

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

der Technischen Universität München

Klinikum rechts der Isar

Enorale Implantation mit Hilfe des „head-mounted display“ in der augmentierten Realität

Balázs Vigh

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. Prof. Dr. Dr. B. Hohlweg-Majert
2. Univ.-Prof. Dr. Dr. K. D. Wolff

Die Dissertation wurde am 14. 02.2013 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 18.09.2013 angenommen.

Meinen Eltern

Szüleimnek

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	iv
Tabellenverzeichnis.....	vi
Abkürzungsverzeichnis.....	vii
1. Einleitung.....	1
2. Wissenschaftliche Grundlagen.....	3
2.1 Oralchirurgische Grundlagen.....	3
2.1.1 Definition des Begriffes „dentale Implantologie“.....	3
2.1.2 Indikationen und Kontraindikationen zur enoralen Implantation.....	4
2.1.3 Operatives Vorgehen und Behandlungskonzept.....	5
2.1.4 Komplikationen der Implantation.....	7
2.2 Navigation in der Medizin.....	8
2.2.1 Navigierte Eingriffe in der Medizin.....	8
2.2.2 Indirekte Navigation.....	9
2.2.3 Direkte Navigation.....	10
2.2.4 Tracking-Systeme.....	10
2.2.5 Registrierung.....	12
2.2.6 Limitationen und Vorteile der Navigation.....	12
2.3. „Augmented reality“, „mixed reality“ und „virtual reality“.....	13
2.3.1 Definition.....	13
2.3.2 Spezielle Anwendungen von VR und AR in der Medizin.....	15
2.3.2.1 Anwendungen für Ärzte und Medizinstudenten.....	15
2.3.2.2 Anwendungen für Patienten.....	16
2.4 Technik der Auswertung.....	16
2.5 Definition von Begriffen der Metrologie.....	17
3. Material und Methoden.....	20
3.1 Zahl der Probanden und der Bohrversuche.....	20

Verzeichnisse

3.2 Plastikkiefer und deren Halterung	21
3.3 Akquirierung des CT-Datensatzes	23
3.4 Planung.....	24
3.5 Das Navigationssystem.....	27
3.6 Die Bohreinheit mit Winkelstück und der für die Navigation nötigen Hardware.....	29
3.7 Kalibrierung	30
3.8 Visualisierung mittels HMD und Durchführung der Bohrung.....	31
3.9 Visualisierung mittels Monitor	35
3.10 Auswertung der Bohrungen	36
4. Ergebnisse.....	40
4.1 Ergebnisse der Visualisierung mit HMD	40
4.1.1 Anfangspunkt	40
4.1.2 Endpunkt	45
4.1.3 Achsabweichung.....	49
4.1.4 Übersicht über die Probanden	54
4.1.5 Genauigkeit der Probanden im zeitlichen Verlauf	55
4.2 Ergebnisse der Visualisierung mit Monitor	59
4.2.1 Anfangspunkt	59
4.2.2 Endpunkt	62
4.2.3 Achse	65
4.3 Vergleich der Visualisierungsmöglichkeiten	68
5. Diskussion.....	73
5.1 Auffälligkeiten bei den beobachteten Werten	73
5.1.1 Unterschiedliche Genauigkeit von Anfangspunkt und Endpunkt.....	73
5.1.2 Aufdeckung systematischer Fehler	73
5.1.3 Unterschiede zwischen den Probanden.....	74
5.2 Einflussfaktoren auf die erhobenen Werte.....	75
5.2.1 Einfluss technischer Komponenten des Navigationssystems auf die Genauigkeit. 75	
5.2.1.1 Position der Fiducials	75

Verzeichnisse

5.2.1.2 Mobile Elemente am Winkelstück	76
5.2.1.3 Maximale Genauigkeit des Navigationssystems	77
5.2.1.4 Fehlermöglichkeiten bei der Lokalisierung und bei der Registrierung	78
5.2.2 Lageveränderung der Plastikkiefer während des Bohrvorgangs	79
5.2.3 Beeinträchtigung des Probanden durch das „head-mounted display“	79
5.2.4 Ungenauigkeit des Auswertverfahrens	81
5.3 Vergleich mit anderen Arbeitsgruppen	81
5.4 Vergleich zweier Visualisierungsmöglichkeiten: HMD und Monitor	90
5.5 Visuelle Kodierung der Navigation	91
6. Zusammenfassung und Ausblick	93
7. Literaturverzeichnis	95
Danksagung	104

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Beispiel für „augmented reality“	14
Abbildung 2: Mögliches Verhalten von Richtigkeit und Präzision	19
Abbildung 3: Montage der Plastikkiefer und der Marker.	22
Abbildung 4: Plastikkiefer nach Durchführung der Versuche	23
Abbildung 5: Planungssituation am Computer 1	25
Abbildung 6: Planungssituation am Computer 2.	26
Abbildung 7: Experimenteller Aufbau im Labor.....	27
Abbildung 8: „Head-mounted display“	28
Abbildung 9: Winkelstück mit Gestell der Firma NDI®	30
Abbildung 10: Sicht auf den Kunstkiefer durch das HMD	32
Abbildung 11: Identifizierung des Anfangspunktes	33
Abbildung 12: Bohrung des Kanals.....	34
Abbildung 13: Identifizierung der geplanten Tiefe des Kanals	35
Abbildung 14: Kunstkiefer von kaudal	37
Abbildung 15: Histogramm für die Abweichung der Bohrung vom geplanten Anfangspunkt bei Visualisierung mit HMD	41
Abbildung 16: Boxplots für die individuellen Abweichungen vom Anfangspunkt bei Visualisierung mit HMD.....	42
Abbildung 17: Mittlere Abweichung vom geplanten Anfangspunkt der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit HMD.....	44
Abbildung 18: Histogramm zur Abweichung für den Endpunkt bei Visualisierung mit HMD.	46
Abbildung 19: Boxplots für die individuellen Abweichungen vom Endpunkt bei Visualisierung mit HMD.	47
Abbildung 20: Mittlere Abweichung vom geplanten Endpunkt der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit HMD.....	48
Abbildung 21: Histogramm zur Abweichung der Achse bei Visualisierung mit HMD.....	50
Abbildung 22: Boxplots für die individuellen Achsabweichungen bei Visualisierung mit HMD.	51

Verzeichnisse

Abbildung 23: Mittlere Achsabweichung der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit HMD.....	52
Abbildung 24: Abweichungen der Probanden in der Zusammenschau aller drei Kriterien (HMD)	54
Abbildung 25: Genauigkeiten von Proband 1 im zeitlichen Verlauf.	55
Abbildung 26: Genauigkeiten von Proband 2 im zeitlichen Verlauf.	56
Abbildung 27: Genauigkeiten von Proband 4 im zeitlichen Verlauf.	57
Abbildung 28: Genauigkeiten von Proband 5 im zeitlichen Verlauf.	58
Abbildung 29: Histogramm für die Abweichungen vom geplanten Anfangspunkt bei Visualisierung mit Monitor.....	60
Abbildung 30: Boxplots für die individuellen Abweichungen vom Anfangspunkt bei Visualisierung mit Monitor.....	61
Abbildung 31: Mittlere Abweichung vom geplanten Anfangspunkt der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit Monitor.....	62
Abbildung 32: Histogramm für den Endpunkt bei Visualisierung mit Monitor	63
Abbildung 33: : Boxplots für die individuellen Abweichungen vom Endpunkt bei Visualisierung mit Monitor.....	64
Abbildung 34: Mittlere Abweichung vom geplanten Endpunkt der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit Monitor.....	65
Abbildung 35: Histogramm für die Abweichungen von der geplanten Orientierung der Achse bei Visualisierung mit Monitor.....	66
Abbildung 36: Boxplots für die individuelle Achsabweichung bei Visualisierung mit Monitor.	67
Abbildung 37: Mittlere Achsabweichung der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit Monitor.....	68
Abbildung 38: Vergleich der allgemeinen Mittelwerte für HMD und Monitor.	69
Abbildung 39: Vergleich der probandenbezogenen Mittelwerte für HMD und Monitor (Anfangspunkt).....	70
Abbildung 40: Vergleich der probandenbezogenen Mittelwerte für HMD und Monitor (Endpunkt).....	71
Abbildung 41: Vergleich der probandenbezogenen Mittelwerte für HMD und Monitor (Achse).....	72
Abbildung 42: Bewegliche Elemente am Winkelstück.....	77

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Zahl der Bohrversuche und Beruf der Probanden	21
Tabelle 2: Abweichungen der Teilnehmer für das Kriterium Anfangspunkt	44
Tabelle 3: Abweichungen der Teilnehmer für das Kriterium Endpunkt	49
Tabelle 4: Abweichungen der Teilnehmer für das Kriterium Achse	53
Tabelle 5: Studientypen zur navigierten oralen Implantologie	84
Tabelle 6: Gegenüberstellung der Abweichungen von RoboDent®, DenX IGI® und dem Narvissystem (Visualisierung mit HMD).....	85
Tabelle 7: Gegenüberstellung der Abweichungen von RoboDent LapAccedo®, Artma virtual patient™ und dem Narvissystem (Visualisierung mit HMD).....	87
Tabelle 8: Gegenüberstellung der Abweichungen von IGIOS und dem Narvissystem (Visualisierung mit HMD)	88

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
A.	Arteria (Arterie)
Abb.	Abbildung
AR	augmented reality (augmentierte Realität)
BC	British Columbia
bzw.	beziehungsweise
CAS	computer assisted surgery (computer-assistierte Chirurgie)
CT	Computertomographie
DICOM	digital imaging and communications in medicine
EMTS	electromagnetic tracking system
et al.	et alii (und andere)
FLE	fiducial localization error
FRE	fiducial registration error
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
HMD	head-mounted display (kopfgetragenes Display)
Hz	Hertz

Verzeichnisse

IGI	Image Guided Intervention
inf.	inferior
IR	Infrarot
kV	Kilovolt
mAs	Milliamperesekunde
mm	Millimeter
MR	mixed reality (gemischte Realität)
MRT	Magnetresonanztomographie
NDI®	Northern Digital Inc.®
N.	Nervus (Nerv)
OP	Operation
OTS	Optisches Tracking System
PC	personal computer
sec	Sekunde
Std.-Abw.	Standardabweichung
STL	surface tessellation language (Datenformat)
TRE	target registration error
VA	Virginia

Verzeichnisse

VR virtual reality (virtuelle Realität)

1. Einleitung

Die Informationstechnologie gestaltet mittlerweile unseren Alltag. In den verschiedensten Bereichen unseres Lebens sind wir mit ihr konfrontiert, ob es sich hierbei um das Internet oder die Implantologie handelt.

Im Mittelpunkt der Studie stand die Erweiterung der Möglichkeiten des heutigen Chirurgen, unter Zuhilfenahme von technischen Gerätschaften. Die im Folgenden beschriebene Technologie soll den visuellen Sinn des Operateurs erweitern und dadurch verbessern. Dem Chirurgen stehen Informationen zur Verfügung, die seine Genauigkeit potenzieren sollen, um in Folge dessen die Fehlerrate zu minimieren.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit einem neuartigen, computerassistierten System zur navigierten Positionierung dentaler Implantate. Es handelt sich hierbei um eine *in vitro*-Studie, die das Ziel verfolgte, die Genauigkeit des Systems festzustellen. Des Weiteren wird das System mit bereits existierenden, kommerziell erhältlichen Systemen verglichen, um den potenziellen Vorteil des benutzten Systems einzuschätzen.

Bei handelsüblichen Navigationssystemen in der dentalen Implantologie werden Monitore als Medium für die Visualisierung der Bildgebung verwendet.

Das Innovative an dem von uns genutzten System, ist die Integration eines „head-mounted displays“ als Hardware-Komponente, an Stelle eines Monitors. Hierbei handelt es sich um eine kopfgetragene Konstruktion, die dem Operateur zwei kleine Farbmonitore direkt ins Sichtfeld bringt. Über zwei Kameras, welche an der Konstruktion befestigt sind, wird die Umgebung aufgezeichnet. Der Operateur sieht den Patienten und seine Umgebung nur indirekt. Des Weiteren werden auf die Monitore Informationen und Hilfestellung zum Eingriff projiziert, die ein Computer entsprechend der Situation errechnet. Diese Verschmelzung von realer Welt und zusätzlichen Informationen wird „augmented reality“ genannt. Im Unterschied zu bisher bekannten Navigationssystemen, muss der Operateur seinen Blick nicht mehr vom Patienten abwenden.

2. Wissenschaftliche Grundlagen

Neben einer ergonomischeren Arbeitssituation für den Chirurgen, sollte eine sicherere Behandlungsmethode etabliert werden, um eine optimierte Versorgung für den Patienten zu erreichen.

2. Wissenschaftliche Grundlagen

2.1 Oralchirurgische Grundlagen

2.1.1 Definition des Begriffes „dentale Implantologie“

In dieser Studie wurde das „head-mounted display“ (HMD) als Bestandteil eines Navigationssystems im Bereich der dentalen Implantologie auf seine Genauigkeit untersucht. Dentale Implantologie wird definiert als „die Verankerung alloplastischer Materialien im Bereich des Kiefers zur Schaffung von Halte- und Stützelementen für den Ersatz verlorengangener Kaueinheiten. Als enossale Implantationsverfahren bezeichnet man Techniken, die zur Verankerung der Implantate im Inneren des Kieferknochens führen [...]“ [58]. Für die Zahnheilkunde bedeutet dies, dass bei fehlenden Zähnen die Möglichkeit besteht, in den Kieferknochen ein Implantat einzubringen um anschließend einen Zahnersatz hierauf zu montieren. Die prothetische Versorgung kann entweder als Einzelkronenrestauration erfolgen oder aus Konstrukten bestehen, welche auf zwei oder mehr Implantaten ruhen [48].

Eine Sonderform stellt das Einbringen von Zygoma-Implantaten dar. Unter bestimmten Umständen, wie dem Vorliegen einer atrophischen Maxilla oder nach ausgedehnten Resektionen im Rahmen von Tumorbefall, kann es indiziert sein das Os zygomaticum (Jochbein) des Gesichtsschädels als Knochenlager für das Implantat zu verwenden [39]. Auf Grund der Nähe zu wichtigen anatomischen Strukturen und der schweren Einsehbarkeit, besteht das Risiko bleibende Schäden vor allem an der Orbita zu erzeugen [73], sodass der Eingriff häufig navigiert durchgeführt wird.

Enossal integrierte Implantate können auch extraoral eingebracht werden. Sie dienen beispielsweise als Verankerungen für Epithesen im Gesichtsbereich oder zur Fixierung von Hörgeräten über einen Magnetmechanismus [26, 31].

2. Wissenschaftliche Grundlagen

2.1.2 Indikationen und Kontraindikationen zur enoralen Implantation

Bei fehlenden Zähnen bietet das Implantat, im Vergleich zu der alternativen Versorgung mit einer konventionellen Brücke, Vorteile, auch wenn es nicht immer die Therapie der ersten Wahl darstellt. So müssen für die Versorgung mit einer Brücke benachbarte Zähne präpariert, d.h. angeschliffen werden. Dabei wird unter Umständen gesunde Zahnhartsubstanz zerstört. Ein solches Vorgehen ist bei der Versorgung mit einem Implantat nicht notwendig.

Im zahnlosen Kiefer können Implantate als Verankerungselemente von Totalprothesen dienen. Der Kaudruck derart versorgter Patienten liegt um 85% höher als der Kaudruck konventionell versorgter Patienten, und auch die Kaueffizienz dieser Patienten liegt höher [32]. Während es für die Versorgung der zahnlosen Maxilla noch keine Übereinkunft gibt, herrscht Einigkeit über die Versorgung der zahnlosen Mandibula mittels einer Overlay-Prothese, welche von zwei Implantaten getragen wird, als Therapie der ersten Wahl [14]. Somit bietet die enorale Implantation im Rahmen der funktionellen Rehabilitation eine wichtige Therapiemodalität. Es ist Aufgabe des Behandlers „für die individuelle Situation [des Patienten] ein Behandlungskonzept zu entwerfen, das [...] zu einer akzeptablen Wiederherstellung und Erhaltung der Funktion seines Kauorgans führt“ [38]. Aus diesem Grund wägt der Behandler vor Insertion von Implantaten Vor-, und Nachteile gegen herkömmliche Behandlungsstrategien, wie z.B. einer Brückenversorgung, ab. Sowohl die künftige Lage, als auch die Erfolgsaussichten für die langfristige Stabilität enoraler Implantate, werden von einer Vielzahl von systemischen, oralen und skelettalen Faktoren beeinflusst. So wird Diabetes mellitus [40] als systemische Kontraindikation zur enoralen Implantation diskutiert. Es findet sich allerdings kein eindeutiger Hinweis, dass Diabetiker eine höhere Verlustrate für orale Implantate aufweisen, als nicht Zuckerkrankte [7]. Auch die Osteonekrose des Kiefers bei Bisphosphonat-Therapie wird bei der enoralen Implantation als limitierender Faktor diskutiert. Es bedarf aber noch weiterer Studien, um valide Aussagen über Bedeutung der Bisphosphonate für die dentale Implantation zu machen [7, 55]. Im Interesse der aktuellen Forschung stehen beispielsweise der Einfluss psychiatrischer Erkrankungen und des Rauchens [36, 61] auf den Erfolg der oralen Rehabilitation mittels

2. Wissenschaftliche Grundlagen

dentaler Implantate [22]. Chronische Raucher zeigen höhere Verlustraten von Implantaten als Nichtraucher [49].

Auch limitieren das Vorliegen von Leukoplakien und anderen malignitätsverdächtigen Schleimhautveränderungen, sowie Stomatitiden, die Möglichkeit einer Implantation [60]. In diesen Fällen muss zunächst die Dignität der Effloreszenz diagnostisch geklärt werden, bevor betroffene Schleimhaut im Verlauf des Eingriffs manipuliert werden darf.

Des Weiteren sind Kieferzysten als Kontraindikation für die Implantation in der betroffenen Region zu werten [60]. Durch die mangelnde Stabilität des Kiefers und die fehlende Knochensubstanz im Bereich der Zyste ist eine Implantation nicht möglich.

Ein weiterer limitierender Faktor ist die Atrophie des Kieferknochens. Es muss genügend stabiler Knochen vorliegen, um eine Implantationsbehandlung zu beginnen [54]. Der Kieferknochen muss dem Implantat genügend mechanische Stabilität bieten, um ein langfristig gutes Ergebnis zu erzielen. Ist dies nicht der Fall, muss vorbereitend eine Augmentation des Alveolarkamms durchgeführt werden. Hierunter versteht man das Einbringen von körpereigenem Knochen, oder von körperfremden Materialien, mit Ziel einer Verstärkung des Implantatlagers. Es scheint sinnvoll eine weiterführende Diagnostik mittels Schnittbildgebung vor Implantation durchzuführen. Im Hinblick auf ein eventuell schwaches Implantatlager, bedarf es einer genauen Planung der zukünftigen Lage des Implantates. Häufig werden navigierte Implantationsverfahren gewählt, um die präoperative Planung auf die anatomische Situation des Patienten zu übertragen.

2.1.3 Operatives Vorgehen und Behandlungskonzept

Unter Berücksichtigung der individuellen Risikofaktoren und nach Abwägung der Vor-, und Nachteile einer Implantation, wird das Implantat im Rahmen eines chirurgischen Eingriffs im Kiefer des Patienten platziert.

Um den Knochen als tragendes Element freizulegen, muss der Chirurg zunächst einen Mukoperiostlappen präparieren und den Knochen darstellen. Andererseits besteht die Option das Implantat transgingival einzubringen. Dabei wird mit einer Stanze die Schleimhaut punktuell entfernt und das Implantat eingebracht. Dies bietet den Vorteil einer

2. Wissenschaftliche Grundlagen

weitestgehend atraumatischen Implantation. Im zweiten Schritt wird der Knochen zur Aufnahme des Implantates vorbereitet. Dies erfolgt in folgender Reihenfolge.

1. Um ein Implantatlager zu schaffen, wird der Kieferkamm, mit dem Ziel fibröses Gewebe zu entfernen und die krestale Kante zu verbreitern, geglättet. Dies erfolgt beispielsweise mit einer Fräse [68].
2. Mit einem Rosenbohrer oder einem dünnen Spiralbohrer wird die sogenannte „Markierungsbohrung“ durchgeführt. Dies dient der Definition der späteren Lage des Implantates. Werden hier Fehler gemacht, weicht das Implantat von der optimalen Lage im Kieferknochen ab [68].
Die folgende „Pilotbohrung“ soll die Implantatachse und die Länge des Bohrkanals orientierend festlegen [68].
3. Durch „Erweiterungsbohrungen“ wird der Kanal erweitert und bei der „Normaufbereitung“ auf den Implantatdurchmesser, sowie endgültige Länge, abgestimmt [68].
4. Der folgende Schritt der Formaufbereitung mit Hilfe eines Gewindeschneiders soll eine möglichst genaue Passform des Implantates im vorgefertigten Knochenkanal gewährleisten. Das Implantat wird unter Zuhilfenahme spezieller Werkzeuge eingebracht werden. Teilweise werden selbstschneidende Implantate verwendet, die die Aufbereitung des Kanals mittels Gewindeschneider, zumindest im Oberkiefer überflüssig machen [68].
5. Wenn es sich um ein zweizeitiges Vorgehen handelt, wird das Implantat mit einer Deckschraube verschlossen. Hierdurch wird das Einwachsen von Knochen in das Innengewinde verhindert. Das Implantat soll vor der Belastung einheilen. In einer zweiten Sitzung wird dann die Gingiva wiedereröffnet und der Zahnersatz auf dem Implantat mit dem Innengewinde verankert. Die Einheilungsdauer beträgt dabei für den Oberkiefer vier bis sechs Monate, für den Unterkiefer drei Monate, wobei Regionen im Seitenzahnggebiet auch bis zu sechs Monaten benötigen können [68].

Abweichungen von dem hier angegebenen Vorgehen bzw. Modifikationen sind möglich.

2. Wissenschaftliche Grundlagen

2.1.4 Komplikationen der Implantation

Die Komplikationen, die im Rahmen der Implantation auftreten, können allgemein in Früh-, und Spät komplikationen eingeteilt werden.

Intraoperativ können, durch eine falsch orientierte Bohrrichtung, benachbarte anatomische Strukturen verletzt und nachhaltig geschädigt werden. Dieses Problem kann sich aus einer unvollkommenen Planung bzw. aus ungenügender Kenntnis der anatomischen Verhältnisse des Patienten ergeben. So kann es durch einem falsch gewähltem Bohrwinkel [59] zu Perforationen der Kortikalis nach lingual, palatinal oder bukkal und zu Verletzungen des umliegenden Gewebes kommen. Ebenso können Nachbarzähne im Rahmen des Eingriffs geschädigt werden. Wird die Wurzel des benachbarten Zahnes verletzt, ist eine endodontische Behandlung, d. h. eine Wurzelkanalbehandlung, ggf. auch eine Wurzelspitzenresektion indiziert [59].

Durch versehentliche Eröffnung des Alveolarkanals kann sich eine Hämorrhagie aus der A. alveolaris inf. ergeben. Auch die A. lingualis kann durch eine Perforation des Kiefers im Bereich der Fossa sublingualis verletzt werden und damit Quelle einer Blutung sein [59]. Durch Einblutung in die Weichgewebe des Mundbodens, kann es im schlimmsten Fall zu einer Obstruktion der oberen Atemwege kommen [30]. Für den Patienten kann dies einen akut lebensgefährlichen Zustand bedeuten.

Als weitere wichtige anatomische Struktur des Unterkiefers kann der N. alveolaris inf. verletzt werden. Als Folge können Parästhesien, Anästhesien oder Schmerzen im Versorgungsgebiet des Nervs auftreten [47] und die Entfernung des Implantates notwendig machen [3].

Eine weitere Komplikation ist die versehentliche Eröffnung der Nasenhöhle. Man spricht dann von einer Mund-Antrum-Verbindung [59]. Diese Verbindung birgt die Gefahr einer chronischen Infektion.

Auch zeitlich versetzt zum Eingriff können noch Komplikationen im Zusammenhang mit der Implantation auftreten. So stellt der Verlust des Implantates durch mangelnde Primärstabilität, zum Beispiel durch Implantation in ein schlechtes Knochenlager, eine Gefahr für den langfristigen Erfolg des Eingriffs dar. Wird ein Implantat zu nahe am N. alveolaris inferior (bzw. am Canalis mandibularis) inseriert, kann es zu Hypästhesien oder

2. Wissenschaftliche Grundlagen

Parästhesien im Versorgungsgebiet des Nerven kommen [44] und es können belastungsabhängige oder permanente chronische Schmerzen auftreten [59].

Starke Achsabweichungen von Implantaten können eine prothetische Versorgung unmöglich machen, da ein Einschub von prothetischem Ersatz, der auf zwei oder mehr Implantaten ruht, nur durch eine annähernd parallele Stellung der Implantate möglich ist.

Aus der Liste der möglichen Komplikationen ist ersichtlich, dass viele Probleme unter anderem auf eine falsch orientierte Bohrrichtung, mangelnde Erfahrung oder auf die fehlerhafte Stellung des Implantates zurückzuführen sind. Eine präzise präoperative Planung und eine präzise ausgeführte Insertion des Implantates, helfen unnötige Verletzungen und Komplikationen zu vermeiden. Mit Hilfe der Navigation ist eine präzise Planung und Insertion von Implantaten möglich.

2.2 Navigation in der Medizin

2.2.1 Navigierte Eingriffe in der Medizin

Die intraoperative Navigation kam als erstes auf dem Gebiet der Neurochirurgie zum Einsatz. Zur Möglichkeit der rahmenbasierten Navigation kam, Dank der Fortschritte auf dem Gebiet der Bildgebung, die bildgesteuerte Navigation [2]. Mit Hilfe der Navigation konnte man neuroanatomische Strukturen detailliert darstellen. Es folgte der Einsatz in der pädiatrischen Neurochirurgie [15], in der Behandlung von Epilepsien [11, 72] und zur Resektion von Hirntumoren oder Metastasen [12, 33]. Im orofazialen Bereich gelangte die Navigation bei Eingriffen des Kiefergelenkes [53], bei Osteotomien, bei Entfernung von Fremdkörpern, bei Tumorresektionen [21, 37] oder bei rekonstruktiven Eingriffen [41] zum Einsatz. Es folgten zahlreiche Publikationen zur navigierten enoralen Implantatinsertionen [57, 65, 67]. Es handelt sich immer um Eingriffe, die entweder das Risiko einer Verletzung von

2. Wissenschaftliche Grundlagen

Nachbarstrukturen bergen, oder bei denen eine präzise Schnittführung für den späteren Erfolg notwendig sind (z. B. Osteotomien mit anschließender Umstellung der Fragmente).

