided dental implant socket drilling in an experimental setting.
Vortrag, 19th International Congress of Computer Assisted Radiology and Surgery, 22.-25. Juni 2005, Berlin.

Westendorff C, Hoffmann J, Herberts T, Reinert S:
Experimenteller Vergleich der Präzision CT-Daten-navigierter dentaler Implantologie mit konventionellen Verfahren.
Vortrag, Symposium der Arbeitsgemeinschaft für Kieferchirurgie, 5.-6. Mai 2005, Bad Homburg.

Westendorff C, Hoffmann J, Gomez-Roman G, Reinert S:
Interindividueller Vergleich der Genauigkeit navigations-assistierter Implantatbettbohrungen mit konventionell geführten Freihandbohrungen am Unterkiefermodell.
Poster, Workshop „Bildverarbeitung für die Medizin“, 13.-15. März 2005, Heidelberg.

Westendorff C, Hoffmann J, Troitzsch D, Gomez-Roman G, Bartz D, Reinert S:
Multi-Slice-Computertomographie und Genauigkeit navigationsassistierter Implantatbettbohrungen am Unterkiefermodell.
Vortrag, 3. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC 2004), 8.-9. Oktober 2004, München.

Westendorff C, Hoffmann J, Gomez-Roman G, Reinert S:
Vergleich der Genauigkeit navigations-assistierter Implantatbettbohrungen mit konventionellen Freihandbohrungen: Eine experimentelle Studie.
Poster, Teilnahme am bundesdeutschen DGZMK/Dentsply/BZÄK-Förderpreis-Wettbewerb 2004, 128. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK), 1.-2. Oktober 2004, Stuttgart.

Westendorff C, Hoffmann J, Troitzsch D, Dammann F, Bartz D, Reinert S:
Freihand- versus navigationsassistierte Implantatbohrungen am Unterkiefermodell.
Vortrag, 38. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (BMT 2004), 22.-24. September 2004, Ilmenau.

Westendorff C, Hoffmann J, Gomez-Roman G, Reinert S:
Assessment of accuracy of navigation-guided dental implant socket drilling: an experimental study.
Vortrag, 2nd International Symposium on Computer Aided Surgery around the Head (CAS-H), 17.-19. September 2004, Bern, Schweiz.

Westendorff C, Hoffmann J, Troitzsch D, Gomez-Roman G, Bartz D, Herberts T, Reinert S:
Multi-Slice-Computertomographie und Genauigkeit navigationsassistierter Implantatbohrungen am Unterkiefermodell.
Vortrag, 54. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, 02.-05. Juni 2004, Aachen.