Mit der Anwendung der Navigation im Bereich der Oralchirurgie ist es möglich, die zukünftige Position eines Implantates im Kiefer vor dem Eingriff festzulegen, um anschließend, mit Hilfe verschiedener Systeme, die im Folgenden dargestellt werden sollen, das Implantat in geplanter Stellung einzubringen. Dadurch soll sichergestellt werden, dass:

- 1) das Implantat in ein ausreichendes Knochenlager eingebracht wird
- 2) keine benachbarten anatomischen Strukturen verletzt werden
- 3) ein optimales funktionelles und ästhetisches Ergebnis erzielt wird [8].

Dennoch hat die Navigation bislang noch nicht den routinemäßigen Einzug in die Chirurgie gefunden. Gründe hierfür sind die hohen Investitionskosten, der Umgang mit der teils komplexen Software und eine nicht ausreichende Genauigkeit [2].

Es existieren zwei Formen der Navigation: die indirekte und die direkte Navigation. Als Voraussetzung zur Anwendung der Navigation gilt das Schichtbildverfahren. Die Computertomographie, Magnetresonanztomographie oder digitale Volumetomographie sind geeignet eine Planungsgrundlage zu schaffen. In den akquirierten Aufnahmen wird, unter Berücksichtigung der anatomischen Situation und des vorliegenden Knochenangebotes des Patienten, die künftige Position des Implantates definiert. Dies geschieht mittels einer Software am Computer. Anschließend wird die Planung auf den Kiefer des Patienten übertragen.

2.2.2 Indirekte Navigation

Die Übertragung der präoperativen Planung auf den Patienten erfolgt bei der indirekten Navigation mit Hilfe von Bohrschablonen, die Bohrhülsen in sich tragen. Diese präoperativ konstruierten Schablonen werden dem Kiefer des Patienten angepasst und während des Eingriffs getragen. Der Operateur führt den Bohrer in die entsprechenden, in der Schablone vorhandenen, Hülsen ein. Diese geben ihm den Bohrwinkel vor.

2. Wissenschaftliche Grundlagen

2.2.3 Direkte Navigation

Bei dieser Art der Navigation kommen keine mechanischen Führungshilfen zum Einsatz. Anstelle dessen werden der Bohrwinkel und die Bohrrichtung, wie man sie während der präoperativen Planung platziert hat, visuell kodiert auf einem Monitor dargestellt. Man spricht in diesem Zusammenhang von „image-guided interventions“ (IGI).

Die Grundlagen der direkten Navigation sollen im Folgenden dargestellt werden.

Galloway und Peters fassen die Elemente von IGIs wie folgt zusammen [23]:

1. Akquirierung präoperativer Daten, meistens in Form von Schichtbildaufnahmen
2. Lokalisierung der Position des chirurgischen Instrumentes (=Tracking)
3. Überlagerung von präoperativen Daten mit dem realen Patienten (=Registration)
4. Darstellung der Position des Instrumentes unter Berücksichtigung medizinisch wichtiger Strukturen, die in den präoperativen Bildern sichtbar sind
5. Visualisierung der Unterschiede zwischen den präoperativen Daten und der intraoperativen Realität

Navigationssysteme sind als Sonderform von IGI-Systemen zu verstehen. Grundlage der Navigation und von IGI sind die Schichtbildaufnahmen von dem Körperteil des Patienten, der operiert werden soll. Auf dem Datensatz beruhend, erfasst das computer-assistierte System die Lage und Ausrichtung von Instrument und Patient im dreidimensionalen Raum. Es existieren verschiedene Systeme zur Lokalisierung von Patient und Bohrer. Man spricht hierbei von „Trackingsystemen“.

2.2.4 Tracking-Systeme

An erster Stelle sind die optischen Tracking-Systeme (OTS) zu nennen. Hierzu gehören die Infrarotlicht-basierten Systeme. Es werden entweder aktive, d.h. selbst Infrarotstrahlung-emittierende Kugeln, oder passive, d.h. Infrarotstrahlung-reflektierende (IR) Kugeln verwendet. Bei der zuletzt genannten Methode bedarf es einer Infrarotquelle. Die Methode der Lokalisierung wird „Triangulation“ genannt. Grundlage dieser Triangulation sind die erwähnten IR-Strahlung-aussendenden Marker und die IR-Strahlung-aufnehmenden

2. Wissenschaftliche Grundlagen

Empfänger (von denen mindestens zwei zweidimensionale Empfänger Bestandteil des Systems sein müssen). Entweder aus dem Zeitpunkt des Eintritts der IR-Strahlung im Vergleich zur Aussendung der Strahlung oder aus dem Eintrittswinkel in die Empfänger, kann das System die Position des Markers im Bezug zu den Empfängern ermitteln. Die Empfänger des in dieser Studie genutzten Systems sind zwei IR-Kameras.

Um die räumliche Position eines Objektes zu registrieren, sollte dieses Objekt mindestens drei Marker tragen. Diese Marker werden auch „Fiducials“ genannt. Durch Anwendung von mehr als drei Markern kann die räumliche Unsicherheit minimiert werden [23]. Der Computer kann die Orientierung des Objektes errechnen, welches mit den Markern in Verbindung steht, bzw. die Position einzelner Regionen oder Punkte des Objektes kalkulieren. Bei der medizinischen Anwendung können die Bohrerspitze und/oder der Patient solcherlei Objekte sein. Eine feste und weitestgehend unveränderliche Verbindung zwischen Objekt und Markern ist die Voraussetzung. Es gibt mehrere Varianten der Fixierung von Fiducials auf dem Target, dem Zielobjekt der Navigation. Als Goldstandard gilt es, knochengetragene Marker einzusetzen [24, 70]. Hierbei werden kleine Schrauben in die Aussenkortikalis der Maxilla oder der Mandibula eingedreht, an denen die Marker befestigt sind. Dadurch sind die Marker fest verankert und unbeweglich. Das Einbringen dieser Schrauben erfolgt vor der präoperativen CT-Aufnahme. Mit diesem Verfahren hat man das Risiko umgebende Strukturen, wie z. B. Zahnwurzeln, zu verletzen. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, ein Trägergestell für die Marker zu konstruieren, welches der Patient während des Eingriffs trägt. Realisiert wird dies in der Praxis durch Schienen, die die Marker tragen, und fest auf die Zähne aufgesetzt werden, oder über markertragende Gestelle, welche aus dem Mund des Patienten herausragen und ebenfalls in Schienen verankert sind. Der Vorteil der gestellgetragenen Marker ist, dass sie durch ihre extraorale Lage, nicht so leicht von den Händen des Operateurs, oder durch anatomische Gegebenheiten des Patienten, verdeckt werden. Zu berücksichtigen ist, dass die Herstellung der Schienen etwas Zeit benötigt und dadurch ein Einsatz in akuten Fällen nicht erlaubt [24]. Zur präoperativen CT-Aufnahme muss der Patient das Gestell tragen. Es wird ihm nach der Bildgebung herausgenommen und zur Operation neu eingesetzt. Dies stellt oft eine Fehlerquelle dar, weil Unterschiede zwischen

2. Wissenschaftliche Grundlagen

den Positionen vor und nach der Computertomographie entstehen können [70] und sich dadurch die Genauigkeit der Navigation verringert.

Eine weitere Art von Trackingsystemen stellen die elektromagnetischen Tracking-Systeme (EMTS) dar. Sie nutzen elektromagnetische Felder und deren Detektoren zur Lokalisierung von Objekten. Ein Vorteil gegenüber den OTS ist, dass es keinen direkten Sichtkontakt zwischen Sender und Empfänger geben muss [71], da magnetische Felder auch durch Gegenstände hindurch noch detektiert werden können. Hierin besteht allerdings auch der Nachteil dieser Systeme. Durch die Veränderung der magnetischen Felder, sind metallische Gegenstände im Stande, die Leistung der Systeme zu verringern [6].

2.2.5 Registrierung

Unter der Registrierung (engl.: registration) zweier Datensätzen versteht man die örtliche und zeitlich Zurdeckungbringung der homologen Punkte beider Datensätze. Für das Navigationssystem bedeutet dies, homologe Punkte auf dem realen Patienten und in dessen präoperativer Schichtbildaufnahme, übereinanderzulegen. Um eine Registrierung durchführen zu können, sind mindestens drei nicht kollineare Punkte notwendig [74]. Zu diesem Zweck werden bei einem IR-Licht-basierten System, die Strahlen, die die Fiducials aussenden oder reflektieren, detektiert.

2.2.6 Limitationen und Vorteile der Navigation

Probleme können sich bei der Erstellung des CT-Datensatzes ergeben. Metallische Zahnersatzmaterialien können Artefakte verursachen, die die Beurteilbarkeit der Bilder erschweren. Benachbarte Areale des Kiefers sind nicht mehr einsehbar. Derartige Artefakte werden zum Beispiel durch metallische Kronen, Füllungen oder Brücken verursacht. Bewegungen des Patienten während der Anfertigung des CT-Datensätzen können zu einer Unschärfe des Bildes führen. Ferner wird der Patient, abhängig von der Aufnahmetechnik, einer gewissen Strahlenbelastung ausgesetzt.

2. Wissenschaftliche Grundlagen

Ein weiterer Nachteil konventioneller Navigationssysteme ist die Visualisierung auf einem Monitor. Der Operateur muss seinen Blick jeweils zwischen Operationsgebiet und dem Monitor hin- und herbewegen.

Der große Vorteil der direkten Navigation liegt allerdings in der Flexibilität des Chirurgen [8]. Muss die Planung durch neue Erkenntnisse, die sich während des Eingriffes ergeben, verändert werden, so kann dies der Operateur direkt bewerkstelligen. Er muss, da keine Schablonen verwendet werden, nicht auf die Herstellung solch einer Bohrhilfe warten, sondern kann sofort agieren.

2.3. „Augmented reality“, „mixed reality“ und „virtual reality“

2.3.1 Definition

„Virtual reality“ (auf Deutsch: virtuelle Realität) beschreibt eine gänzlich virtuelle, d.h. vom Computer generierte, Welt. Die uns umgebende, materielle Welt rückt dabei in den Hintergrund. Das Konzept bietet dem Nutzer die Möglichkeit in diese virtuelle Welt einzutauchen, sich in ihr zu bewegen und mit Objekten und evtl. mit anderen Nutzern zu interagieren [25]. Dabei wird ihm diese künstliche Welt zum Beispiel über Monitore gezeigt. Es besteht aber auch die Möglichkeit „head-mounted displays“ (HMD) zur Visualisierung zu nutzen.

„Augmented reality“ (AR) bedeutet übersetzt „erweiterte Realität“. In die reale Welt werden zusätzliche Informationen „projiziert“. Dies geschieht nur indirekt, indem die reale Welt digitalisiert wird (beispielsweise über Digitalkameras), dem Nutzer visualisiert wird, und die digitale Abbildung der realen Welt mit zusätzlichen Informationen ergänzt wird. Dabei bleibt die reale Welt maßgeblicher Bestandteil der Wahrnehmung des Benutzers. Die zusätzliche Information wird als Teil der realen Umgebung wahrgenommen. Häufig werden dem Nutzer derlei Informationen über ein HMD dargeboten. Abbildung 1 zeigt beispielhaft, wie dem

2. Wissenschaftliche Grundlagen

Betrachter einer Straßenszene Informationen zu seiner Umgebung sichtbar gemacht werden. Hierbei handelt es sich um eine Anwendung für ein Smartphone.

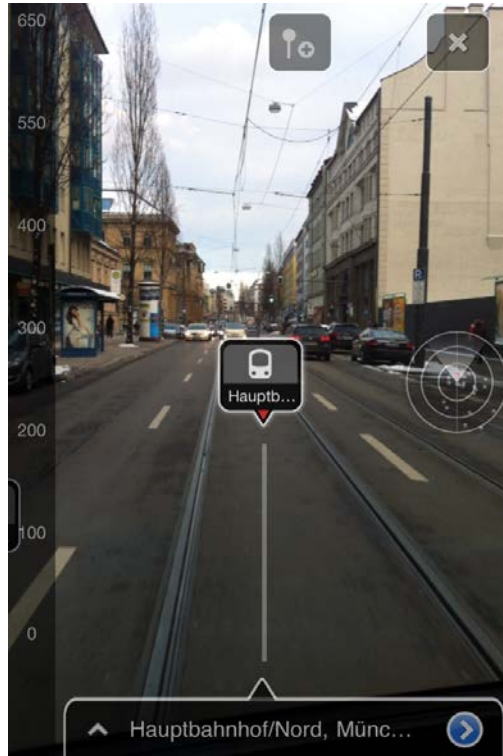


Abbildung 1: Beispiel für „augmented reality“. Die Abbildung zeigt eine Straßenszene mit Informationen zu der Umgebung.

In einer „mixed reality“ (MR) rückt die reale Umgebung weiter in den Hintergrund und wird von der eingeblendeten Information dominiert. Dieser Begriff beschreibt eine Zwischenform von „augmented reality“ und „virtual reality“. Es handelt sich um eine virtuelle Umgebung, in die zahlenmäßig mehr Informationen integriert werden als in der „augmented reality“. Dadurch gewinnt die virtuelle Umgebung als Handlungsrahmen an Bedeutung [4].

Unser experimenteller Aufbau entspricht der „augmented reality“, da die Wiedergabe des realen Operationssitus im Vordergrund steht und Informationen zu Tiefe und Winkel des Bohrkanals additiv eingeblendet werden.

2. Wissenschaftliche Grundlagen

2.3.2 Spezielle Anwendungen von VR und AR in der Medizin

Die im Folgenden gezeigten Anwendungen sind Beispiele für die vielfältigen Einsatzmöglichkeiten dieser Technologien in der Medizin. Teilweise sind sie bereits im Einsatz, teilweise sind sie erst in der Erprobungsphase. Die Möglichkeiten sind mannigfaltig: es gibt Anwendungen sowohl für Ärzte und Studenten, als auch für Patienten.

2.3.2.1 Anwendungen für Ärzte und Medizinstudenten

Der Einsatz von AR-Techniken wurde in der Literatur bereits in der Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde und der Neurochirurgie [18], der Anästhesiologie [1] oder Abdominalchirurgie [43] beschrieben. Meistens handelt es sich hierbei Verfahren, bei denen präoperative Daten, mittels CT oder MRT, erhoben werden. Das Gebiet, welches für die Operation von Bedeutung ist, kann dreidimensional rekonstruiert und einzelne Regionen isoliert werden. Auf diese Weise kann man die präoperativen Daten beispielsweise direkt in ein OP-Mikroskop projizieren, um dem Chirurgen die Grenzen eines Tumors oder die Position der umliegenden Gefäße direkt sichtbar zu machen. Ebenso können Daten eines Ultraschallgerätes rechnerisch so aufarbeiten werden, dass vom untersuchten Objekt eine 3D Rekonstruktion errechnet wird [50], welches dann der virtuellen Untersuchung zugänglich ist.

Die Generierung von virtuellen oder augmentierten Realitäten kann ferner zu Trainingszwecken in der Ausbildung von Chirurgen eingesetzt werden. Ein Beispiel hierfür ist die Anwendung von AR zum Training der Anlage von Ventrikulostomien in der Neurochirurgie [75]. Weitere Beispiele für den Einsatz von VR in der Medizin sind die Simulation von minimal-invasiven Eingriffen zur Arthroskopie von Kniegelenken [45], sowie Simulationen zu laparoskopischen Eingriffen [35] in der chirurgischen Ausbildung. In einer Publikation von Casap et al. 2011 wird eine VR-Anwendung für das Training von Zahnmedizinstudenten zu oralen Implantation beschrieben [9].

2. Wissenschaftliche Grundlagen

2.3.2.2 Anwendungen für Patienten

Die VR findet Anwendung bei der Unterstützung von Menschen mit Behinderung sowie in den Bereichen Ergonomie und Rehabilitation. Ein Beispiel ist eine VR- Anwendung zum Training für den Umgang mit Rollstühlen für Kinder mit Zerebralparese oder mit sonstigen körperlichen Behinderungen. Die Patienten können die Dynamik der Bewegungen des Rollstuhls, und die Gefahren die damit einhergehen, kennenlernen, bevor sie in der realen Welt den Rollstuhl nutzten [25]. Auch mit gängigen elektronischen Geräten, wie der Spielekonsole Wii™ von Nintendo®, werden Versuchsanstrengungen im medizinischen Feld unternommen. So hat die Gruppe um Saposnik eine Wii™-basierte VR-Umgebung in der Rehabilitation nach Schlaganfall eingesetzt [52].

2.4 Technik der Evaluation

Es existieren unterschiedliche Möglichkeiten die Genauigkeit eines Navigationssystems zur enoralen Implantation zu bewerten.

Eine Möglichkeit besteht darin röntgendichte Objekte (Marker), wie zum Beispiel Schrauben, in einem Trägerobjekt zu fixieren und in der Schichtbildgebung darzustellen. Die Koordinaten des Objektes werden im Datensatz ermittelt. Zusätzlich ist ein Zeigeelement notwendig, dessen Spitze von dem Navigationssystem lokalisiert werden kann. Zur Verifizierung wird mit der Spitze des Instrumentes der Marker berührt, um die Koordinaten dieses Punktes, wie sie das Navigationssystem identifiziert, zu erhalten. Diese Koordinaten werden mit den Koordinaten aus dem CT-Datensatz verglichen, um eine Abweichung festzustellen[10]. Ein derartiges Vorgehen weist eine erhebliche Abweichung von der klinischen Praxis auf, sodass wir uns dagegen entschieden.

Eine andere Möglichkeit besteht darin, mit Hilfe der Planungssoftware des Navigationssystems die Position eines Implantates planen und im Anschluss lediglich die

2. Wissenschaftliche Grundlagen

Pilotbohrung durchführen. Anhand bildgebender Verfahren (z. B. der Computertomographie) wird eine Kontrollaufnahme angefertigt. Damit können geplanter und realisierter Eintrittspunkt sowie Endpunkt auf etwaige Abweichungen geprüft werden. Dieses Vorgehen beruht auf der Annahme, dass eine korrekt durchgeführte Pilotbohrung auch in der korrekten Lage des Implantates resultiert [8]. Dies stellt zugleich den für das vorliegende Vorhaben gewählten Weg dar.

Als dritte Variante können sämtliche Schritte des Eingriffs navigiert vorgenommen werden [51, 65].

2.5 Definition von Begriffen der Metrologie

Im vorliegenden Versuchsvorhaben ist man mit zweierlei Messungen konfrontiert. Erstens führte das Navigationssystem Messungen von Abständen durch, um die Position von Bohrer und Kiefer im dreidimensionalen Raum zu bestimmen. Zweitens mussten Messungen im Rahmen der Auswertung der Ergebnisse durchgeführt werden, um die Abweichungen der realisierten Bohrung von der Planungssituation aufzudecken. Für beide Messungen gelten die folgenden Begriffsdefinitionen.

1. Wahrer Wert: tatsächlicher Merkmalswert. Hierbei handelt es sich um einen ideellen Wert, da er durch Messabweichungen beim Ermittlungsverfahren nicht feststellbar ist [17]. Damit ist die Position des Bohrers gemeint, die wegen der Messabweichungen nicht absolut bestimmbar war.
2. Erwartungswert: mittleres Ermittlungsergebnis, welches aus der unablässig wiederholten Anwendung des unter vorgegebenen Bedingungen angewendeten Ermittlungsverfahrens gewonnen werden könnte [17].

2. Wissenschaftliche Grundlagen

3. Bezugswert: kann der wahre Wert oder der Erwartungswert sein. Der Bezugswert ist der „Mittelwert einer festgelegten Anzahl von Messungen [...] mit einem Präzisionsmessgerät“ [62] und dient damit als Referenzwert. In unserem Experiment sind dies beispielsweise die Mittelwerte, die für jeden Proband ermittelt wurden.
4. Präzision: Maß für die Streuung der Werte um den Erwartungswert, d. h. je größer die Präzision eines System, desto kleiner die Streuung [62].
5. Richtigkeit: beschreibt nach DIN 55350-13 „das Ausmaß der Annäherung des Erwartungswertes an den Bezugswert“ [17] und damit das Maß der Kongruenz der zwei Werte. Das Verhalten von „Präzision“ und „Richtigkeit“ sind in Abb. 2 graphisch dargestellt.
6. Genauigkeit: setzt sich nach DIN 55350 [17] zusammen aus den Begriffen Präzision und Richtigkeit.
7. Messabweichung: in DIN ISO 10 012-2 [17] definiert als Messergebnis abzüglich des wahren Wertes der Messgröße.

Wie die Definition des „wahren Wertes“ zeigt, ist bei der Benutzung von Messsystemen stets mit einer gewissen Streuung oder Messabweichung zu rechnen. Einflussfaktoren, die die Messungenauigkeiten bedingen und auch beim Tracking des Navigationssystems auftreten können, sind zahlreich. Sie können beispielsweise bauartbedingt sein, zufällig oder systematisch auftreten oder durch die zeitlich diskontinuierliche Messung bedingt sein, die eine verzerrte Widergabe der tatsächlichen Ereignisse verursacht [69].

Zur Evaluation der Leistung des benutzten Navigationssystems, ist es also grundlegend zu wissen, dass Messsysteme immer eine gewisse Streuung aufweisen. Navigationssysteme messen Abstände im Raum und ermitteln hieraus die Objektposition. Bei diesem Vorgang kann es zu Messabweichungen kommen, die zusammen mit anderen Faktoren die Leistung des Gesamtsystems Mensch-Maschine beeinflussen.

Ferner ist zu beachten, dass die Begriffe „Präzision“ und „Genauigkeit“ zur Beschreibung der Eigenschaften des Navigationssystems nicht synonym verwendet werden. Vielmehr ist „Präzision“ ein Teilaspekt des Begriffs „Genauigkeit“ [62]. So kann ein System bei hoher Richtigkeit aber niedriger Präzision Ergebnisse erzielen, die einen klinischen Einsatz unmöglich machen. In diesem Fall besteht, bedingt durch die hohe Streuung um den

2. Wissenschaftliche Grundlagen

geplanten Endpunkt der Bohrung, eine erhöhte Gefahr für die Verletzung wichtiger angrenzender Strukturen im OP-Gebiet, trotz einer hohen mittleren Richtigkeit der Navigation. Andererseits kann trotz einer hohen Präzision (bei gleichzeitig niedriger Richtigkeit) eine ungenügende Genauigkeit vorliegen. Auch in diesem Fall ist der Einsatz am Patienten nicht denkbar, obwohl die Beschreibung „hohe Präzision“ anderes suggeriert. Die Bohrung wäre immer gleich ungenau, mit einer Tendenz in eine bestimmte Richtung des Raumes. In diesem Fall könnte man die präoperative Planung nicht genau auf den Patientensitus übertragen. Im schlimmsten Fall käme es zu einer Verletzung benachbarter Strukturen. Abbildung 2 zeigt, wie sich Richtigkeit und Präzision verhalten können. Der mittlere der drei konzentrischen Kreise stellt das Ziel einer Bohrung dar. Die roten Punkte das Ergebnis der Versuche. Liegen die Versuche nahe beieinander, ist die Präzision hoch, liegen die Versuche weiter auseinander, ist die Präzision niedrig. Die Richtigkeit ist hoch, wenn sich die Versuche gleichmäßig um das Ziel gruppieren. Aus der Abbildung geht hervor, dass bei hoher Richtigkeit aber niedriger Präzision, oder bei hoher Präzision aber niedriger Richtigkeit, Ergebnisse erzielt werden können, die dem Patienten zum Nachteil gereichen.

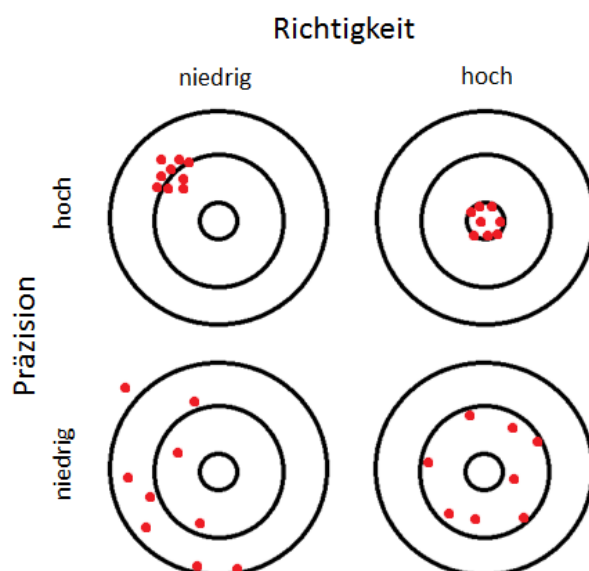


Abbildung 2: Mögliches Verhalten von Richtigkeit und Präzision

3. Material und Methoden

3.1 Zahl der Probanden und der Bohrversuche

Im vorliegenden Versuchsvorhaben sollte die maximale Genauigkeit des Narvis-Navigationssystems unter Anwendung eines „head-mounted display“ ermittelt werden. Hierzu nahmen 8 Probanden an der Studie teil. Darunter befanden sich drei Fachärzte für Mund-, Kiefer-, und Gesichtschirurgie, 2 Assistenzärzte anderer Fachrichtungen und 3 Techniker (Tabelle 2). Sie führten navigierte Bohrversuche in Plastikkiefern aus. Die Zahl der durchgeführten Bohrversuche ist ebenfalls aus Tabelle 2 ablesbar. Es wurden zwei Versuchsreihen durchgeführt. Neben der Visualisierung mittels HMD, wurden, als Vergleichsgruppe, Bohrversuche mit Hilfe eines Monitors durchgeführt. Dem Probanden wurden auf einem handelsüblichen Computermonitor die identischen Informationen wie auf den Displays des HMD dargeboten. Die Ausführung der Bohrung und die Auswertung erfolgten identisch wie in der Versuchsreihe mit dem HMD. Für die Versuchsreihe standen uns weniger Probanden zur Verfügung. Proband 1 nahm an dieser Versuchsreihe nicht teil. Die Zahl der Bohrungen wich von der Zahl der Bohrungen im Versuch mit HMD ab (Tab. 2). Die Probanden führten insgesamt weniger Versuche aus als mit HMD.

3. Material und Methoden

Nummer des Probanden	Anzahl der Bohrungen mit HMD	Anzahl der Bohrungen mit Monitor	Beruf
1	79	0	Kieferchirurg
2	65	23	Kieferchirurg
3	20	20	Kieferchirurg
4	65	25	Assistenzarzt (nicht kieferchirurgisch)
5	76	25	Assistenzarzt (nicht kieferchirurgisch)
6	14	23	Techniker
7	19	25	Techniker
8	25	25	Techniker

Tabelle 1: Zahl der Bohrversuche und Beruf der Probanden

Insgesamt wurden n=363 Versuche für den Anfangspunkt, n=302 für den Endpunkt und n=363 für die Achsabweichung mit dem HMD ausgewertet. Mit dem Monitor wurden n=166 Versuche für den Anfangspunkt, n=146 für den Endpunkt und n=166 für die Achsabweichung ausgewertet. Es konnte für Bohrversuche, bei denen die äußere Kortikalis durchbrochen wurde, kein Endpunkt ermittelt werden. Folglich ist die Fallzahl für den Endpunkt niedriger als für den Anfangspunkt (siehe 3.10).

3.2 Plastikkiefer und deren Halterung

Die Bohrversuche wurden in Kiefern aus Kunststoff durchgeführt, die humanen Mandibeln nachempfunden waren. Die Plastikunterkiefer der Firma Dentsply Friadent, Mannheim, wurden mit Hilfe zweier Schrauben auf Spanholzplatten montiert. Es wurden vier passive CT-Marker, die sog. Fiducials, mit Hilfe einer Schablone auf die Platte bewegungsfrei aufgeklebt. Die Marker dienten der Registrierung durch das Navigationssystem. Die Konfiguration der Marker entsprach der von NDI®, dem Hersteller des Trackingsystems, empfohlenen Konfiguration. Aufgrund des fehlenden Kontaktes der Kiefer zur Holzplatte im anterioren Bereich, wurde der Spalt an der Stelle mit Gips ausgefüllt. So konnte es durch den Druck des

3. Material und Methoden

Bohrers während der Versuche, nicht zu einer relativen Lageveränderung zwischen der Holzplatte und dem darauf montierten Plastikkiefer kommen (Abb. 3).

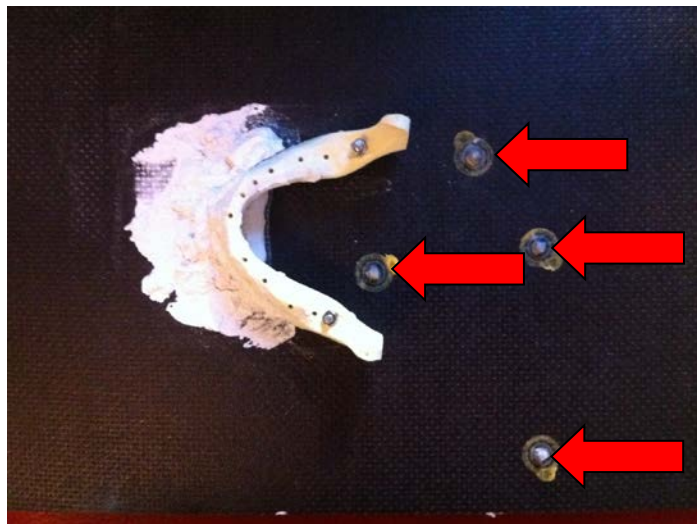


Abbildung 3: Montage der Plastikkiefer und der Marker. Im anterioren Bereich ist der Gips abgebildet, der eingebracht wurde, um den Kiefer in diesem Bereich zu unterstützen. Die Pfeile markieren die vier Markerspots.

Die Marker wurden auf der Holzplatte befestigt. Somit stellte die Holzplatte den Referenzrahmen für die durchzuführenden Bohrungen dar. Nach Durchführung der Bohrungen, wurde von jedem Kiefer ein Kontroll-CT für die Auswertung angefertigt. Bei begrenzter Anzahl an Holzplatten und Mehrfachverwendung der, wurden nach Anfertigung der Kontroll-CTs die Kiefer von den Platten abmontiert (Abb. 4).

3. Material und Methoden



Abbildung 4: Plastikkiefer nach Durchführung der Versuche. Es befinden zehne Bohrlocher im anterioren bis mittleren Bereich des Corpus mandibulae. Die zwei posterioren, großlumigen Kanäle dienen der Montage auf den Spanholzplatten mittels zweier Schrauben.

3.3 Akquirierung des CT-Datensatzes

Die Bildgebung wurde mit einem 64-Zeiler Computertomograph (Philips, Hamburg) angefertigt. Die Plastikkiefer wurden in anterior-posteriorer Orientierung gelagert. Durch einen biplanaren Localizer wurde das Untersuchungsvolumen festgelegt. Dieses umfasste ein größeres Volumen als den Kiefer, um die Marker im Zielvolumen mitzuerfassen. Die Scans wurden nach standardisiertem Protokoll durchgeführt. Die Schichtdicke der Aufnahmen betrug 0,67mm, das Increment 0,3mm, der Pitchfaktor 0,348. Die Rotationszeit betrug 0,75 sec. Die Röhrenspannung betrug 120kV, der Röhrenstrom 80mAs. Die applizierte Strahlendosis entsprach der eines klinisch üblichen Felsenbein-CTs. Die Daten wurden im DICOM Datenformat (Digital Imaging and Communications in Medicine) gespeichert. Die Kontroll-CTs wurden mit entsprechenden Einstellungen akquiriert. Alleine das Zielvolumen wurde reduziert, weil die Marker zur Auswertung nicht mehr mitdargestellt werden mussten.

3. Material und Methoden

3.4 Planung

Die erhobenen DICOM-Daten wurden mit dem Programm Mimics®, Materialise (Leuven, Belgien) verarbeitet und die Planung der Implantatposition vorgenommen. In die dreidimensionale (3D) Rekonstruktion des Unterkiefers, die das Programm anfertigte, wurden STL-Datensätze verschiedener Implantate mit unterschiedlichen Längen geladen. Sie wurden virtuell so platziert, als würde man die Planung für eine reale orale Implantatpositionierung vornehmen. Vor den Versuchen wurde bei den Unterkiefern mittels eines Bohrers ein Kanal geschaffen, der den Canalis mandibularis idealisiert darstellen sollte. Bei der Planung wurde auf den simulierten Canalis mandibularis Rücksicht genommen. Die Implantate wurden in entsprechender Entfernung zum Kanal platziert. Ferner wurde auf ein ausreichendes, periimplantäres Knochenangebot geachtet. Die Planungssoftware konnte die 3D Rekonstruktion semitransparent wiedergeben, sodass sich hierdurch dem Planer die Möglichkeit bot, die Unversehrtheit tiefliegender, von außen nicht sichtbarer Strukturen, wie z. B. dem Canalis mandibularis, zu überprüfen (Abb. 5).

3. Material und Methoden

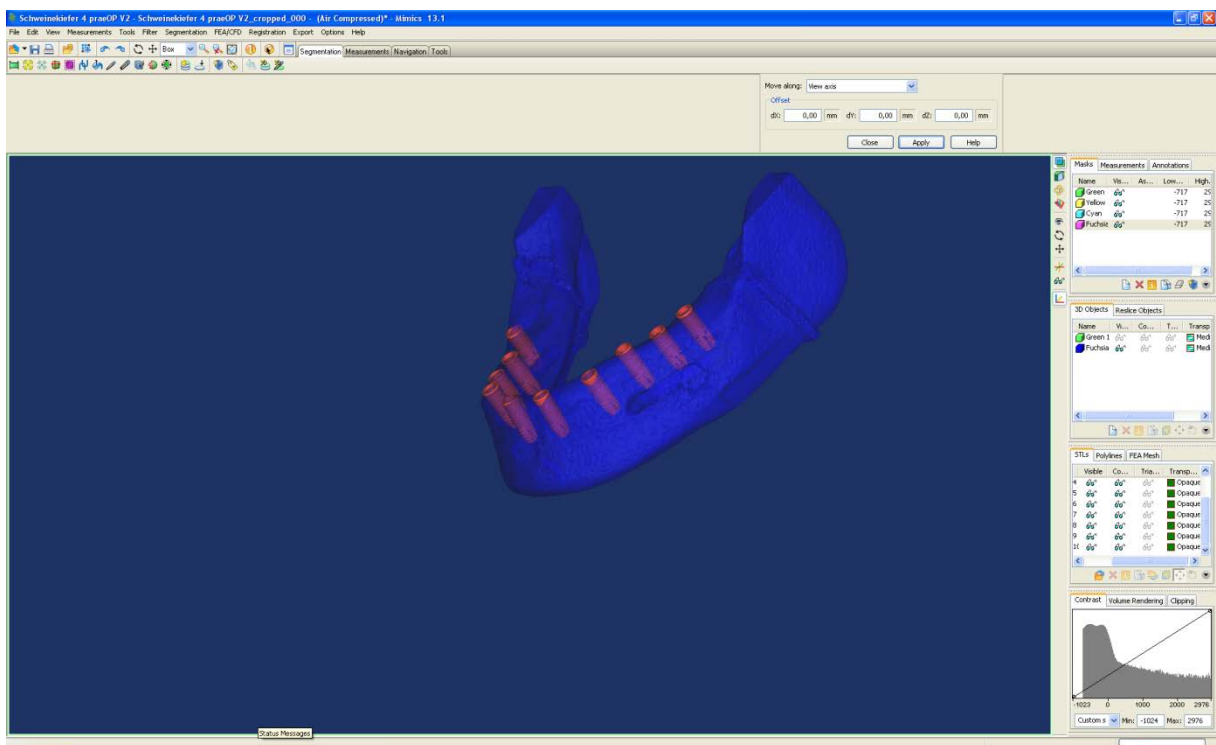


Abbildung 5: Planungssituation am Computer 1. Dargestellt ist die geplante Position der Implantate im Kiefer. In dieser Rekonstruktion erscheint der Kiefer semitransparent, sodass der Canalis mandibularis sichtbar ist.

Die axiale, koronare und sagittale Rekonstruktion des CTs konnten simultan sichtbar gemacht werden (Abb. 6), inklusive des korrespondierenden Anschnittes des Implantates, wodurch etwaige Fehlpositionen (z.B. Perforation der Kortikalis) aufgedeckt werden konnten.

3. Material und Methoden

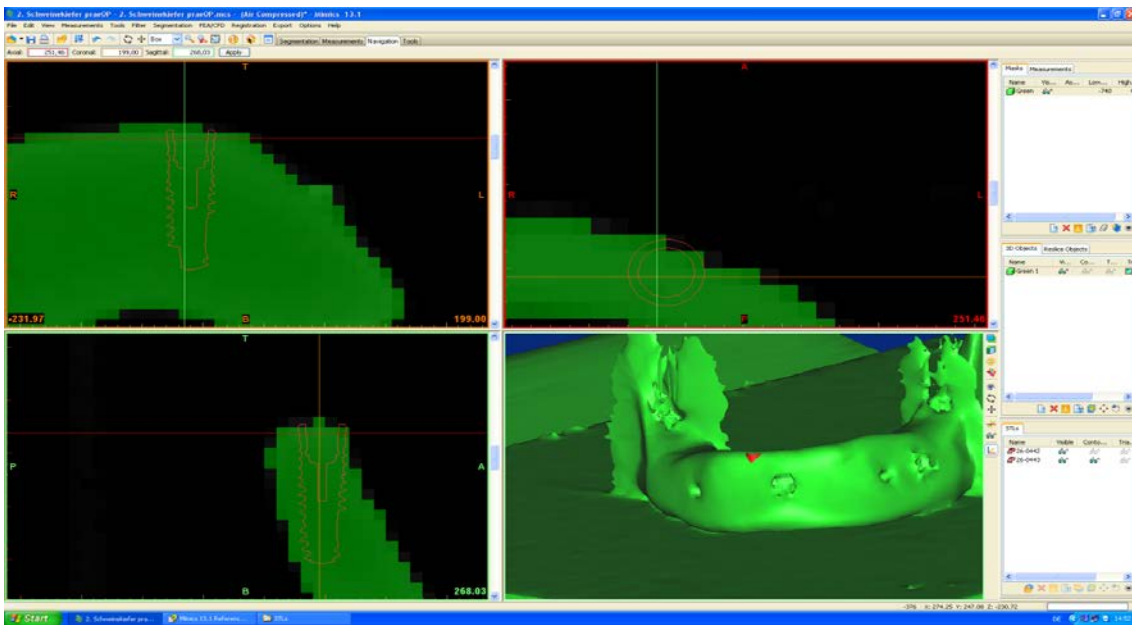


Abbildung 6: Planungssituation am Computer 2. Zu sehen sind die Rekonstruktionen in den drei Ebenen des Raumes.

Die Koordinaten der virtuellen Implantate wurden in einer Excel-Tabelle vermerkt. In der Tabelle wurden die Koordinaten des Eintrittspunktes des Implantates in den Kiefer und die Koordinaten des Apex des Implantates, wie er in der Planung zum Liegen kam, erfasst. Die ermittelten Werte wurden in das Navigationssystem eingepflegt.

Die Koordinatensysteme vom Trackingsystem und vom CT-Datensatz wurden punktbasiert zur Deckung gebracht. Als Landmarken dienten hierfür die auf den Holzplatten befestigten CT-Marker, da sie sowohl in den Schnittbildern leicht identifizierbar waren, als auch vom Trackingsystem gefunden werden konnten.

3. Material und Methoden

3.5 Das Navigationssystem

Das Navigationssystem bestand aus folgenden Hardware-Komponenten:

1. Computer und Monitor
2. Infrarotkamera
3. IR-Marker (sowohl auf dem Winkelstück als auch auf der Halterung der Kiefer)
4. HMD („head-mounted display“)

Verwendet wurden Kameras der Firma NDI® (Waterloo, Ontario, Kanada). Das System bestand aus zwei Infrarotkameras, die als Polaris® Spectra® Produkt vertrieben werden (Abb. 7). Dieses System findet bereits Anwendung auf dem Gebiet der Neurochirurgie oder in der Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde.



Abbildung 7: Experimenteller Aufbau im Labor. Zu sehen ist ein Proband bei Durchführung der Bohrung mit HMD (Pfeilspitze). Der Pfeil deutet auf die Infrarotkamera von NDI®.

3. Material und Methoden

Es wurden ausschließlich passive Marker benutzt. Zur Herstellung der Marker wurden CT-Spots der Firma Beekley®, Bristol, USA, mit Infrarotlicht-reflektierendem Material überzogen. Die Konfiguration der Marker auf der Holzplatte wurde für das NDI®-System optimiert. Ein Test zur optimalen Markerposition für das Navigationssystem wurde durch einen Techniker durchgeführt, wodurch eine höchstmögliche Präzision erreicht werden konnte. Die Marker auf dem Winkelstück, und deren Halterung, waren ebenfalls von der Firma NDI®. Da nach Angaben des Herstellers Verschmutzung der Marker zu Ungenauigkeiten führen würde, wurden sämtliche Bohrungen mit Latexhandschuhen durchgeführt.

Die Visualisierung erfolgte mittels eines „head-mounted display“ (HMD). In diesem Versuch wurde das HMD nVisor SX der Firma NVIS, Reston, VA, USA benutzt (Abb. 8). Es bestand aus zwei 24-bit, 60Hz Farbdisplays, mit einer Auflösung von 1280x1064, die sich vor den Augen des Nutzers befanden. Zwei Point Grey Flea® Farbkameras (Richmond, BC, Canada) mit einer Auflösung von 1024x780 zeichneten das Bild des Raumes auf und übermittelten es an die Displays. Die Datenübermittlung zwischen HMD und Computer erfolgte über ein Datenkabel.



Abbildung 8: „Head-mounted display“ mit den zwei Kameras (1), der Halterung mit Displays (2), sowie dem Datenkabel (Pfeil).

3. Material und Methoden

Die Software-Komponente des Systems wurde von den Informatikern des Narvis-Labors (Labor des Lehrstuhls für Informatikanwendungen in der Medizin & Augmented Reality der Technischen Universität München an der chirurgischen Klinik und Poliklinik – Innenstadt – der Ludwig-Maximilians-Universität München) entwickelt. In die Anwendung konnten Zielkoordinaten eingegeben werden, die navigiert angesteuert werden konnten. Das System konnte die Lage der Spitze des Bohrers im dreidimensionalen Raum und damit am und (während der Bohrung) im Kiefer ermitteln.

3.6 Die Bohreinheit mit Winkelstück und der für die Navigation nötigen Hardware

Die Bohreinheit trug die Bezeichnung „Frios Unit S®“ der Firma Friadent®, Mannheim. Das Winkelstück der Firma Friatec trug die Nummer 90-5040. An diesem Winkelstück wurde ein Aufbau der Firma NDI®, Waterloo, Ontario, Canada befestigt, welches die Marker zur Lokalisierung der Position des Winkelstückes trug (Abb. 9).

3. Material und Methoden

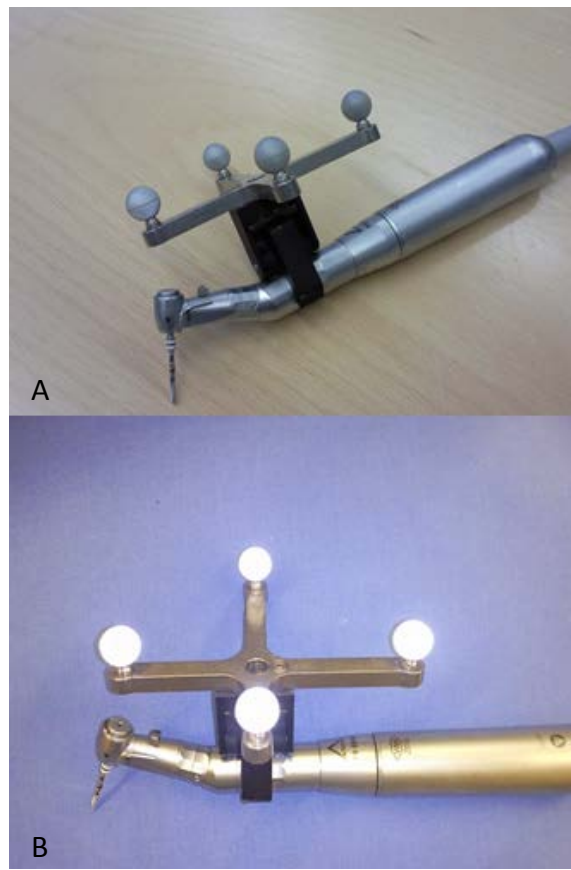


Abbildung 9: Winkelstück mit Gestell der Firma NDI®. Die lichtreflektierenden Eigenschaften der Markerkugeln sind erkennbar. A. unbeleuchtetes Winkelstück B. beleuchtetes Winkelstück

3.7 Kalibrierung

Die Kalibrierung des Systems erfolgte mittels eines für diesen Zweck angefertigten Werkzeuges. Es handelte sich hierbei um einen Edelstahlstab. Als Vorlage für den Hersteller (Firma Hans Prothmann, Gröbenzell) diente ein Bohrer der Firma Dentsply-Friadent®. Entsprechend der Verankerung des Originalbohrers wurde die Verankerung der Kalibrierwerkzeuge so hergestellt, dass eine möglichst sichere und bewegungsarme Fixierung im Winkelstück erzielt werden konnte. Mit dem NDI®-Navigationssystem wurde die Position der Bohrspitze im Bezug zu den Infrarot-Markern, welche sich auf dem Winkelstück

3. Material und Methoden

befanden, ermittelt. Die Bohrerspitze wurde in eine kleine Mulde in einer Holzplatte gesetzt. Es wurden wiederholt kreisförmige Bewegungen um diesen fixen Punkt auf der Platte ausgeführt. Es erfolgte die Aufzeichnung der Bewegung der Marker durch das Navigationssystem. Aus den Aufzeichnungen errechnete das Navigationssystem die Position der Bohrerspitze. Die Lage der Spitze im dreidimensionalen Raum konnte mit einer Genauigkeit von 0.59mm (Angabe des Navigationssystems) bestimmt werden.

3.8 Visualisierung mittels HMD und Durchführung der Bohrung

Die navigierte Bohrung erfolgte in drei Schritten. Die folgenden Abbildungen zeigen die Sicht des Probanden durch das HMD. Erläutert werden an dieser Stelle sowohl die einzelnen Schritte der Implantation als auch die Visualisierung der Navigation. Die Programmierung der Visualisierung wurde von einem Informatiker des Narvis-Labors durchgeführt.

Schritt 1: Hinbewegen des Bohrers zum Anfangspunkt des geplanten Bohrkanals

Die Abbildung 10 zeigt den Blick, den die Untersucher durch das HMD auf die Plastikkiefer hatten. Es ist auf dem Kunstkiefer median eine schwarze Markierung zu sehen. Dies ist der Anfangspunkt der Bohrung. Hierbei handelt es sich um eine Markierung, die nur zu Demonstrationszwecken gemacht wurde. Sie soll dem Betrachter der Abbildung den Anfangspunkt der Bohrung zeigen. Um dem Operateur keine zusätzliche Hilfestellung zu geben und um dadurch die Ergebnisse nicht zu verfälschen, wurden derlei Markierungen in den Versuchen nicht gemacht.

3. Material und Methoden

Der Operateur bewegte zunächst den Bohrer an den geplanten Anfangspunkt auf der Oberfläche des Kiefers. Diesen Punkt fand er, indem er das linke Paar Fadenkreuze beobachtete. Die höchste Genauigkeit wurde erreicht, wenn sich die Fadenkreuze überlappten.

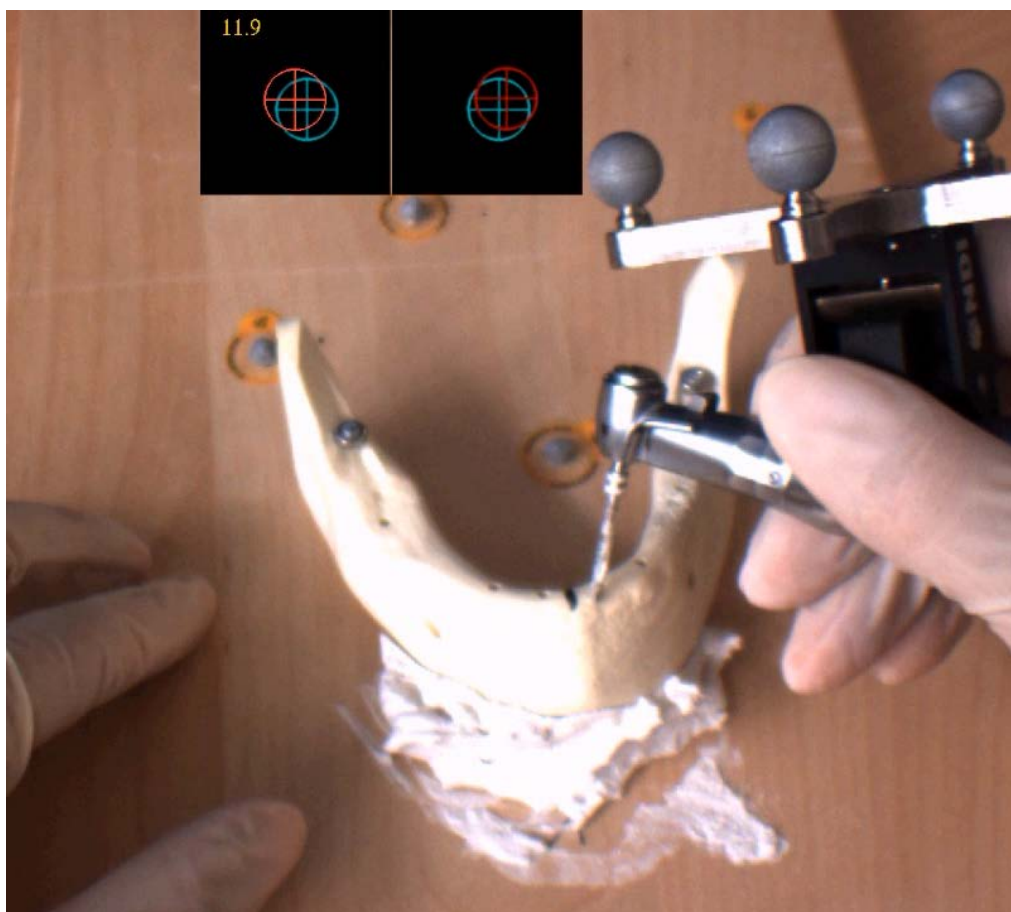


Abbildung 10: Sicht auf den Kunstkiefer durch das HMD. Der Proband bewegt den Bohrer auf die schwarze Markierung zu.

Schritt 2: Bohren einer oberflächlichen Mulde

Bei Deckung der Fadenkreuze im linken Feld (rote Umrahmung in Abb. 11), war der geplante Anfangspunkt der Bohrung identifiziert. Durch Schaffung einer oberflächlichen Mulde wurde der korrekte Anfangspunkt markiert. Die Vertiefung bildete das Lager für Schwenkbewegungen des Bohrers um den Fixpunkt, die der Operateur ausführte, um den richtigen Winkel des Bohrers für die folgende Bohrung zu finden.

3. Material und Methoden

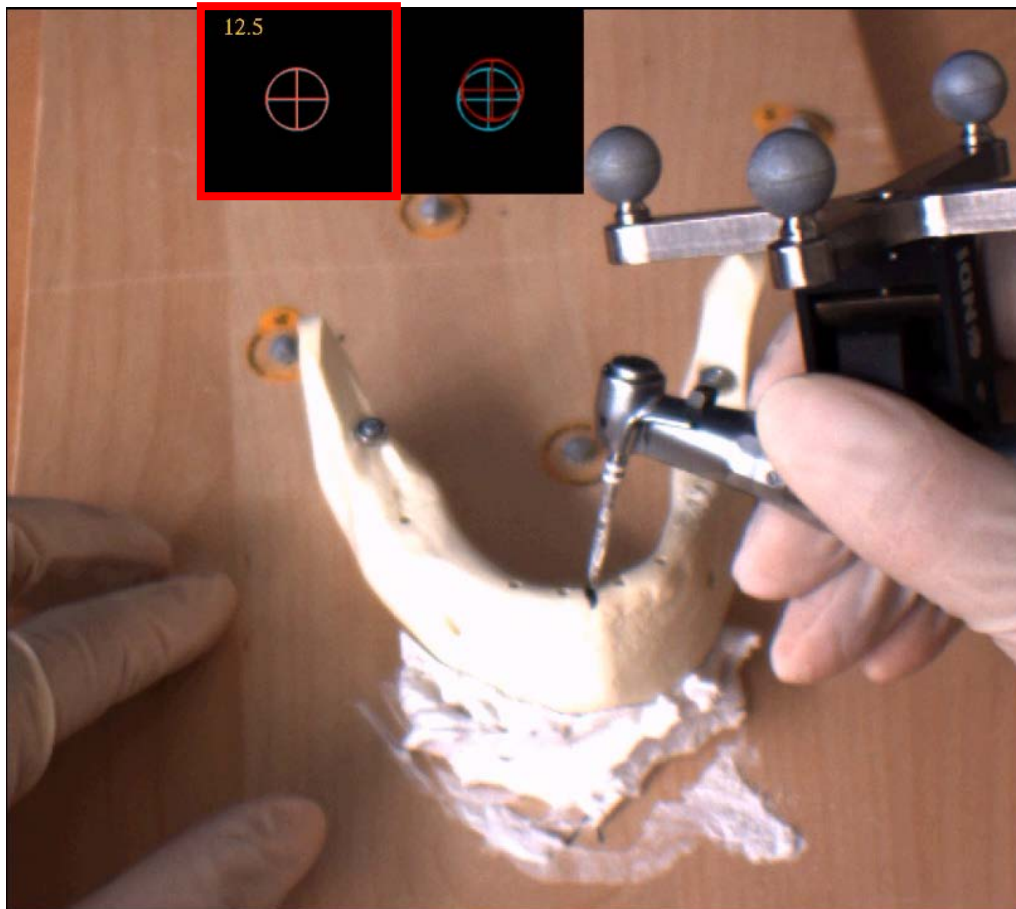


Abbildung 11: Identifizierung des Anfangspunktes. Das linke Paar Fadenkreuze musste zur Deckung gebracht werden (roter Kasten).