9 ANHANG

9.1 Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen

9.1.1 Abbildungen

ABBILDUNG 1: KNÖCHERNE RESORPTION DES ALVEOLARKAMMS.....	24
ABBILDUNG 2: MEDIZINISCHE NAVIGATION.	28
ABBILDUNG 3: NAVIGATION (BRAINLAB NAVIGATIONSSYSTEM).....	30
ABBILDUNG 4: BEHANDLUNGSABLAUF DER NAVIGIERTEN IMPLANTATION.	35
ABBILDUNG 5: ZAHNGETRAGENE REFERENZIERUNGSSCHIENE IM OBERKIEFER.	36
ABBILDUNG 6: METALLARTEFAKTE. ÜBERLAGERTE REFERENZMARKER (ROTE PFEILE).	37
ABBILDUNG 7: KOPFLAGERUNG BEI DER BILDDATENERFASSUNG (FA. MATERIALISE).	38
ABBILDUNG 8: UNTERKIEFERMODELL.	40
ABBILDUNG 9: PHANTOMMODELL.	41
ABBILDUNG 10: PLANUNGSMODUL.....	43
ABBILDUNG 11: NAVIGATIONSSYSTEM VECTORVISION COMPACT, BRAINLAB.....	44
ABBILDUNG 12: ZIELKORRIDOR-MODUS.	46
ABBILDUNG 13: PLAUSIBILITÄTSTEST.....	47
ABBILDUNG 14: INTRAOPERATIVES SETTING.	48
ABBILDUNG 15: BILDSCHIRMKOPIE DES NAVIGATIONSMONITORS.....	49
ABBILDUNG 16: RECHNERGESTÜTZTE AUSWERTUNG.	50
ABBILDUNG 17: WINKELABWEICHUNGEN.....	51
ABBILDUNG 18: WERTEVERTEILUNG "ABSTAND ZUM MANDIBULARKANAL".	53
ABBILDUNG 19: WERTEVERTEILUNG "WINKELABWEICHUNG". LINKS: O-V, RECHTS: M-D.	54
ABBILDUNG 20: ABSTAND ZUM MANDIBULARKANAL NACH MODELL.	56
ABBILDUNG 21: ABSTAND ZUM MANDIBULARKANAL UNABH. VON OPERATEUR.	57
ABBILDUNG 22: ACHSABWEICHUNGEN (ABSOLUTWERTE UNABH. VON OPERATEUR UND ANGULATION).	58
ABBILDUNG 23: WINKELABWEICHUNG NACH OPERATEUR.	59
ABBILDUNG 24: WINKELABWEICHUNG (M-D) NACH KIEFERMODELL.....	60
ABBILDUNG 25: WINKELABWEICHUNG (O-V) NACH KIEFERMODELL.	60
ABBILDUNG 26: WINKELABWEICHUNG NACH OPERATEUR UND MODELL.....	61
ABBILDUNG 27: FEHLERQUELLEN DER NAVIGATIONSGESTÜTZTEN IMPLANTOLOGIE.....	63

9.1.2 Tabellen

TABELLE 1: ÜBERSICHT IMPLANTATLAGERBOHRUNGEN.	42
TABELLE 2: ÜBERSICHT ZIELPUNKTABWEICHUNG.	55
TABELLE 3: EXPERIMENTELLE ZIELPUNKTABWEICHUNGEN.....	75
TABELLE 4: STRAHLENBELASTUNG VERSCHIEDENER RADIOLOGISCHER VERFAHREN.....	82
TABELLE 5: ERGEBNISSE.....	112

Tabelle 5: Ergebnisse.