Schritt 3: Einstellen des korrekten Bohrwinkels

Das rechte Paar Fadenkreuze kam zur Deckung, sobald der Proband den geplanten Neigungswinkel für die Bohrung eingestellt hatte (Abbildung 12).

3. Material und Methoden



Abbildung 12: Bohrung des Kanals. Sobald sich auch das rechte Paar Fadenkreuze überlappte (roter Kasten), konnte man die Bohrung beginnen.

Nun konnte der Proband mit der Bohrung in die Tiefe zu beginnen.

Schritt 4: Ausführung der Bohrung

Bei Durchführung der Bohrung, beachtete man den Zahlenwert links oben im linken Fenster (Abb. 13). Er gab an, auf wie viel Millimeter man sich dem geplanten Endpunkt der Bohrung genähert hatte. Die Schriftfarbe änderte sich ab einem Wert von 2mm von Anfangs gelb auf grün. Der Bohrvorgang wurde beendet, wenn die Zahl den Wert „null“ annähernd erreicht hatte, oder wenn der Wert wieder anstieg. In diesem Fall bohrte man am Zielpunkt vorbei und der anfänglich sinkende Wert stieg wieder an, da man sich vom Ziel entfernte.

3. Material und Methoden



Abbildung 13: Identifizierung der geplanten Tiefe des Kanals. Der Zahlenwert im linken oberen Eck im Navigationsfeld (roter Kasten) gab den Abstand der Bohrspitze zum anvisierten Endpunkt des Bohrkanals in Millimetern an.

3.9 Visualisierung mittels Monitor

Als Kontrolle zur Visualisierung mit HMD wurden Bohrungen vorgenommen, die mit Hilfe eines Monitors durchgeführt wurden. Den Probanden wurden die Informationen des Navigationssystems nicht im HMD dargeboten, sondern auf einem handelsüblichen PC-Monitor, der in der Nähe des Probanden aufgestellt wurde. Ansonsten wurden keine

3. Material und Methoden

Manipulationen am Navigationssystem vorgenommen. Auch die Kodierung der Navigation mit Hilfe von Fadenkreuzen wurde beibehalten.

3.10 Auswertung der Bohrungen

Im Anschluss an die durchgeführten Bohrungen wurden Kontroll-CTs angefertigt, die der weiteren Auswertung dienten. Bei der Anfertigung der Kontroll-CTs wurde ein kleineres Scanvolumen gewählt als für die Planungsaufnahmen, weil die Marker auf dem Holzbrett nicht mehr abgebildet werden mussten.

Die Auswertung erfolgte mit Hilfe des Planungsprogramms Mimics®, Leuven, Belgien. Das Programm errechnete eine 3D Rekonstruktion des Kiefers aus dem Kontroll-CT. Diese wurden mit der 3D Rekonstruktion der Planungsaufnahme des Kiefers fusioniert und zur Deckung gebracht, so dass die Koordinatensysteme beider Aufnahmen zur Deckung kamen. Das Programm erlaubte eine Zoomstufe in allen drei anatomischen Ebenen. Nach maximaler Vergrößerung der Aufnahme in allen drei Ebenen wurde von Hand ein Punkt mittig am Anfang des Bohrkanals festgelegt und dessen Koordinaten in einer Tabelle vermerkt. Im zweiten Schritt wurde der Endpunkt der Bohrung festgelegt. Dessen Koordinaten wurden ebenfalls in die Tabelle eingetragen. Der Anfangspunkt war stets lokalisierbar. Wenn der Proband tiefer gebohrt hatte als der geplante Endpunkt und die Außenkortikalis des Kunstkiefers durchbohrt war (Abbildung 14), war kein Endpunkt für die Bohrung eruierbar.

3. Material und Methoden

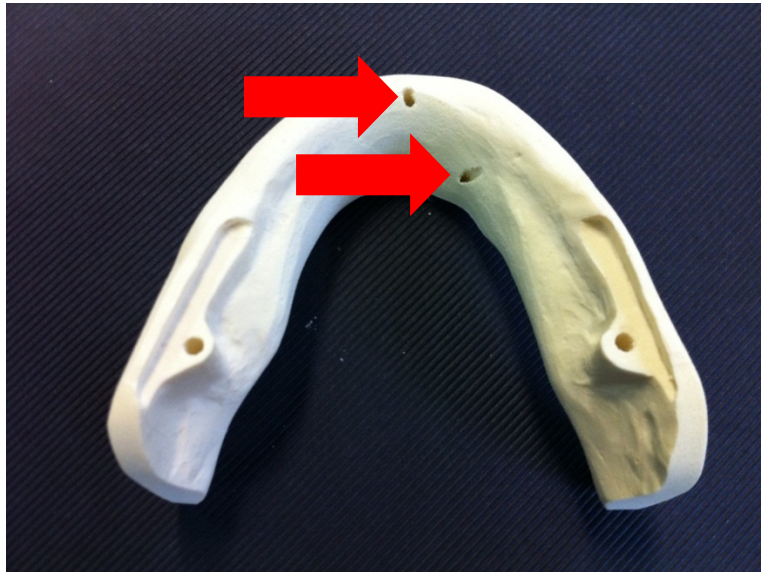


Abbildung 14: Kunstkiefer von kaudal. Zu sehen sind zwei Bohrversuche (siehe Pfeile). Sie wurden für das Kriterium „Endpunkt“ aus der Wertung genommen, weil die Außenkortikalis durchbrochen worden war.

In diesem Fall musste der Endpunkt aus der statistischen Auswertung genommen werden. Aus diesem Grund variieren die Fallzahlen für die Kriterien „Anfangspunkt“ und „Endpunkt“. Um in diesem Fall trotzdem die Winkelabweichung bestimmen zu können, wurde, neben dem Anfangspunkt, ein zweiter Punkt festgelegt. Dieser Punkt wurde so gewählt, dass er sich im Bohrkanal möglichst in der Mitte und im Niveau der Außenkortikalis befand. Für die Bestimmung der Achsabweichung waren diese zwei Punkte notwendig.

Anhand folgender mathematischer Formeln konnte man aus den Koordinaten absolute Zahlenwerte für die jeweiligen Abstände, bzw. für die Winkelabweichung errechnen.

Die Koordinaten von geplantem und realisiertem Anfangs-, bzw. Endpunkt wurden subtrahiert.

$$\Delta x = x_{\text{geplant}} - x_{\text{realisiert}}$$

$$\Delta y = y_{\text{geplant}} - y_{\text{realisiert}}$$

$$\Delta z = z_{\text{geplant}} - z_{\text{realisiert}}$$

3. Material und Methoden

Zur Errechnung der Distanz (d) zwischen geplantem Anfangs-, bzw. Endpunkt wurde folgende Formel verwendet.

$$d = \sqrt{(\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2)}$$

Zur Ermittlung der Achsabweichung wurden die x-, y- und z-Koordinaten der Anfangs- und Endpunkte subtrahiert. Dies wurde sowohl für die Koordinaten aus der Planung (Δ_α), als auch für die realisierte Bohrung (Δ_β) durchgeführt.

$$x_{\text{Anfangspunkt geplant}} - x_{\text{Endpunkt geplant}} = \Delta x_\alpha$$

$$y_{\text{Anfangspunkt geplant}} - y_{\text{Endpunkt geplant}} = \Delta y_\alpha$$

$$z_{\text{Anfangspunkt geplant}} - z_{\text{Endpunkt geplant}} = \Delta z_\alpha$$

$$x_{\text{Anfangspunkt realisiert}} - x_{\text{Endpunkt realisiert}} = \Delta x_\beta$$

$$y_{\text{Anfangspunkt realisiert}} - y_{\text{Endpunkt realisiert}} = \Delta y_\beta$$

$$z_{\text{Anfangspunkt realisiert}} - z_{\text{Endpunkt realisiert}} = \Delta z_\beta$$

Die x-, y- und z-Koordinaten der entsprechenden Einheitsvektoren (\vec{e}) wurden mit der Formel

$$x_{\vec{e}_{\alpha/\beta}} = \frac{\Delta x_{\alpha/\beta}}{\sqrt{\Delta x_{\alpha/\beta}^2 + \Delta y_{\alpha/\beta}^2 + \Delta z_{\alpha/\beta}^2}}$$

bzw.

3. Material und Methoden

$$y_{\vec{e}_{\alpha/\beta}} = \frac{\Delta y_{\alpha/\beta}}{\sqrt{\Delta x_{\alpha/\beta}^2 + \Delta y_{\alpha/\beta}^2 + \Delta z_{\alpha/\beta}^2}}$$

und

$$z_{\vec{e}_{\alpha/\beta}} = \frac{\Delta z_{\alpha/\beta}}{\sqrt{\Delta x_{\alpha/\beta}^2 + \Delta y_{\alpha/\beta}^2 + \Delta z_{\alpha/\beta}^2}}$$

berechnet und die Beträge $|\vec{e}_{\alpha}|$ und $|\vec{e}_{\beta}|$ davon gebildet.

Der Cosinus der Winkelabweichung ergab sich aus der Formel

$$\frac{x_{\vec{e}_{\alpha}} * x_{\vec{e}_{\beta}} + y_{\vec{e}_{\alpha}} * y_{\vec{e}_{\beta}} + z_{\vec{e}_{\alpha}} * z_{\vec{e}_{\beta}}}{|\alpha| * |\beta|}$$

.

Mit der Arkuskosinusfunktion ergaben sich die Werte für die Winkelabweichung in Grad.

In Rücksprache mit dem statistischen Institut IMSE (Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München), kamen für die Auswertung die Methoden der deskriptiven Statistik zur Anwendung. Die Auswertung wurde mit dem Statistikprogramm SPSS von IBM® durchgeführt.

Ziel des vorliegenden Vorhabens war die Eruiierung der maximalen Genauigkeit des Systems.

4. Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Visualisierung mit HMD

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Versuche dargestellt, bei denen das HMD zum Einsatz kam.

4.1.1 Anfangspunkt

Gemittelt über alle Bohrversuche (n=363) und alle Probanden (n=8) ergab sich für den Anfangspunkt eine Abweichung von **1,18mm** mit einer Standardabweichung von **0,79**. Abbildung 15 zeigt die Häufigkeiten der erzielten Einzelwerte für den Anfangspunkt in Form eines Histogramms. Hierbei sind die Einzelleistungen aller Probanden berücksichtigt.

Der Großteil der Werte fällt in das Intervall zwischen 0-2mm. Die Abweichung der genauesten Einzelbohrung betrug 0,01mm. Zwei extreme Werte mit Abweichungen von 5,41mm und 8,49mm sind zu beobachten. Hierbei handelt es sich um zwei Werte, die von Proband 2 erzielt wurden.

4. Ergebnisse

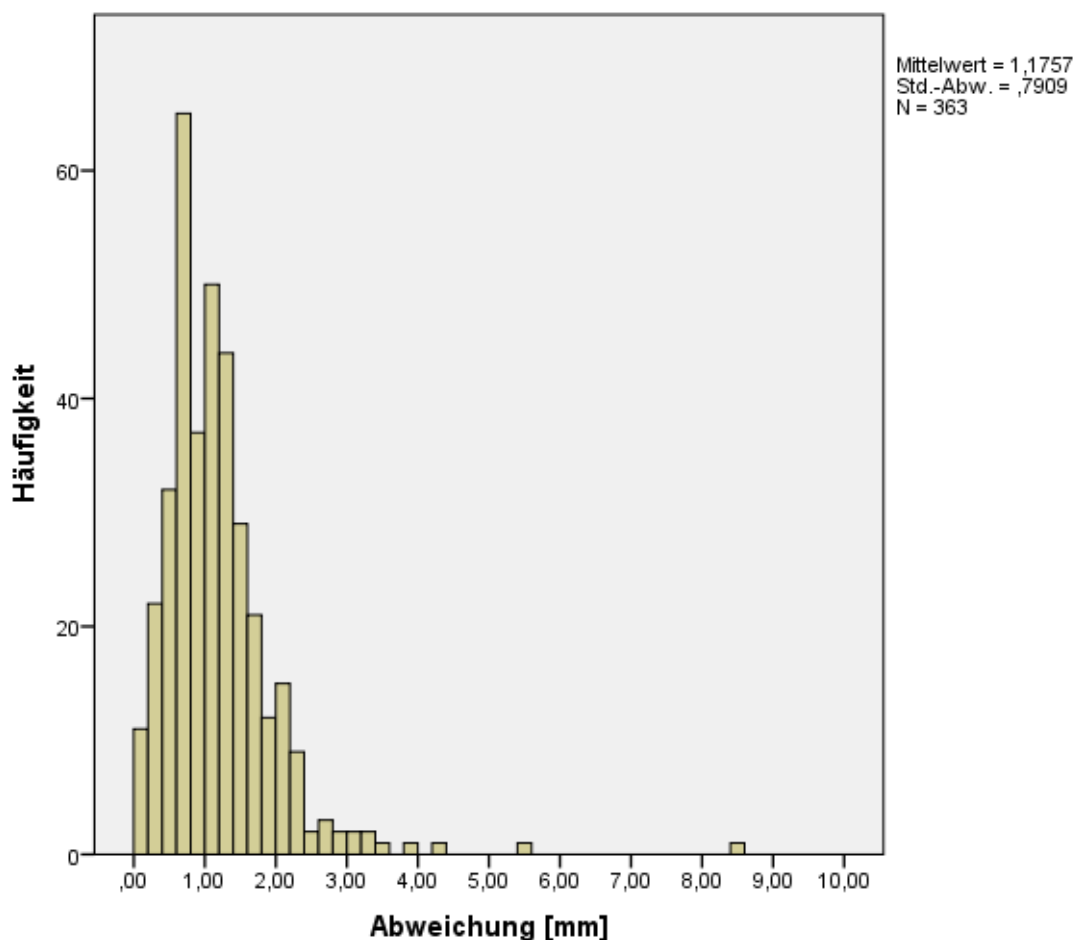


Abbildung 15: Histogramm für die Abweichung der Bohrung vom geplanten Anfangspunkt bei Visualisierung mit HMD. Auf der Abszisse ist die Abweichung in Millimeter aufgetragen, auf der Ordinate die Häufigkeit mit der die Werte erreicht wurden.

Die individuellen Werte sind in Abbildung 16 als Kastengrafiken dargestellt. Die Diagramme sind wie folgt standardisiert aufgebaut: Im Kasten befinden sich die Werte zwischen dem 25%-igem und 75%-igem Perzentil, folglich die Hälfte aller Werte. Der Median ist als schwarzer Balken dargestellt. Die Enden der Whisker stellen den größten, bzw. kleinsten, noch nicht als extrem angesehenen, Wert dar. „Ausreißer“, die als kleine Kreise dargestellt sind, werden definiert als Werte, deren Abstand zur Box zwischen dem 1,5- bis 3-fachen der Boxhöhe liegt. Extreme Werte, die als Sternchen dargestellt sind, sind definiert als Werte, deren Abstand zur Box mehr als das 3-fache der Boxhöhe beträgt. Der Einfluss der einzelnen Probanden auf das Zustandekommen des Mittelwertes ist uneinheitlich, da die Versuchsteilnehmer, wie bereits gesagt, unterschiedlich viele Versuche durchführten.

4. Ergebnisse

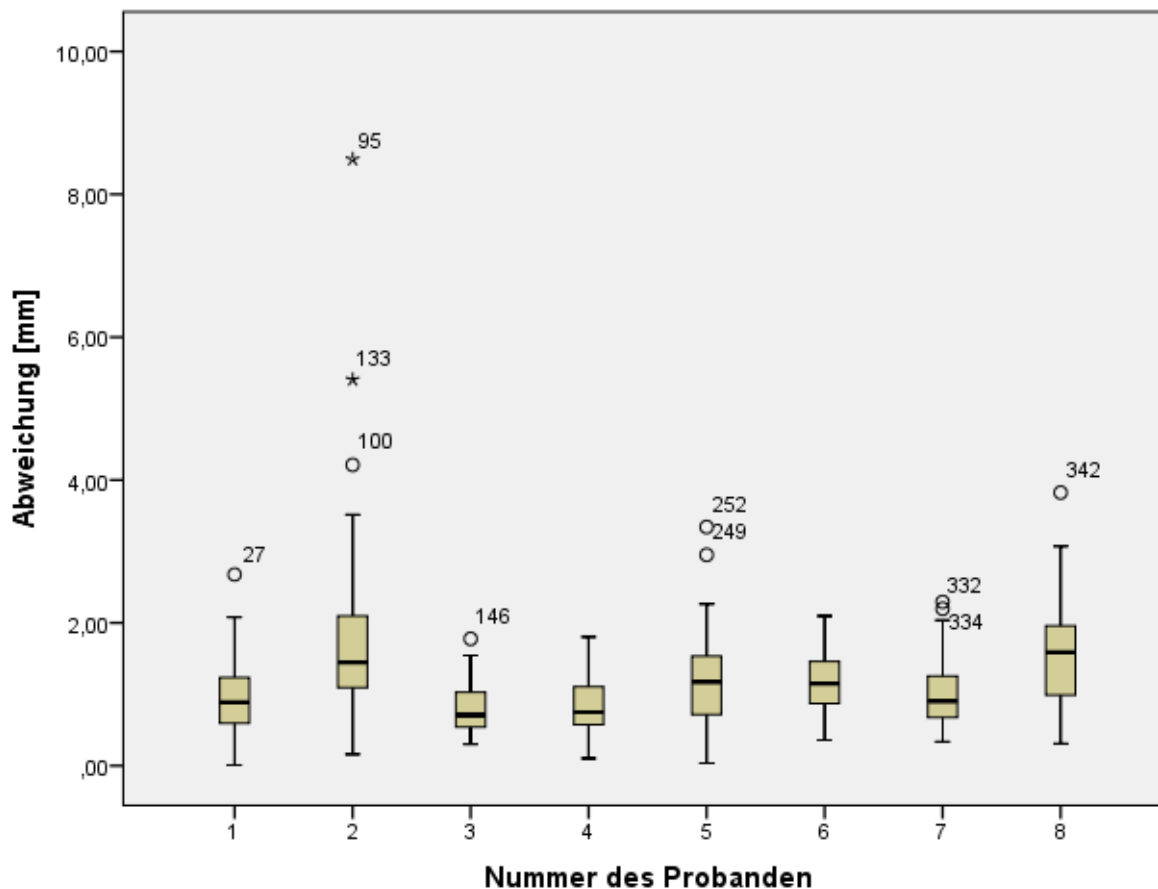


Abbildung 16: Boxplots für die individuellen Abweichungen vom Anfangspunkt bei Visualisierung mit HMD. Kreise und Sternchen markieren Ausreißer und Extremwerte (mit jeweiliger Bohrungsnummer).

Die Probanden 2, 5 und 8 auf wiesen höhere Streuungen auf als die anderen Probanden. Bei Betrachtung der Kastendiagramme fällt auf, dass Werte >2mm seltene Ereignisse waren. So liegen nur zwei Werte von Proband 1 über der Marke von 2mm, darunter sein Ausreißer aus dem Versuch 27 und ein weiterer Wert, der im Whisker liegt. Proband 2 erzielte Werte in der Spannweite von 0,16mm bis 8,49mm. Sein Extremwert mit der Versuchsnummer 95 ist bei einer Abweichung von >8mm am ehesten durch ein technisches Problem zu erklären. Bei einer so hohen Abweichung lagen die Fadenkreuze so weit von einander entfernt, dass unter diesen Bedingungen ein Proband die Bohrung wohl nicht ausgeführt hätte. Dies ist im Nachhinein jedoch nicht belegbar. Seine Werte zeigen generell eine große Streuung, sodass unklar bleibt wie sein Extremwert mit der Versuchsnummer 133 (5,41mm) einzuordnen ist.

4. Ergebnisse

Bei einer so hohen Abweichung kann es sich ebenfalls um eine technische Störung handeln. Seine nächstkleineren Werte zeigen Abweichungen von 4,21mm (Ausreißer aus Versuch 100), 3,51mm und 3,34mm (Werte nicht einzeln verzeichnet). Es ist denkbar, dass diese Werte durch eine ungenaue Ausführung durch den Probanden zustande kamen. Bei dem Extremwert aus Versuch 133 kann es sich also auch um einen Wert handeln, der auf Grund der allgemein hohen Abweichung des Probanden, im Kontinuum seiner erzielten Ergebnisse erscheint. Der Ausreißer von Proband 3 mit der Versuchsnummer 146 zeigt eine Abweichung von 1,78mm. Er liegt damit über dem allgemeinen Mittelwert (1,18mm). Trotz des Ausreißers sind die Werte von Proband 3 im Vergleich mit den anderen Studienteilnehmern sehr gering (0,3mm-1,78mm). Die Ausreißer von Proband 5 zeigen Abweichungen von 2,95mm (Versuch 249) und 3,34mm (Versuchsnummer 252). Diese zwei Werte liegen damit deutlich über dem allgemein ermittelten Mittelwert für den Anfangspunkt. Proband 7 wies zwei Ausreißer auf, die kaum aus dem Kontinuum seiner Werte herausstechen. Proband 8 hat einen Ausreißer mit einer Abweichung von 3,82mm.

In Abbildung 17 sind die Mittelwerte mit Standardabweichung für die einzelnen Probanden dargestellt. Sie betragen $0,94\text{mm} \pm 0,50$ für Proband 1, $1,75\text{mm} \pm 1,24$ für Proband 2, $0,79\text{mm} \pm 0,41$ für Proband 3, $1,00\text{mm} \pm 1,38$ für Proband 4, $1,21\text{mm} \pm 0,63$ für Proband 5, $1,11\text{mm} \pm 0,49$ für Proband 6, $1,07\text{mm} \pm 0,59$ für Proband 7 und $1,60\text{mm} \pm 0,83$ für Proband 8.

4. Ergebnisse

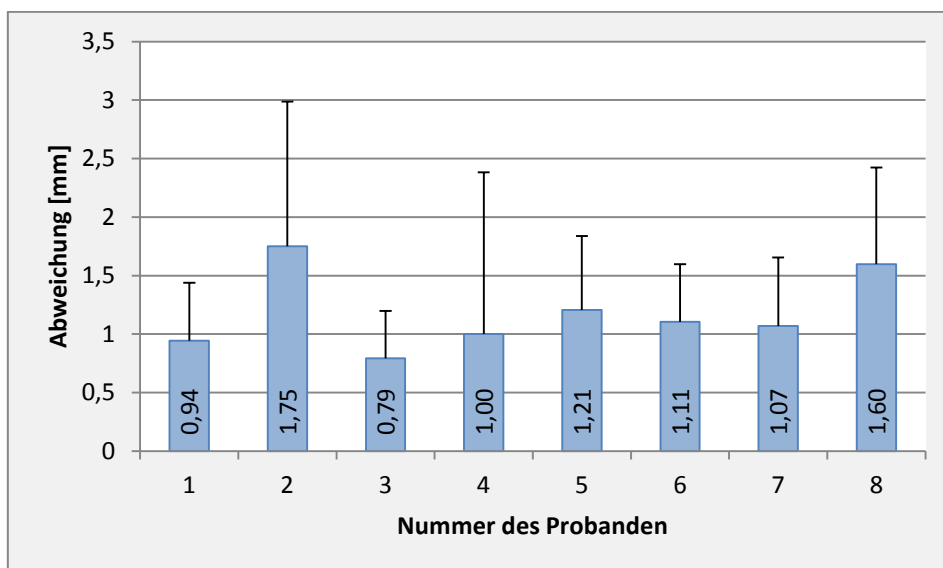


Abbildung 17: Mittlere Abweichung vom geplanten Anfangspunkt der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit HMD.

Die Darstellung erhärtet die Beobachtung, dass die Probanden 2, 5 und 8 neben einer hohen Streuung, auch eine hohe mittlere Abweichung zeigten. Die folgende Tabelle listet die Probanden absteigend nach der von ihnen erzielten Genauigkeit (Tab. 2). Auf Position 1 ist der Proband mit der höchsten, auf Position 8 der Proband mit der geringsten Genauigkeit. Die Tabelle führt ferner die medizinische Vorbildung der Probanden auf.

Position	Nr. Proband	Mittlere Abweichung	Beruf
1	3	0,79mm	Kieferchirurg
2	1	0,94mm	Kieferchirurg
3	4	1,00mm	Arzt
4	7	1,07mm	Informatiker
5	6	1,11mm	Informatiker
6	5	1,21mm	Arzt
7	8	1,60mm	Informatiker
8	2	1,75mm	Kieferchirurg

Tabelle 2: Abweichungen der Teilnehmer für das Kriterium Anfangspunkt (absteigend sortiert, höchste Genauigkeit auf Position 1)

4. Ergebnisse

Wie aus Tabelle 2 ersichtlich ist, sind die Probanden mit der höchsten Genauigkeit hinsichtlich des Anfangspunktes, Kieferchirurgen. Auffällig ist jedoch, dass der Proband mit der niedrigsten Genauigkeit für das Kriterium „Anfangspunkt“ ebenfalls ein Chirurg war.

Dies legt den Schluss nahe, dass die alleinige Tatsache, eine operative Tätigkeit auszuüben, keine hohe Genauigkeit bei der Ausführung der Bohrversuche gewährleistet. Die hohe Abweichung von Proband 2 ist teils durch den Extremwert erklärt, der den errechneten Mittelwert verzerrte. Betrachtet man die Boxhöhe von Proband 2 in Abb. 16 ist ersichtlich, dass die Einzelbohrungen von ihm allgemein hohe Abweichungen aufweisen. Diese Beobachtung ist nicht auf technische, sondern auf persönliche Faktoren wie geringe Motivation oder mangelnde Begabung im Umgang mit dem Navigationssystem zurückzuführen.

4.1.2 Endpunkt

Das Histogramm der Abbildung 18 zeigt die Verteilung der Werte. Für die Genauigkeit des Endpunktes der Bohrung ergab sich ein Mittelwert ($n=302$) von **2,51mm** gemittelt über alle Bohrversuche und alle Probanden mit einer Standardabweichung von **1,52**. Die Zahl der Messwerte für das Kriterium „Endpunkt“ ist geringer als für das Kriterium „Anfangspunkt“, weil Bohrungen, bei denen der Proband die Außenkortikalis perforiert hat, nicht in die statistische Auswertung aufgenommen werden konnten. Es ist auffällig, dass der Mittelwert für das Kriterium Endpunkt um 1,33mm größer ist als für das Kriterium Anfangspunkt.

4. Ergebnisse

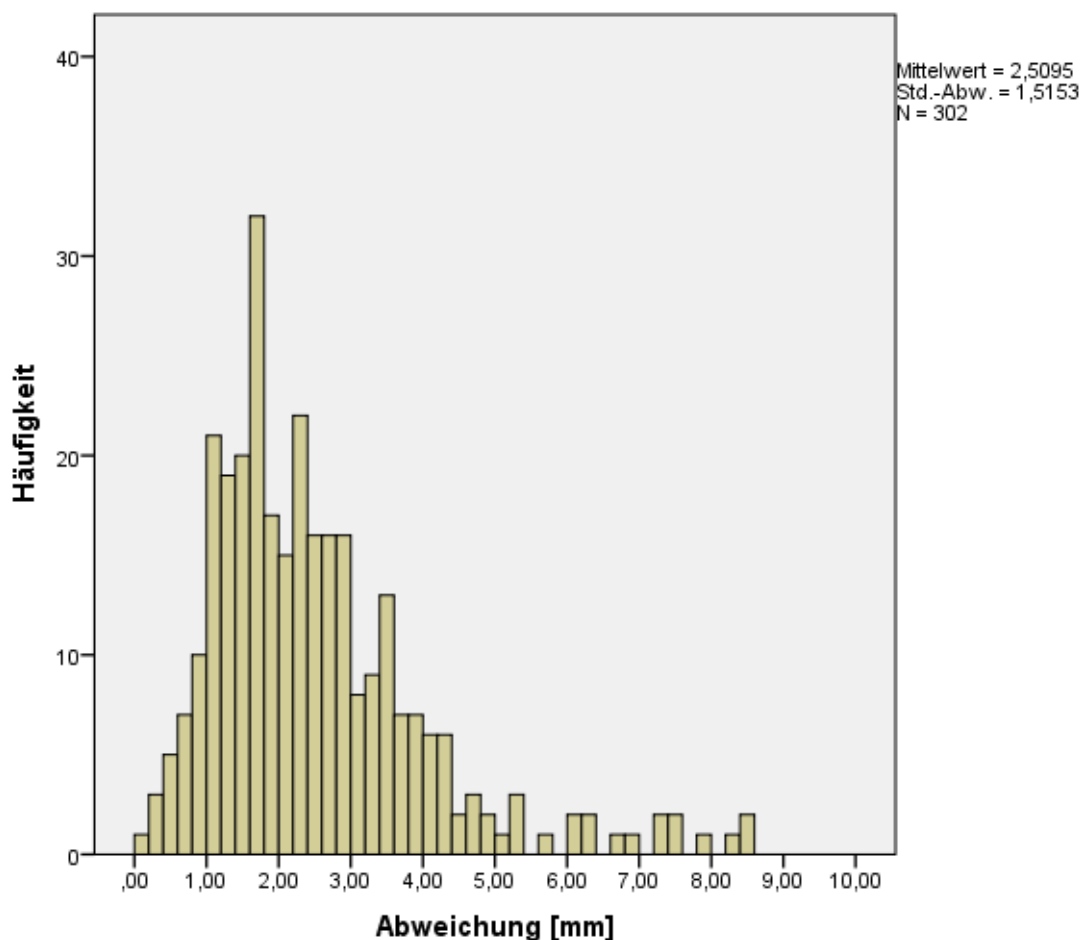


Abbildung 18: Histogramm zur Abweichung für den Endpunkt bei Visualisierung mit HMD. Auf der Abszisse ist die Abweichung in Millimeter aufgetragen, auf der Ordinate die Häufigkeit mit der die Werte erreicht wurden.

Die meisten Werte befinden sich im Intervall zwischen 0 und 4mm. Die beste Einzelbohrung lieferte Proband 5 mit einer Abweichung von 0,04mm. Das ungenaueste Ergebnis lag bei 8,6mm. Zu beachten ist, dass die Kurve deutlich breiter ist als für den Anfangspunkt. Die stärkere Streuung ist durch die Summation von Fehlern zu erklären und wird unter 5.1.1 diskutiert.

Die Leistung der Teilnehmer zeigte starke interindividuelle Schwankungen. Die Abweichungen sind in Abb. 19 dargestellt.

4. Ergebnisse

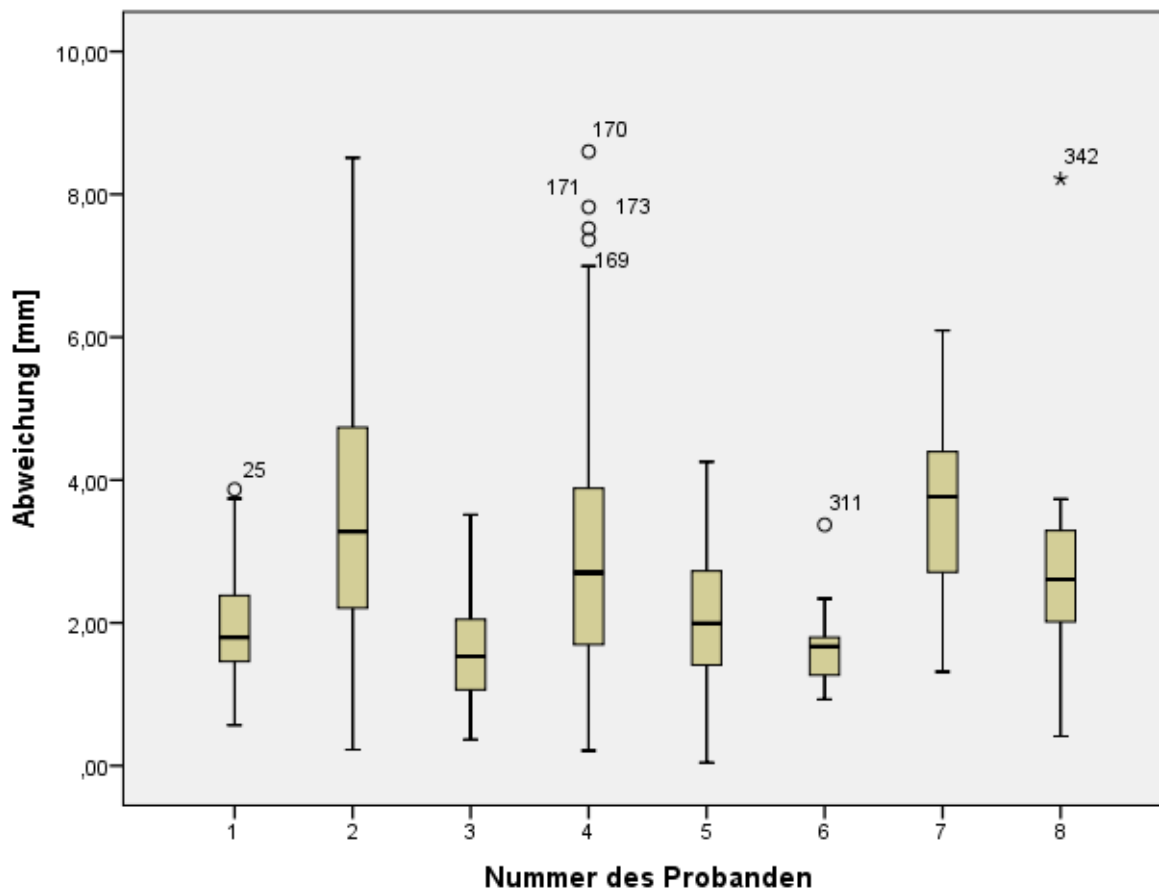


Abbildung 19: Boxplots für die individuellen Abweichungen vom Endpunkt bei Visualisierung mit HMD. Kreise und Sternchen markieren Ausreißer und Extremwerte (mit jeweiliger Versuchsnummer).

Insgesamt ist ersichtlich, dass die erzielten Werte jedes einzelnen Probanden stärker streuten, als für das Kriterium Anfangspunkt. Dies ist, wie bereits erwähnt, durch den hohen Schwierigkeitsgrad bei der Ausführung der Bohrung, zu erklären.

Die Probanden 2, 4, 7 und 8 wiesen größere Streuungen auf, als die Probanden 1, 3 und 6. Betrachtet man die Werte von Proband 4, fällt auf, dass seine Ausreißer gruppiert aufgetreten sind. Dies könnte, bei gleichbleibender Geschicklichkeit, auf eine technische Ursache hindeuten. Gegen diese Vermutung spricht, dass der Abstand der Ausreißer zu den übrigen Werten sehr niedrig ist. Diese Werte sind also eher als die Werte mit der niedrigsten Genauigkeit im Kontinuum aller erzielten Werte von Proband 4 zu interpretieren. Ebenso ist der Ausreißer mit der Versuchsnummer 25 von Proband 1 zu interpretieren.

4. Ergebnisse

Die individuellen Mittelwerte sind in Abb. 20 als Balkendiagramm dargestellt. Im Einklang mit Abb. 19 ist zu beobachten, dass die Probanden 2, 4 und 7 höhere mittlere Abweichungen aufwiesen, als die Probanden 1, 3, 5 und 6. Betrachtet man den Extremwert mit der Versuchsnummer 342 (Proband 8), fällt auf, dass er den Mittelwert des Probanden nicht zu stark beeinflusste. Dadurch zeigte Proband 8, trotz seines Extremwertes, eine geringere Abweichung als Proband 7.

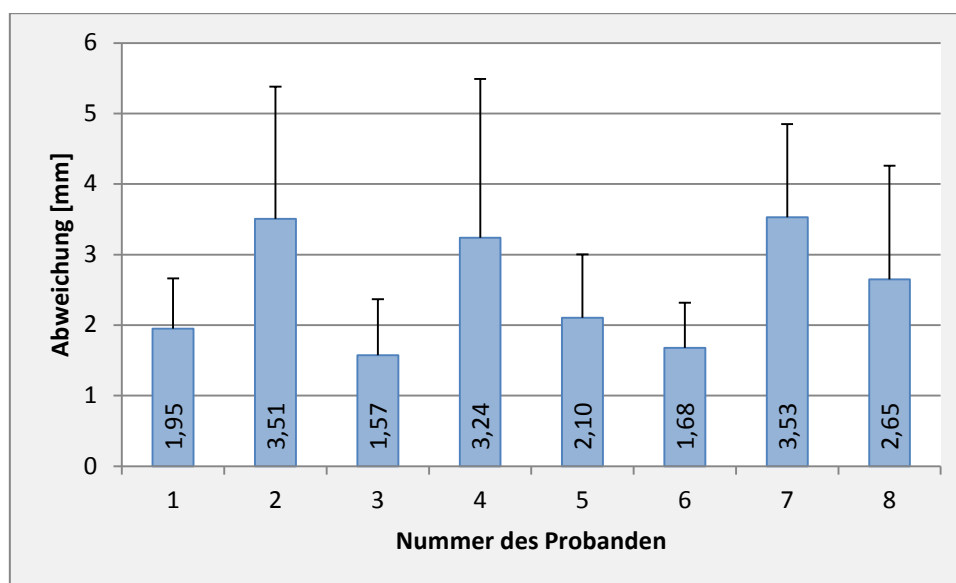


Abbildung 20: Mittlere Abweichung vom geplanten Endpunkt der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit HMD.

Auch für das Kriterium Endpunkt erreichte Proband 3 die höchste Genauigkeit, mit einem Wert von 1,57mm. Das ungenaueste Ergebnis lieferte Proband 7.

Tabelle 3 zeigt die Liste der Probanden, sortiert nach absteigender Genauigkeit. Die höchste Genauigkeit hat auch hier ein Kieferchirurg erzielt (gleicher Proband wie für das Kriterium „Anfangspunkt“). Dies deutet auf eine allgemein hohe Begabung für den Umgang mit dem System hin. Auf Platz 2 rückt Proband 6, ein Informatiker. Wiederholt erzielte Proband 2 hohe Ungenauigkeiten bei der Ausführung seiner Experimente. Nur die Ergebnisse von Proband 7 zeigen höhere Abweichungen. Dies ist auch hier als Hinweis auf mangelnde Motivation oder eine geringere Begabung als die meisten anderen Probanden zu sehen.

4. Ergebnisse

Ähnlich wie für den Anfangspunkt, lässt sich zwischen Genauigkeit der Versuchsteilnehmer und deren Beruf keine Korrelation erkennen.

Position	Nr. Proband	Abweichung	Beruf
1	3	1,57mm	Kieferchirurg
2	6	1,68mm	Informatiker
3	1	1,95mm	Kieferchirurg
4	5	2,10mm	Arzt
5	8	2,65mm	Informatiker
6	4	3,24mm	Arzt
7	2	3,51mm	Kieferchirurg
8	7	3,53mm	Informatiker

Tabelle 3: Abweichungen der Teilnehmer für das Kriterium Endpunkt (absteigend sortiert mit der höchsten Genauigkeit auf Position 1)

4.1.3 Achsabweichung

Gemittelt über alle Bohrversuche und Probanden ergab sich für die Achsabweichung bei $n=363$ Bohrversuchen ein Mittelwert von **4,48°** bei einer Standardabweichung von **3,41**.

Abbildung 21 zeigt das Histogramm der erzielten Werte. Die meisten Werte befanden sich im Intervall zwischen 0° und 11°. Das beste Einzelergebnis aus allen Bohrungen lag bei 0,14°. Es sind einzelne Ausreißer und Extremwerte (Winkelabweichung >20°) beobachtbar. Die größte Abweichung einer Einzelbohrung lag bei 30,84° (Proband 4).

4. Ergebnisse

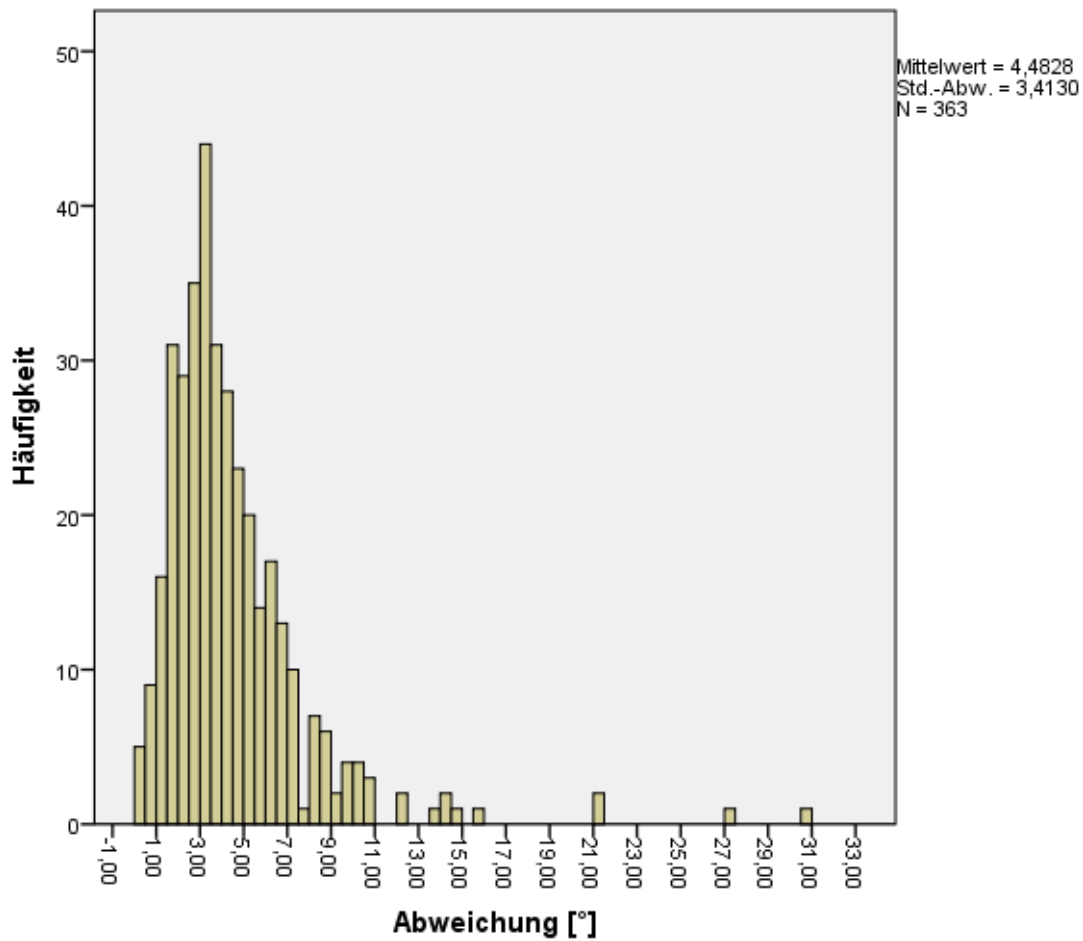


Abbildung 21: Histogramm zur Abweichung der Achse bei Visualisierung mit HMD. Auf der Abszisse ist die Abweichung in Winkelgrad aufgetragen, auf der Ordinate die Häufigkeit mit der die Werte erreicht wurden.

Die individuellen Abweichungen sind in Abb. 22 dargestellt. Insgesamt sind mehr Ausreißer und Extremwerte beobachtbar als für die Kriterien Anfangspunkt und Endpunkt.

4. Ergebnisse

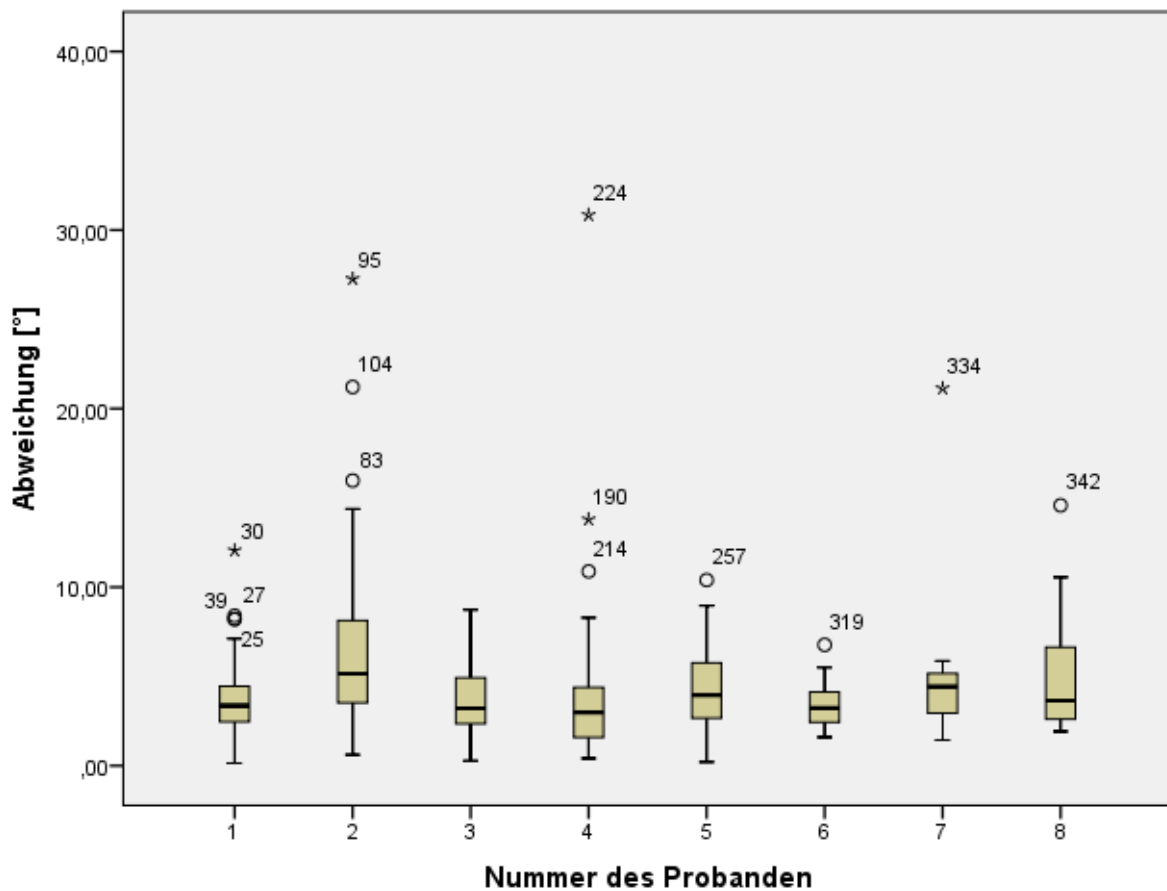


Abbildung 22: Boxplots für die individuellen Achsabweichungen bei Visualisierung mit HMD. Kreise und Sternchen markieren Einzelbohrungen (mit jeweiliger Nummer), die besonders stark von den anderen Bohrungen abwichen (sog. Ausreißer und extreme Werte).

Bei hohen Genauigkeiten für Anfangspunkt und Endpunkt, zeigte Proband 1 bei der Achsabweichung einige Ausreißer und sogar einen Extremwert. Diese betragen 8,19° (Nr. 39), 8,23° (Nr. 25), 8,41° (Nr. 27) und 12,06° (Nr. 30). Auffällig ist die Bohrung 39. Bei einer Abweichung von nur 1,14mm vom anvisierten Anfangspunkt konnte kein Ergebnis für den Endpunkt ermittelt werden, da die Außenkortikalis durchbohrt wurde. Grund hierfür ist am ehesten die hohe Achsabweichung. Proband 2 zeigte für die Achsabweichung, wie auch für die anderen Kriterien, eine hohe Streuung und insgesamt hohe Abweichungen. Seine Ausreißer zeigten Werte von 15,97° (Nr. 83), 21,21° (Nr. 104) und 27,27° (Nr. 95). In den Versuchen 83 und 95 ist dabei die Außenkortikalis durchbrochen worden, im Versuch 104, trotz hoher Abweichung, nicht. Auch Proband 4 zeigte zahlreiche Ausreißer. Seine Bohrung

4. Ergebnisse

mit der Nummer 214 zeigt eine Abweichung von $10,88^\circ$. Gleichzeitig betrug die Abweichung für den Endpunkt dieser Bohrung $4,19\text{mm}$, und weicht damit stark vom Mittelwert für den Endpunkt ab. Seine Extremwerte (Nr. 190 und 224) zeigen Abweichungen von $13,80^\circ$ und $30,84$. Der letzte Wert lässt an eine technische Störung denken. Der Anfangspunkt dieser Bohrung wurde jedoch mit einer Abweichung von lediglich $0,77\text{mm}$ gebohrt und ist damit deutlich unter dem Durchschnitt. Ein technisches Versagen ist damit so gut wie ausgeschlossen und es ist eher an eine ungenügende Ausführung des Versuchs zu denken. Die Ausreißer der Probanden 5, 6 und 8 fallen kaum ins Gewicht. Sämtliche Werte von Proband 6 befanden sich im Intervall zwischen $1,59^\circ$ und $6,77^\circ$. Der Einfluss des Extremwertes von Proband 7 auf sein Ergebnis wird weiter unten dargestellt.

Die Mittelwerte, die sich für die einzelnen Probanden ergaben, sind in Abbildung 23 zu sehen.

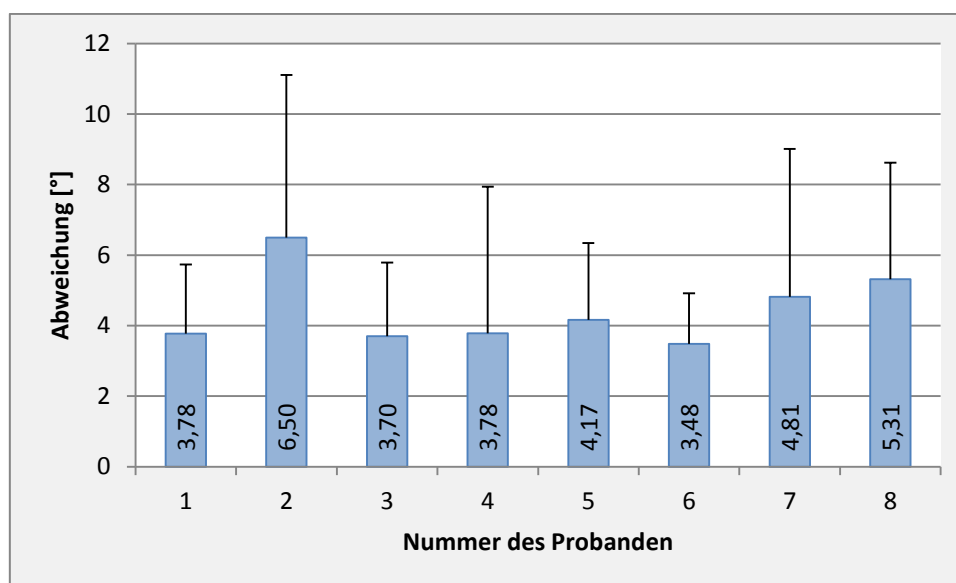


Abbildung 23: Mittlere Achsabweichung der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit HMD.

Den genauesten Mittelwert erzielte Proband 6, trotz fehlender chirurgischer Erfahrung, mit einer mittleren Abweichung von $3,48^\circ$ von der Planungssituation. Seine hohe Genauigkeit mag in einer besonderen Sorgfalt bei der Durchführung der Bohrungen begründet liegen.