UK	Regio	Drill	Erfahrener Operateur						Unerfahrener Operateur					
			Winkelabweichung (°)				Distanz MC (mm)		Winkelabweichung (°)				Distanz MC (mm)	
			m-d konv	o-v konv	m-d nav	o-v nav	konv	nav	m-d konv	v-o konv	m-d nav	o-v nav	konv	navig
1	38	1	4,2	2,8	3,2	1,2	0,6	0,3	3,8	4,3	5,1	2,1	0,8	0,4
	37	2	8,6	4,2	2,1	4,1	0,2	0,1	2,7	9,2	3,1	3,1	0,8	0,2
	36	3	2,7	5,6	4,1	2,8	0,5	0,5	14,2	6,3	4,1	2,7	0,3	0,6
	35	4	1,2	3,8	0,3	0,3	0,3	0,3	13,2	5,3	2,5	1,2	0,5	0,8
	34	5	6,3	7,2	6,2	2,1			4,1	14,6	5,3	3,1		
	33	6	11,9	3,6	2,5	1,3			2,6	2,1	1,5	2,4		
	32	7	13,2	12,8	1,6	0,4			6,2	3,1	1,7	0,5		
	42	8	12,6	5,2	2,1	6,3			11,9	1,5	2,2	4,1		
	43	9	7,2	16,5	3,1	8,4			9,2	7,1	0,3	5,1		
	44	10	11,3	6,2	0,3	0,2			13,4	4,1	0,4	1,2		
	45	11	10,2	12,5	1,1	3,2	0,5	0,2	15,6	10,2	1,1	4,1	0,6	0,5
	46	12	16,4	1,1	3,1	1,4	1,1	0,2	19,3	15,2	0,5	2,5	0,8	0,4
	47	13	5,6	11,9	5,2	1,7	1,3	1,2	3,2	19,2	3,2	0,7	0,9	0,3
	48	14	9,2	19,2	4,7	1,4	1,7	1,8	15,2	13,4	1,1	2,4	2,1	0,8
2	38	1	4,6	13,2	0,2	1,8	1,5	1,5	5,1	12,5	5,1	2,6	2,1	1,8
	37	2	3,8	10,8	0,8	1,2	2,1	1,1	2,7	21,5	0,2	1,4	P	1,8
	36	3	5,8	10,2	3,1	1,2	1,5	1,4	4,8	25,3	3,1	1,4	1,8	1,8
	35	4	1,5	9	2,1	0,2	0,2	1,5	3,1	14,2	2,1	1,5	2,1	1,4
	34	5	7,3	13,1	4,1	9			5,1	11,2	1,1	1,7		
	33	6	6,7	8,5	0,2	5,1			3,1	6	0,5	2,6		
	32	7	8,2	8,2	0,8	3,1			9,3	4,2	1,2	8,5		
	42	8	3,7	8,5	6,2	2,1			13,2	3,1	4,1	7,3		
	43	9	2,1	5,8	11,3	5,1			1,6	4,2	3,1	8,3		
	44	10	6,5	3,2	4,2	2,3			5,1	3,4	2,1	5,4		
	45	11	4,8	2,5	3,1	2,7	1,1	1,3	2,5	5,4	4,1	5,2	1,4	0,3
	46	12	9,4	11,2	1,2	5,3	1,3	1	11,7	3,2	1,1	7,1	0,4	0,6
	47	13	10,8	4,2	0,3	4,1	1,1	0,6	17,2	4,1	4,1	5,1	P	0,5
	48	14	6,4	5,1	1,8	2,1	1,5	0,4	4,1	2,1	0,1	6,1	1,4	0,2
3	38	1	11,6	12,6	2,1	1,5	1,6	0,3	6,1	1,4	0,4	2,7	1,2	0,7
	37	2	4,3	3,2	3,2	0,2	1,4	1,5	8,2	15,2	1,1	2,7	1,1	0,8
	36	3	5,7	1,7	7,9	0,2	1,9	0,3	6,2	4,1	2,1	4,7	1,1	0,8
	35	4	17,5	1,2	0,2	4,1	2,1	0,3	6	3,2	2,1	2,6	P	0,6
	34	5	11,4	5,2	0,5	2,3			4,1	23,1	3,2	3,8		
	33	6	3,6	2,1	2,7	1,3			16,3	13,1	0,1	6,2		
	32	7	5,7	21,5	2,1	5,1			14	1,2	3,1	7,2		
	42	8	2,5	6,2	0,5	4,6			12,5	3,5	5,3	5,3		
	43	9	17,5	9,6	1,7	1,3			6,4	13,2	0,6	5,1		
	44	10	11,3	15,9	2,1	1,4			19,4	3,5	0,1	1,2		
	45	11	7,4	21,7	0,3	1,2	0,7	0,7	21,7	23	3,8	4,1	0,1	0,6
	46	12	5,4	12,1	2,1	1,5	0,3	0,8	15,6	12,3	3,6	3	0,2	0,3
	47	13	2,6	4,3	0,2	1,3	0,6	1,2	5,1	1,2	0,2	1,6	0,5	0,6
	48	14	7,2	2,5	6,2	1,5	0,8	1,2	2,3	4,1	3,7	7,2	0,8	0,8
4	38	1	3,6	2,8	0,3	6,1	1,3	0,8	5,1	15,2	3,5	5,1	1,8	0,4
	37	2	11,3	3,2	3,6	1,3	1,6	1,2	3,5	12,2	3,2	3,2	2,1	0,2
	36	3	11,9	5,2	5,2	1,5	1,6	0,5	4,2	15,2	1,5	1,2	2,3	0,7
	35	4	5,9	17,3	2,1	1,6	0,4	1,1	4,1	15,2	2,6	4,1	2,1	0,3
	34	5	7,8	0,1	1,1	3,5			6,1	3,1	2,3	4,2		
	33	6	4,2	4,3	3,1	3,4			4,2	2,3	5,2	3		
	32	7	4,5	2,6	2,5	3,6			3,1	1,5	2,3	0,4		
	42	8	7,9	5,3	3,1	1,6			5,1	2,5	1,6	11,5		
	43	9	6,7	3,6	2,6	3,4			6,1	1,6	2,7	5,2		
	44	10	14,3	10,2	2,3	2,4			1,3	13,1	2,3	4,2		
	45	11	9,6	7,3	1,3	2,7	0,7	0,2	17,5	4,1	1,7	1,2	2,1	0,6
	46	12	4,3	8,5	0,2	3,7	0,4	0,5	15,4	2,6	2,8	5,1	1,5	0,8
	47	13	2,4	8,3	3,2	2,1	0,3	0,3	1,4	2,6	2,6	6,1	1,2	0,6
	48	14	5,3	5,9	1,8	4,5	1,5	0,3	5,1	6,1	2,3	4,1	1,1	0,7