4. Ergebnisse

Das ungenaueste Ergebnis erzielte wiederum Proband 2 mit 6,5° Abweichung gemittelt auf alle seine Bohrversuche. Seine Ergebnisse befinden sich im Intervall zwischen 0,62° und 27,27°. Der letztgenannte Wert ist der Extremwert aus Bohrung 95. Seine Ergebnisse weisen eine beträchtliche Schwankungsweite von 26,65° auf. Auch unter Nichtberücksichtigung seiner Ausreißer und der extremen Werte bleibt ein Intervall von 13,76° erhalten. Die Werte befanden sich so zwischen 0,62° und 14,38°. Zu begründen ist dies möglicherweise mit der ungenauen und schnellen Arbeitsweise des Probanden.

Proband 7 erreichte lediglich eine mittlere Genauigkeit von 4,81°, obwohl der entsprechende Boxplot eine hohe Genauigkeit suggeriert. Ursache ist der extreme Wert aus der Bohrung 334. Der Wert dieser Einzelbohrung beträgt 21,14°. Berücksichtigt man diesen Wert nicht, ergibt sich für Proband 7 eine mittlere Genauigkeit von 3,91° bei einer Schwankungsbreite von nur 4,44° (1,43°-5,87°). Dieser Extremwert ist somit am ehesten auf ein technisches Problem des Navigationssystems zurückzuführen.

Tabelle 4 listet die Probanden absteigend nach der von ihnen erzielten Genauigkeit auf. An erster Stelle ist der Proband mit der höchsten (3,48°), auf Position 8 der Proband mit der geringsten Genauigkeit (6,50°). Auch für die Achsabweichung zeigt sich, dass nicht nur die chirurgische Erfahrung Einfluss auf die Genauigkeit beim Umgang mit dem System hat. Die höchste Genauigkeit erzielte ein Proband ohne chirurgische Erfahrung. Mögliche Einflussfaktoren auf die Werte sind das Bestreben die Bohrungen möglichst genau durchzuführen, bzw. fehlende Konzentration oder mangelnde Motivation für das Experiment.

Position	Nr. Proband	Abweichung	Beruf
1	6	3,48°	Informatiker
2	3	3,70°	Kieferchirurg
3	1/4	3,78°	Kieferchirurg/Arzt
5	5	4,17°	Arzt
6	7	4,81°	Informatiker
7	8	5,31°	Informatiker
8	2	6,50°	Kieferchirurg

Tabelle 4: Abweichungen der Teilnehmer für das Kriterium Achse (absteigend sortiert mit der höchsten Genauigkeit auf Position 1). Position 3 und 4 teilen sich bei identischem Wert ein Kieferchirurg und ein Arzt.

4. Ergebnisse

4.1.4 Übersicht über die Probanden

Abbildung 24 zeigt die Ergebnisse der einzelnen Teilnehmer für alle drei Kriterien in der Zusammenschau. Um alle Werte in einer Tabelle vereinigen zu können, hat die Ordinate zwei Dimensionen: Sie zeigt sowohl die Abweichung der Kriterien „Anfangspunkt“ und „Endpunkt“ in Millimetern, als auch die Winkelabweichung, angegeben in Winkelgrad.

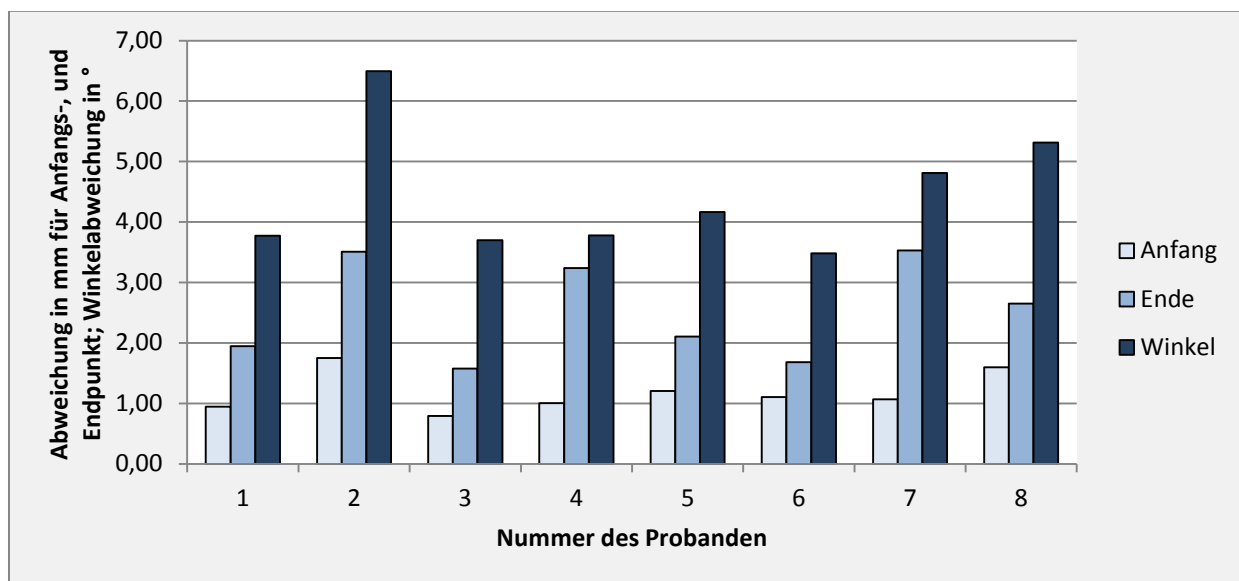


Abbildung 24: Abweichungen der Probanden in der Zusammenschau aller drei Kriterien (HMD)

Proband 3 lieferte die genauesten Ergebnisse sowohl für den Anfangs-, als auch für den Endpunkt. Er lag bei der Winkelabweichung hinter Proband 6, der für dieses Kriterium die genauesten Ergebnisse erzielte. Allerdings war der Wert lediglich um $0,22^\circ$ niedriger ($3,7^\circ$ für Proband 3 und $3,48^\circ$ für Proband 6).

Aus der Abbildung wird ersichtlich, dass Proband 2, einer der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgen, die an dem Experiment teilnahmen, in Zusammenschau aller drei Kriterien, sehr hohe Abweichungen gezeigt hat. In 2 von 3 Kriterien erzielte er die ungenauesten Ergebnisse. Nur hinsichtlich des Kriteriums „Endpunkt“ erzielte Proband 7 ein ungenaueres Ergebnis.

4. Ergebnisse

4.1.5 Genauigkeit der Probanden im zeitlichen Verlauf

Um eine Aussage über eine Veränderung der Genauigkeit im zeitlichen Verlauf machen zu können, wurden Mittelwerte für einzelne Kiefer gebildet. Pro Kiefer entspricht dies ca. 10 Einzelbohrungen. Um eine Darstellung der Ergebnisse für alle drei Kriterien in einer Abbildung zu ermöglichen, besitzt die Ordinate in den folgenden Abbildungen zwei Dimensionen: [mm] für die Abweichung von Anfangs- und Endpunkt, sowie [°] für die Winkelabweichung.

Betrachtet man die Bohrungen von Proband 1, zeigt sich, dass er tendenziell genauer geworden ist bezüglich Anfangspunkt und Endpunkt (Abb. 25). Für die Achsabweichung ist keine Tendenz feststellbar. Die Kiefer 3 und 4 sind deutlich ungenauer gebohrt worden als die restlichen Kiefer.

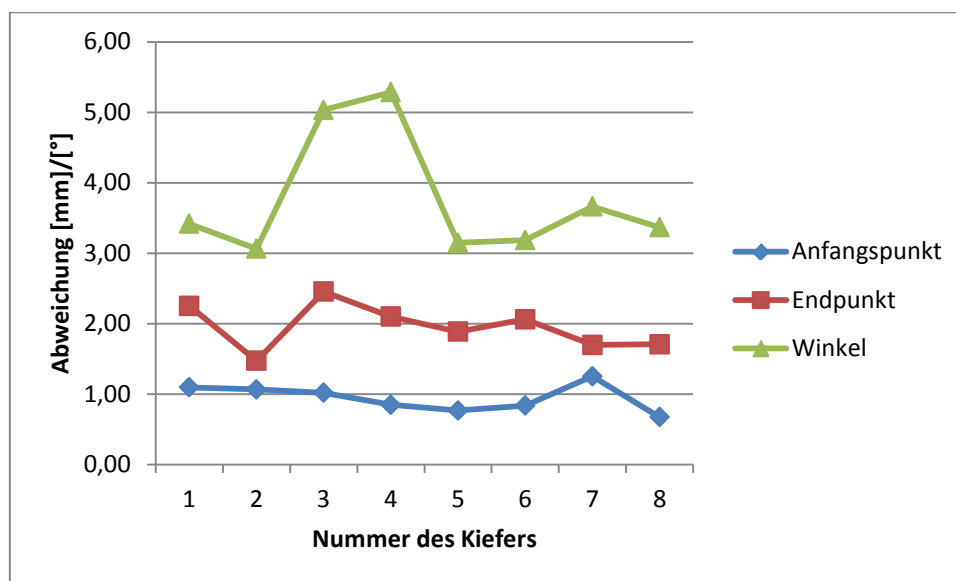


Abbildung 25: Genauigkeiten von Proband 1 im zeitlichen Verlauf.

Für Proband 2 gilt, dass sich seine Genauigkeit für das Kriterium Anfangspunkt initial verschlechtert hat, um dann wieder auf Ausgangsniveau zurückzukehren (Abb. 26). Seine anfänglich hohe Präzision hinsichtlich des Endpunktes hat sich zunächst verschlechtert, wurde zum Ende der Versuchsreihe wieder besser, erreichte das Anfangsniveau aber nicht mehr. Insgesamt waren die Schwankungen nur gering. Bei der Winkelabweichung verhielt es

4. Ergebnisse

sich anders. Hier zeigte der Proband eine deutliche Verbesserung seiner Werte im zeitlichen Verlauf.

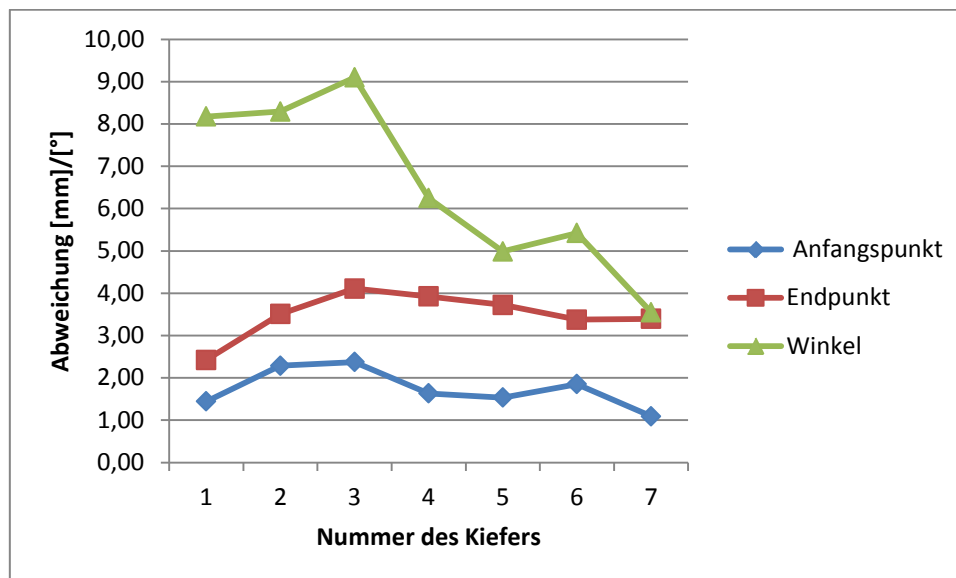


Abbildung 26: Genauigkeiten von Proband 2 im zeitlichen Verlauf.

Proband 4 zeigte wenig Änderung für den Anfangspunkt im Lauf der Zeit (Abb. 27). Die Genauigkeit bezüglich des Kriteriums Endpunkt variierte. Sie nahm bei den drei letzten Kiefern der Versuchsreihe im Vergleich zu den Kiefern 2 bis 4 wieder ab. Ferner war für das Kriterium „Genauigkeit des Endpunktes“ eine tendenzielle Abnahme der Genauigkeit zu sehen. Bezüglich der Winkelabweichung lässt sich, bedingt durch die starken Schwankungen, keine Aussage treffen.

4. Ergebnisse

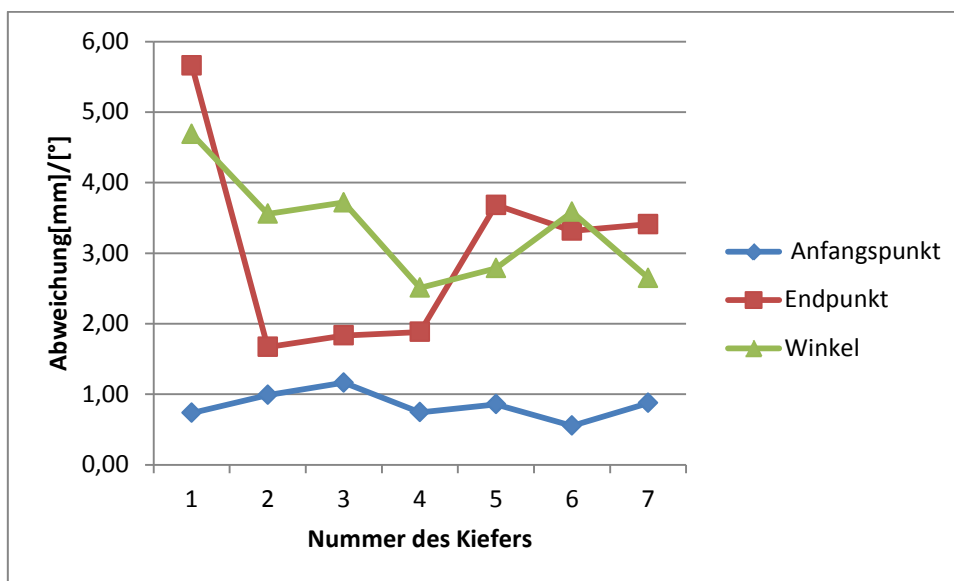


Abbildung 27: Genauigkeiten von Proband 4 im zeitlichen Verlauf.

Proband 5 zeigte einen konstanten Verlauf für das Kriterium Anfangspunkt (Abb. 28). Den Endpunkt bohrte er tendenziell ungenauer im zeitlichen Verlauf. Seine Winkelabweichung unterlag großen Schwankungen. Interessant ist die Korrelation zwischen den drei Kriterien bei den Kiefern 1 und 2: bei niedrigen Abweichungen vom Anfangspunkt und Endpunkt, war auch die Achsabweichung gering. Abweichungen hiervon traten bei den folgenden Kiefern (3 und 4) auf. Bei einer hohen Winkelabweichung im Kiefer 3, sind die Anfangs-, und Endpunkte relativ genau gebohrt worden. Betrachtet man Kiefer 4 fällt auf, dass trotz einer nun wieder geringeren Winkelabweichung im Vergleich zu Kiefer 3, die Werte für den Endpunkt höhere Abweichungen aufweisen, als im Kiefer 3.

4. Ergebnisse

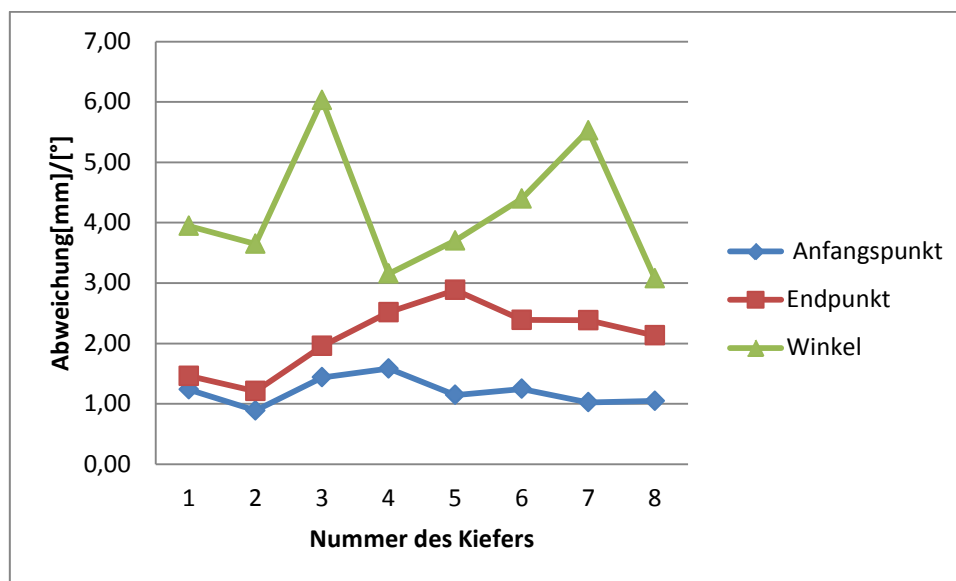


Abbildung 28: Genauigkeiten von Proband 5 im zeitlichen Verlauf.

Abschließend muss darauf hinweisen, dass die einzelnen Probanden auf Grund der unterschiedlichen Anzahl von Bohrversuchen nicht beliebig miteinander verglichen werden dürfen. Lediglich die Probanden 1, 2, 4 und 5 haben eine ähnliche hohe Anzahl von Bohrversuchen absolviert (siehe Tabelle 1, Material und Methoden) und sind deshalb untereinander vergleichbar. Die Anzahl der Versuche der Probanden 3, 6, 7 und 8 ist zu klein, um eine Aussage über deren zeitliche Veränderung machen zu können. Infolge dessen wurden ihre Ergebnisse an dieser Stelle auch nicht dargestellt.

Eine Verbesserung der Ergebnisse im zeitlichen Verlauf wäre als Übungseffekt zu erklären. Tatsächlich konnte man bei einigen Probanden eine Verbesserung beobachten. Diese traten jedoch nicht bei allen Versuchsteilnehmern auf und zeigten keinerlei Konstanz. Aus diesem Grund lassen unsere Befunde keine generelle Aussage bezüglich der Veränderung der Genauigkeit im zeitlichen Verlauf zu. Ein allgemeiner Übungseffekt konnte nicht nachgewiesen werden.

4. Ergebnisse

4.2 Ergebnisse der Visualisierung mit Monitor

In der zweiten Versuchsreihe wurde die Navigation mittels eines Monitors durchgeführt. Dem Probanden wurden die identischen Informationen wie unter Navigation mittels HMD dargeboten. Im Folgenden sollen die Ergebnisse der Versuche dargestellt werden, bei denen ein Monitor zur Visualisierung der Navigation zum Einsatz kam.

4.2.1 Anfangspunkt

Die allgemeine Abweichung vom anvisierten Anfangspunkt betrug **1,12mm** gemittelt über alle Bohrversuche (n=166). Die Standardabweichung betrug **0,68**. Abbildung 29 zeigt das Histogramm für sämtliche mit Monitor durchgeführten Experimente. Es ist zu beobachten, dass sich fast alle Werte im Intervall zwischen 0mm und 3mm befinden. Die Abweichung der genauesten Einzelbohrung betrug 0,02mm. Die höchste Abweichung, die noch nicht als Ausreißer oder Extremwert einzustufen ist, betrug 2,71mm. Der einzelne Extremwert (Abb. 29) zeigte eine Abweichung von 5,99mm und wurde von Proband 7 erzielt.

4. Ergebnisse

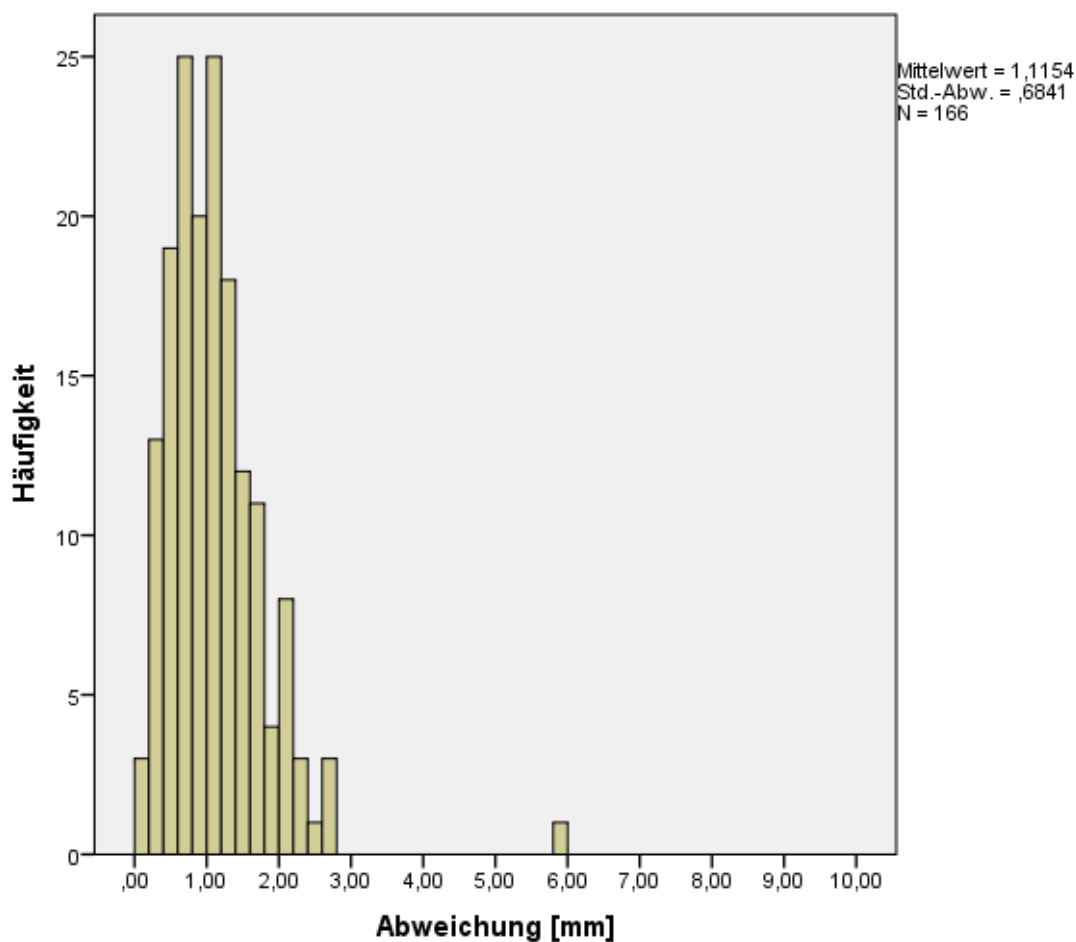


Abbildung 29: Histogramm für die Abweichungen vom geplanten Anfangspunkt bei Visualisierung mit Monitor

Den Beitrag der einzelnen Probanden zum Zustandekommen des Ergebnisses zeigt Abbildung 30. Zu beachten ist, dass Proband 1 nicht gelistet ist, da er an diesen Versuchen nicht teilnahm. Es fällt auf, dass insgesamt nur zwei Extremwerte zu verzeichnen sind (Abb. 30). Die Bohrung mit der Versuchsnummer 488 weist eine Abweichung von 2,64mm auf. Dieser Wert zeigt die zweithöchste Abweichung von Proband 7. Da sich die meisten seiner Werte zwischen 0,3-1,48mm befinden, gilt dieser Wert als Extremwert, obwohl Proband 8 teilweise höhere Abweichungen aufwies. Versuchsnummer 493 zeigt eine Abweichung von 5,99mm (Abb. 30).

4. Ergebnisse

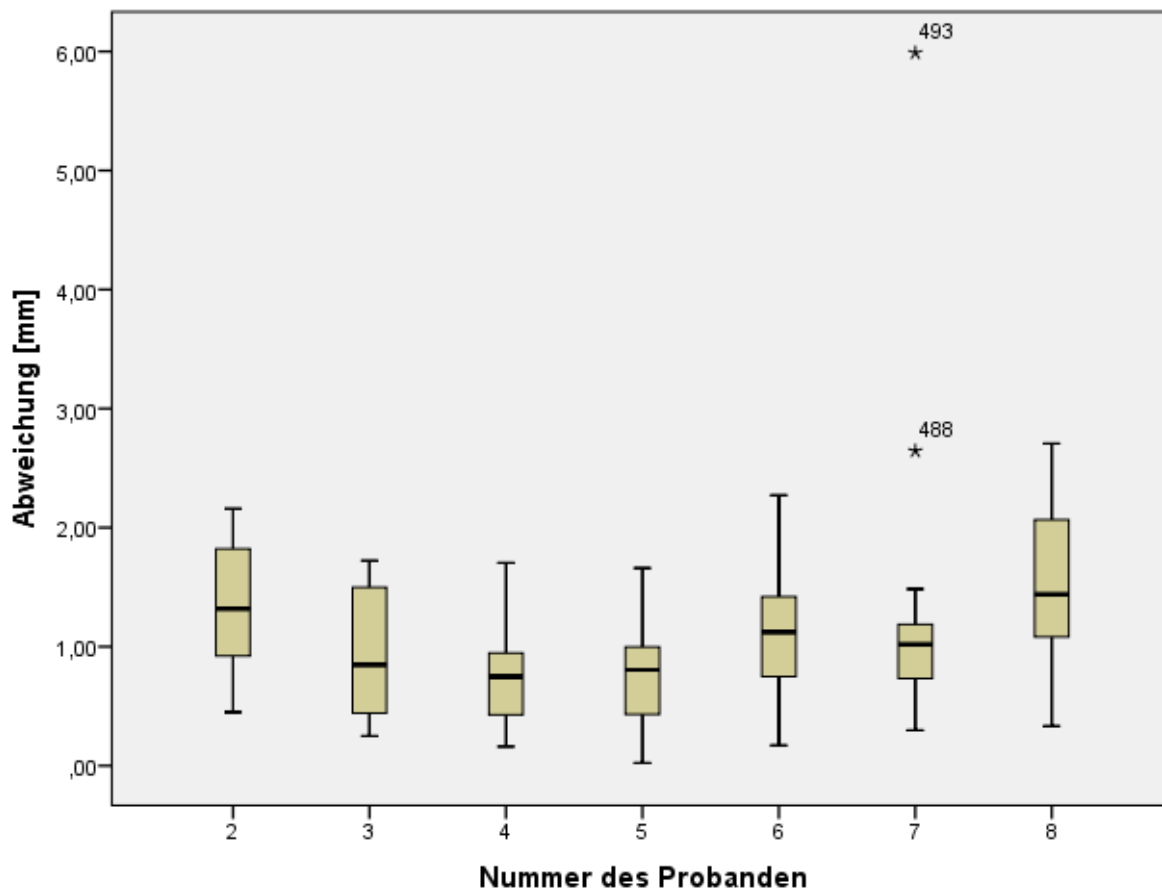


Abbildung 30: Boxplots für die individuellen Abweichungen vom Anfangspunkt bei Visualisierung mit Monitor. Sternchen markieren extreme Werte.

Die individuellen Mittelwerte mit Standardabweichung für die Probanden betragen $1,34\text{mm}\pm 0,54$ für Proband 2, $0,96\text{mm}\pm 0,51$ für Proband 3, $0,78\text{mm}\pm 0,4$ für Proband 4, $0,81\text{mm}\pm 0,39$ für Proband 5, $1,14\text{mm}\pm 0,56$ für Proband 6, $1,20\text{mm}\pm 1,10$ für Proband 7 und $1,58\pm 0,65$ für Proband 8. Abbildung 31 zeigt die Mittelwerte als Balkendiagramm mit Standardabweichung.

4. Ergebnisse

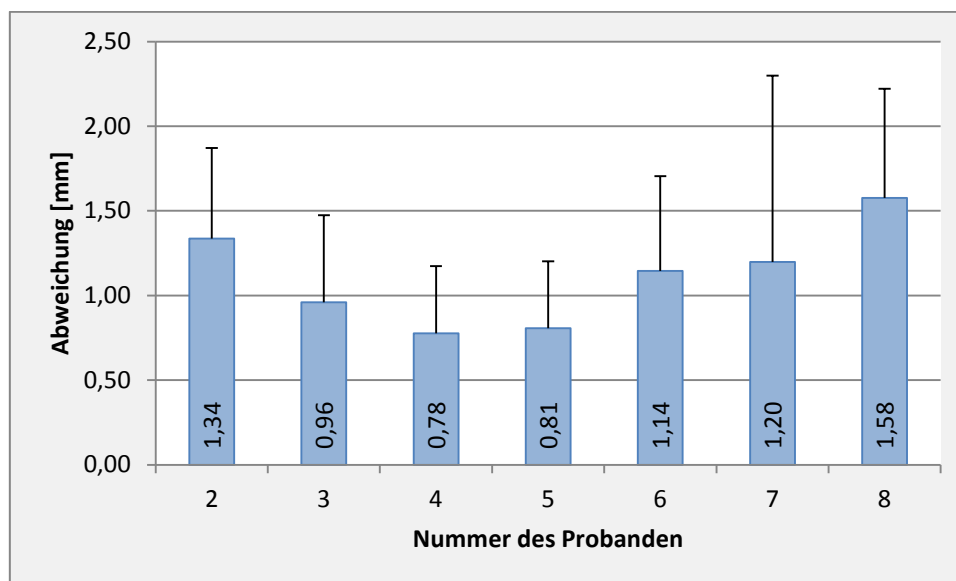


Abbildung 31: Mittlere Abweichung vom geplanten Anfangspunkt der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit Monitor

Die niedrigste mittlere Abweichung zeigte Proband 4, gefolgt von Proband 5. Die höchste Abweichung zeigte Proband 2, gefolgt von Proband 8. Es ist ersichtlich, dass die Extremwerte aus den Bohrungen 488 und 493 den Mittelwert von Proband 7 nicht so stark verzerrten, dass er im Mittel ungenauere Ergebnisse lieferte, als Proband 8. Im Vergleich zu Proband 6 wies Proband 7 aber eine höhere mittlere Abweichung auf. Dies liegt in seinen Extremwerten begründet. Der weitaus größte Teil seiner erzielten Werte war genauer als von Proband 6. Klammert man seine Extremwerte aus, war seine Streuung auch geringer als die von Proband 6. Nimmt man die oben beschriebenen Extremwerte in die Bildung des Mittelwertes für Proband 7 auf, ergibt sich aber eine um 0,44mm höhere Abweichung als für Proband 6.

4.2.2 Endpunkt

Es wurden 146 Bohrungen ausgewertet. Für den Endpunkt ergab sich eine mittlere Abweichung von **2,46mm** bei einer Standardabweichung von **1,37**. Die ermittelten Werte zeigen eine Spannweite von 0,30mm-5,86mm. Wie bei den mit HMD durchgeführten

4. Ergebnisse

Bohrungen, ist auch hier zu bemerken, dass die Werte für den Endpunkt stärker streuten und höhere Abweichungen aufwiesen, als für den Anfangspunkt. Das Histogramm der Abbildung 32 zeigt die Verteilung der erhobenen Werte.

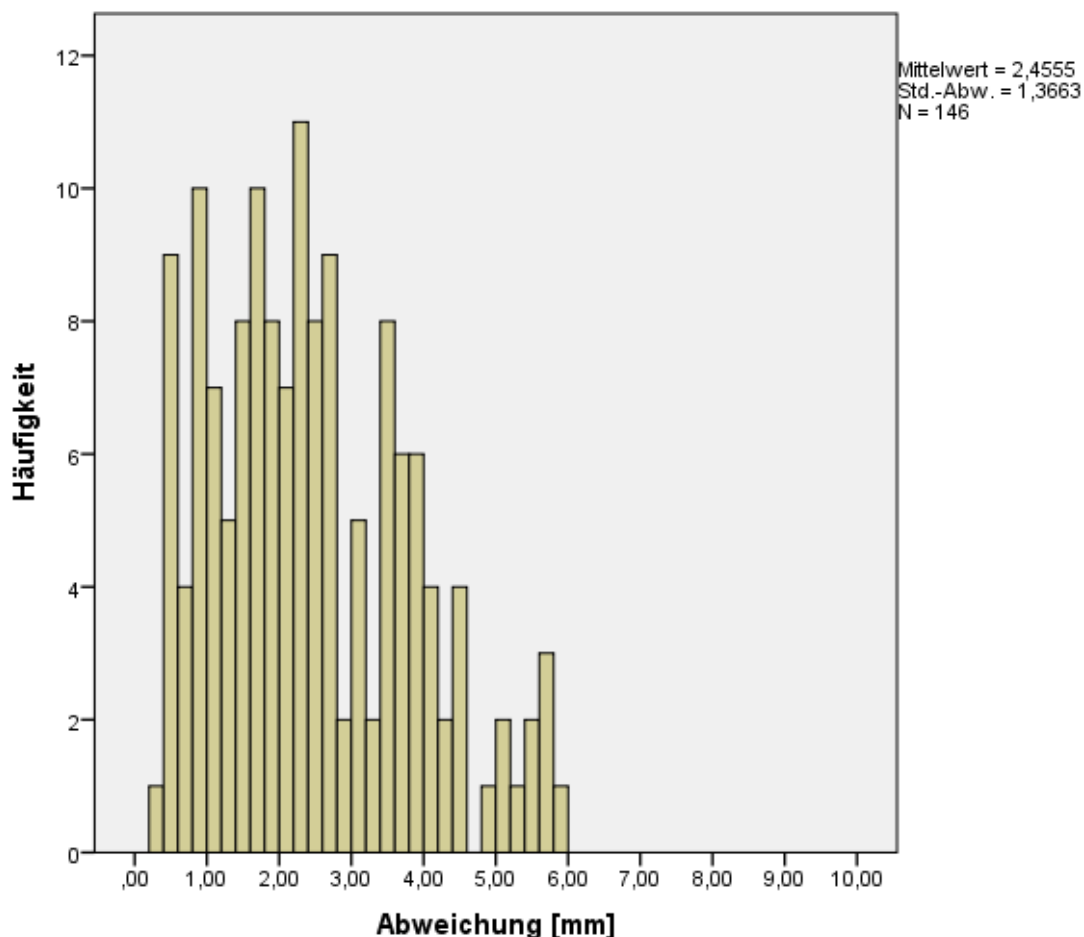


Abbildung 32: Histogramm für den Endpunkt bei Visualisierung mit Monitor

Es sind wiederum Unterschiede zwischen den Probanden feststellbar, die in diesem Fall jedoch nicht so stark ausgefallen sind, wie für den Endpunkt der Bohrung mit dem HMD. Dieser Umstand ist möglicher Weise dadurch zu erklären, dass insgesamt weniger Bohrungen mit dem Monitor ausgeführt worden sind, und dadurch die Wahrscheinlichkeit Ausreißer oder Extremwerte zu produzieren auch geringer war. Abbildung 33 zeigt die Leistung der einzelnen Teilnehmer als Kastendiagramme.

4. Ergebnisse

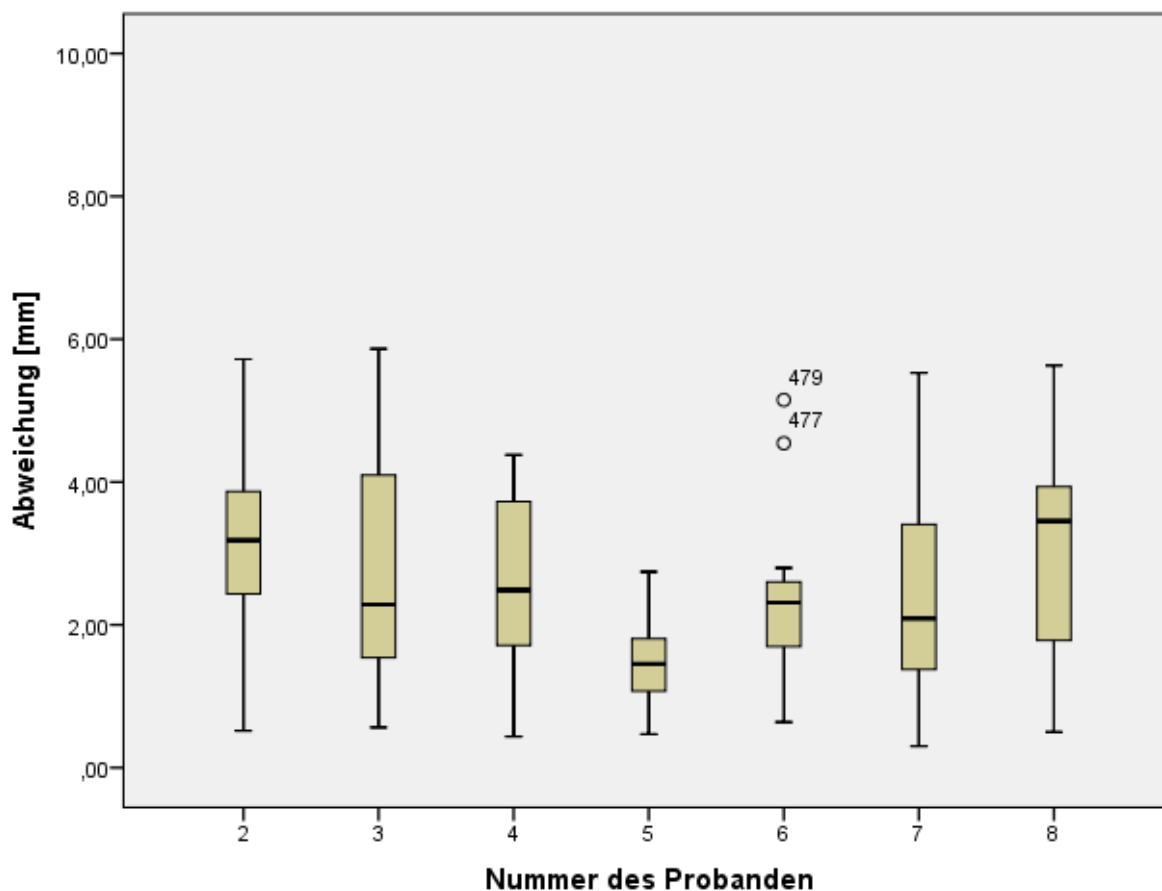


Abbildung 33: : Boxplots für die individuellen Abweichungen vom Endpunkt bei Visualisierung mit Monitor. Kreise markieren Ausreißer.

Die Probanden 4, 5 und 6 zeigten niedrigere Schwankungsbreiten als die Probanden 2,3,7, und 8. Die niedrigste Spannweite zeigte Proband 5. Seine Werte befanden sich alle zwischen 0,47mm-2,74mm. Die zwei Ausreißer von Proband 6 reihen sich nicht harmonisch in die Reihe seiner Werte ein. Die Versuchsnummer 477 wies eine Abweichung von 4,54mm, die Versuchsnummer 479 eine Abweichung von 5,15mm auf. Der Wert mit der höchsten Abweichung, der noch nicht als Ausreißer galt, betrug 2,80mm. Die Ursache für das Zustandekommen dieser Ausreißer ist nicht zu klären. Für ein technisches Versagen spricht die große Distanz zwischen den zwei Ausreißern und dem letzten noch nicht als Ausreißer geltenden Wert. Betrachtet man die anderen Studienteilnehmer sind Abweichungen von knapp unter 6mm aber auch nicht selten, sodass die zwei Ausreißer auch durch persönliche Faktoren des Probanden zu erklären sein könnten.

4. Ergebnisse

Die Mittelwerte für die einzelnen Probanden zeigt Abbildung 34. Es ist ersichtlich, dass die zwei Ausreißer von Proband 6 seinen Mittelwert stark verzerrten. Dies wird vor allem im Vergleich mit Proband 7 deutlich. Seine Werte schwankten mehr als die von Proband 6. Seine mittlere Abweichung ist aber, bedingt durch die zwei Ausreißer, geringer als von Proband 6.

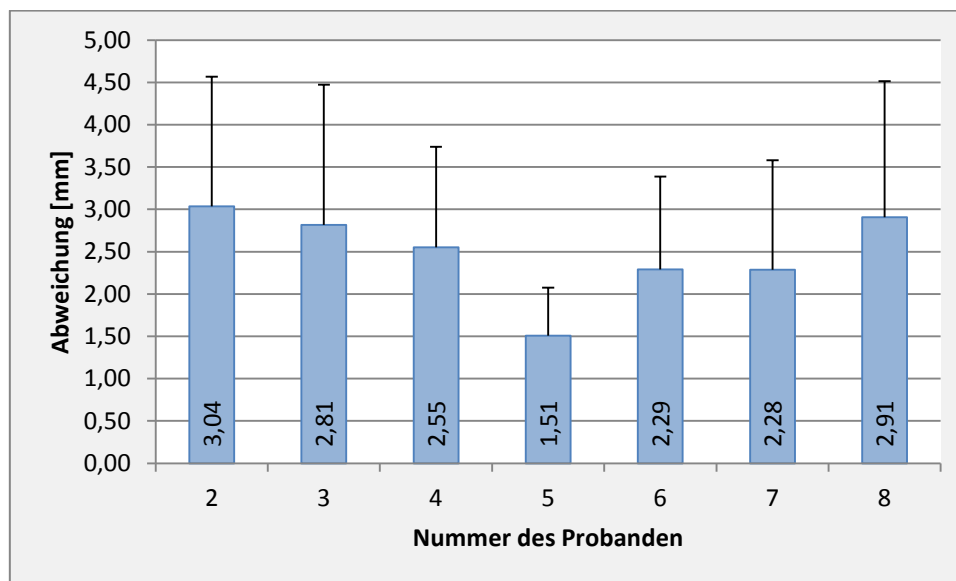


Abbildung 34: Mittlere Abweichung vom geplanten Endpunkt der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit Monitor

4.2.3 Achse

Für die Achsabweichung ergab sich eine mittlere Abweichung von **4,53°** bei einer Standardabweichung von **4,17**. Die Zahl der ausgewerteten Versuche betrug $n=166$. Wie das Histogramm aus der Abbildung 35 zeigt, wurde der Großteil der Versuche mit einer Achsabweichung von unter 10° durchgeführt. Gleichzeitig sind die aufgetretenen Ausreißer und Extremwerte im Histogramm beobachtbar.

4. Ergebnisse

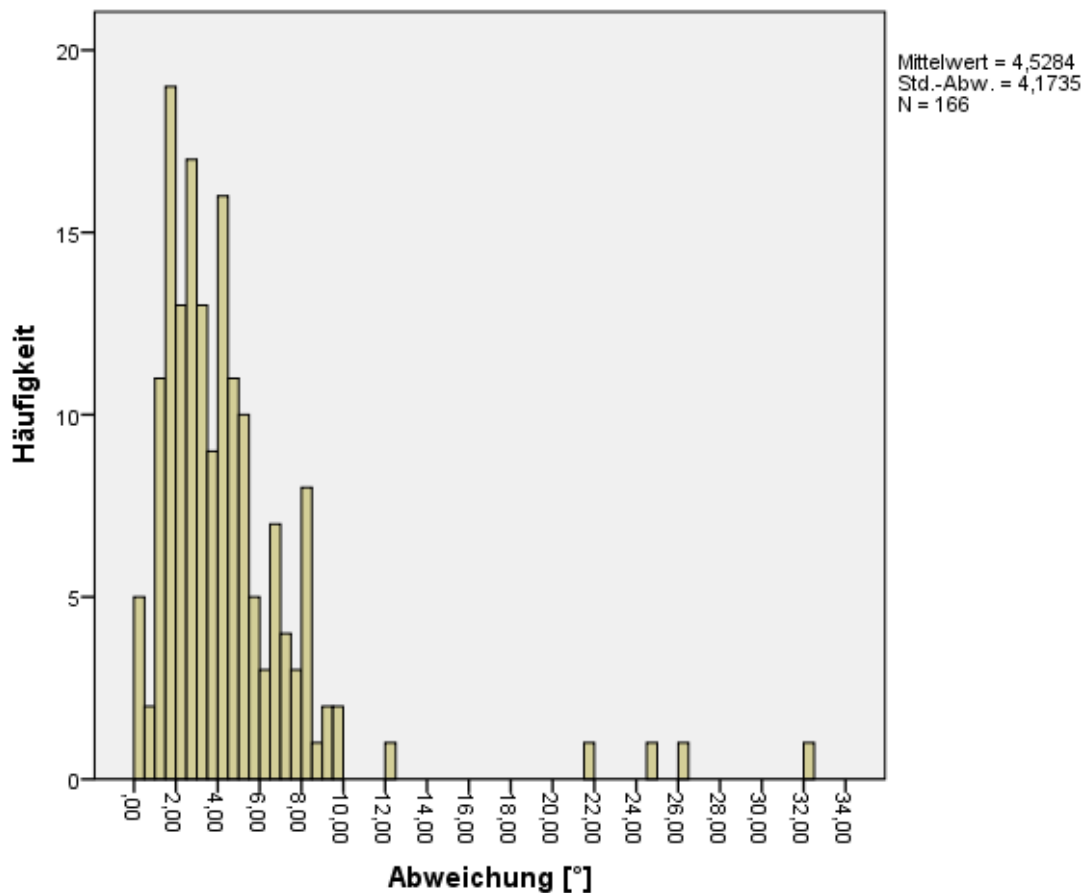


Abbildung 35: Histogramm für die Abweichungen von der geplanten Orientierung der Achse bei Visualisierung mit Monitor

Bei den Ausreißern und Extremwerten handelt es sich um die Versuchsnummern 377, 461, 470, 493 und 522, wie aus Abbildung 37 ersichtlich. Die Boxplots (Abb. 36) zeigen die Streuung der Werte der einzelnen Probanden und die Unterschiede zwischen ihnen.

4. Ergebnisse

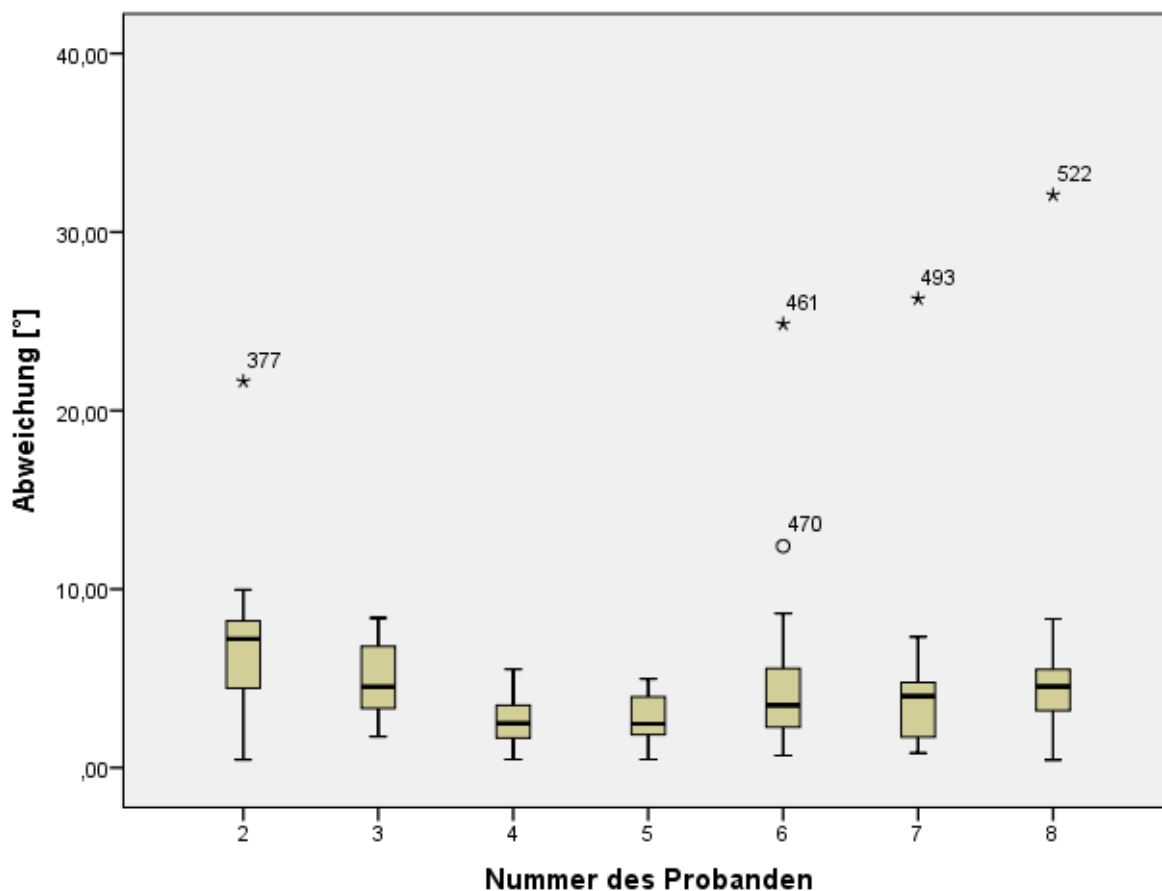


Abbildung 36: Boxplots für die individuelle Achsabweichung bei Visualisierung mit Monitor. Kreise markieren Ausreißer, Sternchen extreme Werte.

Der Extremwert von Proband 2 zeigte eine Abweichung von 21,64° und wies damit eine deutlich höhere Abweichung auf als sein letzter Wert, der noch nicht als Extremwert gilt (9,96°). Von der Versuchsnummer 377 wurde kein Endpunkt ermittelt, da wahrscheinlich auf Grund der hohen Achsabweichung die Außenkortikalis durchbohrt wurde. Der Ausreißer von Proband 6 (Nr. 470) zeigte eine Abweichung von 12,41°, der Extremwert (Nr. 461) eine von 24,85°. Trotz der hohen Achsabweichung konnte für beide Versuche ein Endpunkt eruiert werden, da der Proband die Außenkortikalis nicht durchbrach. Man konnte also beobachten, dass eine falsche Bohrrichtung, auch bei einer hohen Achsabweichung, nicht zwingend zu einer Perforation von umliegenden Strukturen führen musste. Der Extremwert von Proband 7 (Nr. 493) zeigt eine Abweichung von 26,6°. Für diesen Wert konnte ein Endpunkt ermittelt werden. Der Extremwert von Proband 8 (Nr. 522) zeigt eine Abweichung von 32,07°. Es

4. Ergebnisse

konnte kein Endpunkt für diese Bohrung ermittelt werden. Die Abbildung 37 zeigt die individuellen Mittelwerte.

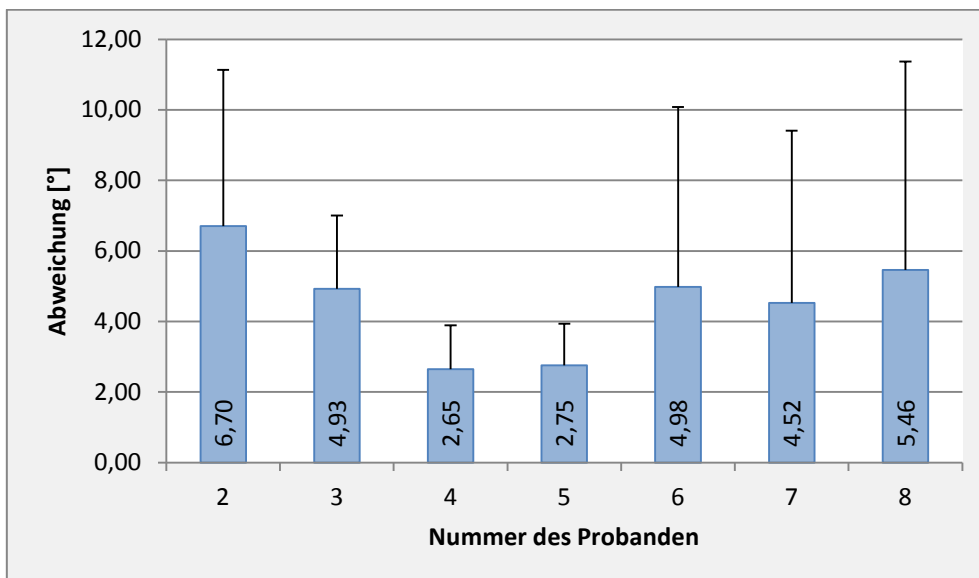


Abbildung 37: Mittlere Achsabweichung der einzelnen Probanden bei Visualisierung mit Monitor.

Allgemein wies Proband 2 die höchste Abweichung von der Planungssituation auf. Übereinstimmend mit der Abbildung 36 wiesen die Probanden 4 und 5 die höchsten Genauigkeiten auf.

4.3 Vergleich der Visualisierungsmöglichkeiten

Die erzielten Werte für „head-mounted display“ und Monitor liegen sehr nahe bei einander. Für den Anfangspunkt und den Endpunkt sind lediglich Differenzen von jeweils 0,05mm Abweichung zu verzeichnen. In diesen Kategorien war der Monitor dem HMD überlegen. Für die Winkelabweichung ergab sich ebenfalls eine Differenz von 0,05° (Abb. 38). In dieser Kategorie war die Genauigkeit des HMD höher als die Genauigkeit des Monitors.