9.2 Danksagung

Ganz herzlich bedanke ich mich bei **Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. J. Hoffmann** für die Überlassung des Themas und die stets motivierende und wohlwollende Betreuung.

Für die lehrreichen und inspirierenden Gespräche hinsichtlich dental-implantologischer Fragestellungen danke ich **Herrn Prof. Dr. med. dent. G. Gomez-Roman** von der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik.

In der Klinik für Diagnostische Radiologie standen mir **Frau A. Birinci-Aydogan** und **Herr H. Schwarz** bei der Anfertigung der Computertomogramme geduldig und hilfsbereit zur Seite, auch Ihnen gilt mein Dank.

Ein spezieller Dankesgruß geht nach Heimstetten an **Herrn U. Seifert** von der Firma BrainLAB für den technischen Beistand.

Frau U. Gonser danke ich für die professionelle fotografische Unterstützung bei der Anfertigung des Bildmaterials.

Am Institut für Biometrie stand mir **Frau Dr. rer. nat. T. Herberts** bei der statistischen Auswertung kompetent zur Seite. Auch ihr gilt mein Dank.

9.3 Akademischer Lebenslauf

Dr. med. Carsten Westendorff
geb. am 19.06.1975 in Hamburg
ledig

Schulbildung

1981 – 1984	Grundschule, Hamburg
1984 – 1986	Heilwig-Gymnasium, Hamburg
1986 – 1994	Gymnasium, Walsrode
15.06.1994	Allgemeine Hochschulreife

Zivildienst

07/1994 – 03/1995	Blindenaltenheim Falkenried, Hamburg
04/1995 – 09/1995	St. Willibrord Spital, Emmerich

Hochschulausbildung

10/1995 – 04/1997	Studium Humanmedizin, Medizinische Hochschule Hannover
04/1997 – 04/2002	Studium Humanmedizin, Universität Köln
23.04.2002	Ärztliche Prüfung und Teilapprobation als Arzt
01.10.2004	Approbation als Arzt
04/2002 – 04/2006	Studium Zahnmedizin, Eberhard Karls Universität Tübingen
28.04.2006	Zahnärztliche Prüfung
15.05.2006	Approbation als Zahnarzt

Dissertation

16.04.2003	„Untersuchungen zum Einfluss volatiler Anaesthetika auf Freisetzung, Metabolismus und Bindungsverhalten der Iodothyronine am Modell der isoliert perfundierten Rattenleber und in vitro“, Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Medizinischen Doktorgrades, Universität zu Köln
------------	--

Beruflicher Werdegang

02/2003 – 09/2004	Arzt im Praktikum (Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie) Universitätsklinikum Tübingen (Prof. Dr. Dr. S. Reinert)
seit 01.10.2004	Weiterbildungsassistent (Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie) Universitätsklinikum Tübingen (Prof. Dr. Dr. S. Reinert)