4. Ergebnisse

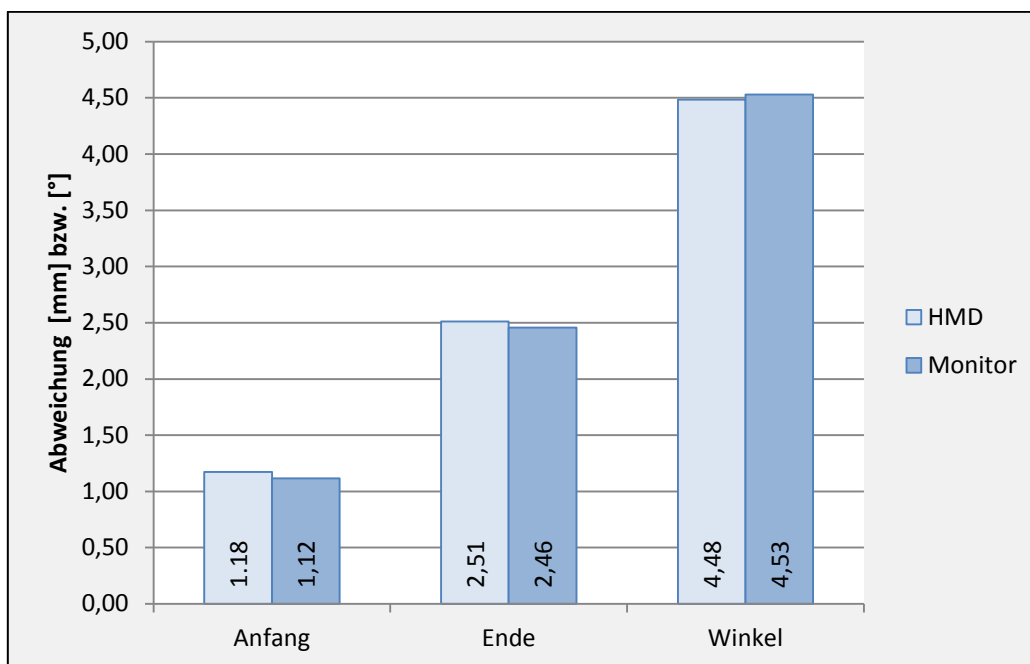


Abbildung 38: Vergleich der allgemeinen Mittelwerte für HMD und Monitor.

Wie bereits bei der Darstellung der Ergebnisse gezeigt, variierten die Ergebnisse der Individuen teils erheblich in ihren Genauigkeiten. Stellt man die Leistungen der Probanden in Abhängigkeit von der Methode zusammen, erkennt man, dass die Probanden 2 und 8 allgemein schlechter abschnitten als die anderen Probanden (Abb. 39). Dargestellt sind die Abweichungen vom Anfangspunkt der Bohrung. Proband 2 wies mit dem HMD die höchste Abweichung auf. Mit dem Monitor erreichte er eine höhere Genauigkeit, sodass nur Proband 8 ungenauere Ergebnisse lieferte. Die Werte von Proband 8 waren unabhängig von der Methode konstant hoch. Auch die Werte von Proband 6 und 7 zeigten nur eine geringe Schwankung zwischen den Methoden. Die Probanden 2, 4, 5 und 8 zeigten höhere Genauigkeiten mit dem Monitor, während die Probanden 3, 6 und 7 mit dem HMD bessere Ergebnisse erzielten.

4. Ergebnisse

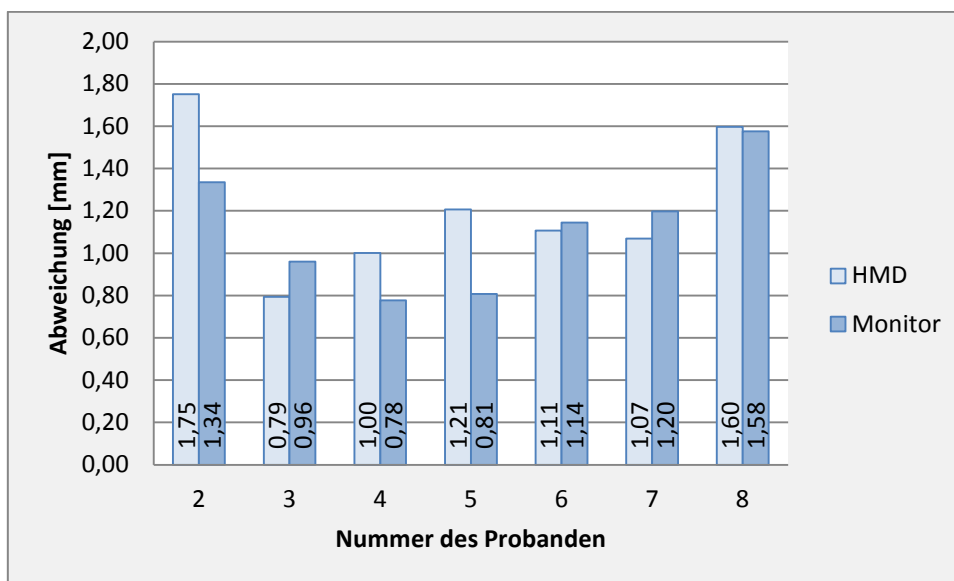


Abbildung 39: Vergleich der probandenbezogenen Mittelwerte für HMD und Monitor (Anfangspunkt)

Für den Endpunkt gilt Ähnliches. Auch hier hat Proband 2 sowohl mit Monitor als auch mit dem HMD hohe Ungenauigkeiten aufgewiesen (Abb. 40). Für seine Person konstant geblieben ist die Tatsache, dass er, entsprechend dem Kriterium Anfangspunkt, mit dem Monitor bessere Ergebnisse erzielt hat, als mit dem HMD (Abb. 39 und 40). Gleiches ist auch bei den Probanden 4 und 5 zu beobachten. Proband 3 zeigte mit dem HMD deutlich höhere Genauigkeiten als mit dem Monitor. Für Proband 7 verhielt es sich umgekehrt. Er konnte mit dem Monitor deutlich höhere Genauigkeiten erzielen als mit dem HMD. Die Ergebnisse von Proband 8 variieren, bei gleichbleibend hohen Abweichungen unabhängig von der Methode, nur wenig.

4. Ergebnisse

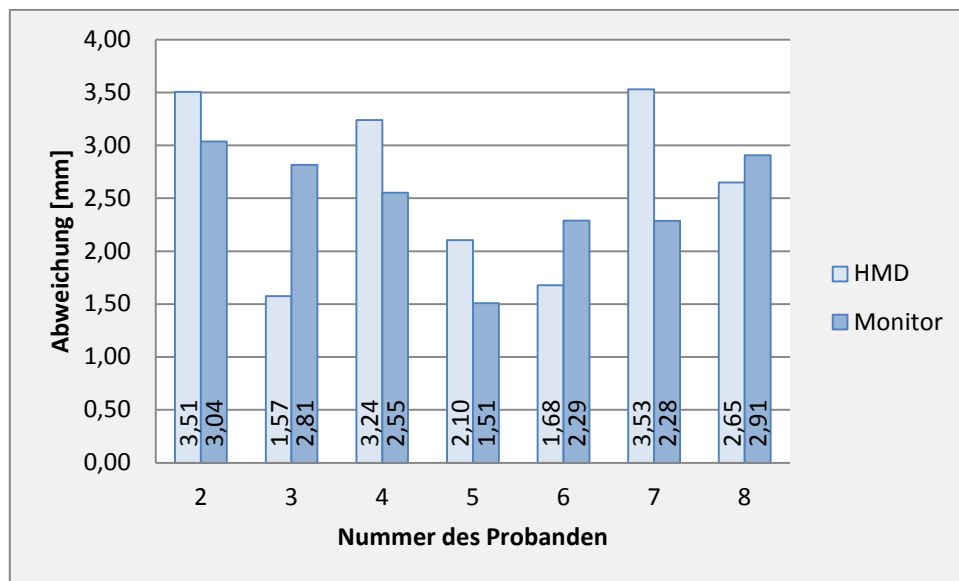


Abbildung 40: Vergleich der probandenbezogenen Mittelwerte für HMD und Monitor (Endpunkt)

Bei Betrachtung der Ergebnisse bezüglich der Achsabweichung, fällt auf, dass erneut Proband 2 die höchsten Abweichungen aufwies. Die Werte sind mit beiden Methoden ähnlich hoch, bei einem kleinen Vorteil des HMD (Abb. 41). Auch die Probanden 3, 6 und 8 zeigten mit dem HMD eine geringere Abweichung. Die Probanden 4, 5 und 7 wiesen mit dem Monitor die genaueren Ergebnisse auf. Diese Ergebnisse sind für die Probanden 3-8 übereinstimmend mit den Funden für den Endpunkt. Man erkennt hierin, dass der Gebrauch des HMD für manche Individuen einen Vorteil bedeutet, für Andere einen Nachteil.

4. Ergebnisse

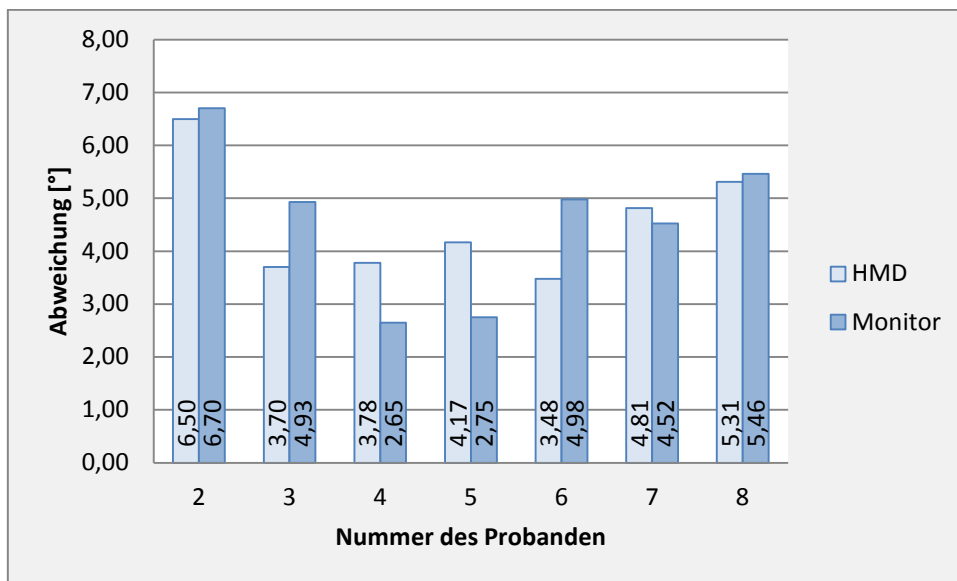


Abbildung 41: Vergleich der probandenbezogenen Mittelwerte für HMD und Monitor (Achse)

Insgesamt lässt sich feststellen, dass die Probanden 3 und 6 konstant bessere Ergebnisse mit dem HMD lieferten. Für die Probanden 4 und 5 war immer der Monitor die Methode, mit der sie bessere Ergebnisse zeigten. Für die anderen Studienteilnehmer lässt sich keine Konstanz bezüglich der besser geeigneten Visualisierungsmethode erkennen. Sie zeigten teils mit der einen, teils mit der anderen Methode bessere Ergebnisse.

5. Diskussion

5.1 Auffälligkeiten bei den beobachteten Werten

5.1.1 Unterschiedliche Genauigkeit von Anfangspunkt und Endpunkt

Mit dem HMD wurde für den Anfangspunkt eine mittlere Abweichung von 1,17mm, für den Endpunkt eine mittlere Abweichung von 2,51mm ermittelt. Im Fall des Monitors lag die mittlere Abweichung für den Anfangspunkt bei 1,12mm und für den Endpunkt bei 2,46mm. Vergleicht man die Werte, ist zu bemerken, dass alle Probanden für den Anfangspunkt eine höhere Genauigkeit erreichten als für den Endpunkt. Dies ist durch Summation von Fehlern während des Bohrvorgangs zu erklären. Der Anfangspunkt ist bereits mit einer gewissen Ungenauigkeit gebohrt worden. Additiv wirkte die Achsabweichung, die zur beobachteten Abweichung vom geplanten Endpunkt beitrug. Ferner sei hier erwähnt, dass eine Korrektur am Anfangspunkt leichter zu bewerkstelligen war, als für den Endpunkt. Merkte man zu Beginn der Bohrung, dass die Orientierung der Bohrspitze verändert werden musste, konnte man durch eine simple Schwenkbewegung die richtige Ausrichtung herstellen. Wenn der Bohrer im Verlauf in den Plastikkiefer eingedrungen war, waren Korrekturbewegungen durch den starken Widerstand des umgebenden Mediums nicht mehr möglich.

5.1.2 Aufdeckung systematischer Fehler

Wir können als Maß für die Präzision die Streuung der Werte für jeden Untersucher separat angeben. Streuten die Werte stark, kann man von einer niedrigen Präzision sprechen. Streuten Sie gering, entspricht das einer hohen Präzision. Im Gegensatz hierzu, ist mit der angewandten Auswertmethode die „Richtigkeit“ nicht hinreichend bestimmbar. Die Begriffe

5. Diskussion

„Richtigkeit“ und „Präzision“ definieren die „Genauigkeit“. Es wurden lediglich die absoluten Distanzen zwischen geplanten Punkten und Punkten entlang des realisierten Bohrkanals ermittelt. Eine konstante Abweichung der Navigation zu einer Seite des Raumes (niedrige Richtigkeit) konnte von uns nicht aufgedeckt werden. Eine systematische Abweichung in eine Richtung ist also nicht ausgeschlossen. Hierbei handelt es sich um einen systematischen Fehler, der für alle Probanden gleich gültig wäre, sodass selbst bei Vorliegen des Fehlers, die Ergebnisse der einzelnen Probanden vergleichbar bleiben würden.

5.1.3 Unterschiede zwischen den Probanden

Wie bereits dargestellt, haben wir große interindividuelle Unterschiede in der Leistung der Probanden beobachtet. Begründen lässt sich diese Beobachtung einerseits durch eine geringe Motivation für die Durchführung der Experimente. Die Bereitschaft, begangene Fehler zu korrigieren, entsprechend einer hohen Motivation, wirkte sich positiv auf das Resultat aus. Setzte man hingegen als Proband den Bohrer initial zur Ermittlung des Anfangspunktes falsch an und verbesserte dies nicht, entstanden Bohrungen mit hoher Abweichung.

Es zeigte sich, dass manche Probanden unabhängig von der Methode tendenziell schlechtere Ergebnisse erzielten als andere Studienteilnehmer (vergleiche Proband 2 unter 4.3). Dies könnte generell auf mangelnde manuelle Fähigkeiten hinweisen. Andererseits ist auch eine mangelnde Begabung für den Umgang mit Navigationsgeräten allgemein, unabhängig von der Art der Visualisierung, denkbar.

Betrachtet man die Probanden 3, 4, 5, und 6, fällt auf, dass sie mit einer der zwei Visualisierungsmöglichkeiten bessere Ergebnisse erzielten als mit der anderen. In diesen Fällen ist eine höhere Begabung für den Umgang mit einem der Systeme anzunehmen. Bei einem klinischen Einsatz wäre also darauf zu achten, dass die Anwender vor der Nutzung der Geräte klären, mit welchem der Systeme sie tendenziell höhere Genauigkeiten erzielen.

5. Diskussion

5.2 Einflussfaktoren auf die erhobenen Werte

Die Genauigkeit eines Navigationssystems kann durch zwei wesentliche Gruppen von Einflussfaktoren beeinflusst werden. Zum einen sind es persönliche Faktoren, wie die manuellen Fähigkeiten des Probanden [51] oder die Motivation zur Durchführung der Versuche. Diese wurden bereits unter 5.1.3 diskutiert. Zum anderen ist stets, selbst bei sorgfältigster Ausführung der Versuche, mit einer gewissen Ungenauigkeit zu rechnen. Diese Ungenauigkeit liegt in den Eigenschaften der Hard-, und Software begründet.

In unserem Versuch wurden die Komponenten des Navigationssystems (Hard-, und Software) im Verlauf des Experimentes nicht verändert, sodass die Werte der Probanden durch konstante Versuchsbedingungen untereinander vergleichbar sind.

5.2.1 Einfluss technischer Komponenten des Navigationssystems auf die Genauigkeit

5.2.1.1 Position der Fiducials

Die Möglichkeit, die Marker direkt auf dem Plastikkiefer zu befestigen, entsprechend dem Goldstandard von knochengetragenen Markern, erwies sich in unserem Experiment als nicht praktikabel, weil man durch die eigene Hand häufig einen oder mehrere Fiducials während des Navigationsvorganges verdeckte. In diesem Fall brach das System die Navigation ab. Stattdessen wurden die Fiducials auf die Oberfläche der Holzplatte aufgeklebt. So konnte eine minimale Beweglichkeit der Marker erreicht werden. Bezüglich ihrer Beweglichkeit entsprachen die Marker, wie wir sie angebracht haben, knochengetragenen Markern. Sie waren allerdings auf einer größeren Fläche verteilt, als dies direkt am Kiefer möglich gewesen wäre. In dieser Hinsicht entsprach unsere Markerposition eher den gestellgetragenen Methoden der Markerpositionierung, bei denen die Marker auf größerem Raum verteilt sind. Unsere Methode stellte somit ein Hybrid aus beiden Möglichkeiten dar. Dies ist zwar experimentell realisierbar ist, nicht jedoch klinisch. Soll das von uns verwendete System zum klinischen Einsatz kommen, so bedarf es weiterer Untersuchungen, in denen der Versuchsaufbau den klinisch üblichen Systemen gleicht. Die Marker müssen also entweder auf die Kiefer montiert werden oder auf Schienen, die auf die Zahnreihen gepasst werden.

5. Diskussion

Die Veränderung des Versuchsaufbaus könnte möglicher Weise die Resultate beeinflussen. Wie Widmann et al. jedoch feststellten, kommt es durch eine breitere Verteilung der Fiducials im getrackten Volumen, nicht zu einem signifikanten Vorteil [70] gegenüber einer Verteilung auf kleinerem Raum, wie es bei knochengetragenen Markern vorkommt. Es ist also nicht davon auszugehen, dass die Genauigkeit unseres Navigationssystems abnimmt, wenn man die Fiducials auf engerem Raum anbringt. Grundsätzlich wäre die Möglichkeit gegeben mit unserem System knochengetragene Marker zu verwenden. Dementsprechend erscheint unser Vorgehen klinisch realisierbar.

5.2.1.2 Mobile Elemente am Winkelstück

Abbildung 42 zeigt den Aufbau des Winkelstücks. Links sieht man den Bohrer (rote Pfeilspitze), mit dem auf dem Winkelstück befindlichen Markeraufbau von NDI® (roter Pfeil). Bedingt durch die stabile Fixierung des markertragenden Gestells am Winkelstück, war keine Bewegung zwischen Gestell und Winkelstück wahrnehmbar. Minimale Bewegungen sind mit letzter Sicherheit nicht auszuschließen, befinden sich aber wahrscheinlich im Bereich weniger Mikrometer. Der hierdurch entstandene Fehler bei der Ortung des Winkelstücks, ist als dementsprechend klein anzusehen und wurde in der Auswertung nicht berücksichtigt.

Nach der Kalibrierung war es dem System möglich, die Position der Bohrerspitze zu bestimmen, weil dieser vom Winkelstück gehalten wurde und die zwei Elemente eine definierte, gleichbleibende räumliche Beziehung zu einander hatten. Die Halterung des Bohrers im Winkelstück ließ Relativbewegungen zwischen Bohrer und Winkelstück zu. Dies ist als Faktor zu werten, der die Genauigkeit der Bohrungen negativ beeinflusste. Es ist theoretisch möglich, dass eine Vorrichtung mit einer stabileren Verankerung des Bohrers im Winkelstück, zu einer höheren Genauigkeit führen würde.

5. Diskussion

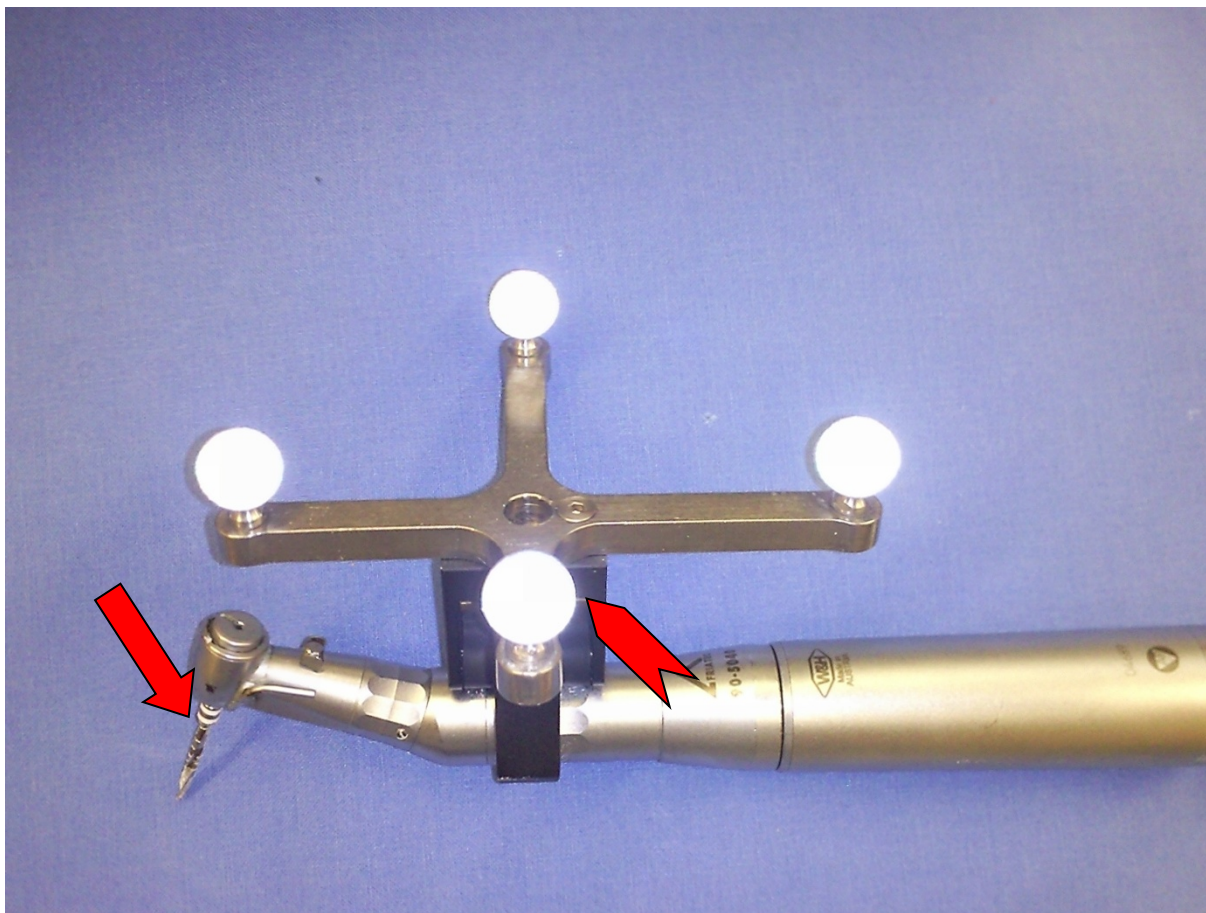


Abbildung 42: Bewegliche Elemente am Winkelstück. Der Pfeil weist auf den Bohrer, die Pfeilspitze auf den Markeraufbau.

5.2.1.3 Maximale Genauigkeit des Navigationssystems

Ein Test zur Genauigkeit des Systems nach der Kalibrierung ergab eine maximale Genauigkeit von 0.59mm für die Lokalisation der Bohrerspitze durch das Navigationssystem (Selbsttest des Navigationssystems). Generell können Messabweichungen eines Messsystems (im vorliegenden Fall also Messabweichungen bei der Triangulation) durch eine Vielzahl von Faktoren auftreten. Hierzu gehören Fehler, die durch innere Mängel oder durch Probleme bei der Fabrikation begründet sind [69]. Durch mangelhafte Kalibrierung verursachte Fehler oder externe Störsignale können ebenfalls Messungenauigkeiten hervorrufen. Eine genauere Untersuchung dieser Einflussfaktoren ist nicht erfolgt. Es ist davon auszugehen, dass die

5. Diskussion

oben beschriebenen Faktoren konstitutiv auftraten und sie damit zu einer allgemeinen, untersucherunabhängigen Verringerung der Genauigkeit beitrugen.

5.2.1.4 Fehlermöglichkeiten bei der Lokalisierung und bei der Registrierung

Bezugnehmend auf die Definition der Lokalisierung und Registrierung, sollen die Fehlermöglichkeiten hierbei diskutiert werden.

Durch den Begriff „fiducial localization error“ (FLE) werden Ungenauigkeiten der Lokalisierung der Fiducials in beiden Datensätzen, d.h. in der präoperativen Schichtbildaufnahme und im getrackten Volumen definiert [74]. Die Ungenauigkeit in der Lokalisierung in der CT-Aufnahme hat zwei Gründe. Erstens trägt die limitierte Auflösung des CTs zur Ungenauigkeit bei. Die limitierte räumliche Auflösung, die in der vorgegebenen Schichtdicke begründet liegt, macht es unmöglich zu definieren, wo ein Punkt (in unserem Fall der Mittelpunkt des Markers) innerhalb der Schicht genau liegt [23]. Zweitens wurde der Mittelpunkt der Marker willkürlich von Hand festgelegt (dies entspricht einer Lokalisierung der Marker des Targets) und unterliegt damit einem gewissen Fehler. Diese zwei Faktoren erlauben keine vollkommene Übereinanderlagerung zweier Koordinatensysteme. Auf Grund des nur geringen Durchmessers der Markerkugeln (ca. 2-3mm) und einer Schichtdicke von 0,67mm im CT, ist der Fehler jedoch als gering zu erachten.

Es ist zu beachten, dass lediglich ein Punkt innerhalb des Fiducials von uns als Koordinate zur Navigation festgelegt wurde. Dies war möglichst die Mitte des Fiducials. Bei den Markern handelte es sich allerdings um dreidimensionale Kugeln. Es bestand also eine räumliche Diskrepanz zwischen dem, was das Trackingsystem des Navigationssystems als Fiducials erkannte, und dem, was vom Versuchsleiter als Fiducial festgelegt wurde. Da die Marker alle mit einer Infrarotlicht-reflektierenden Folie überzogen waren, variierten sie in ihrem Durchmesser. Die Durchmesser lagen bei ca. 2-3mm. Der Abstand zwischen Mittelpunkt der Marker und deren Oberfläche beträgt damit ungefähr 1-1,5mm. In diesem Rahmen bewegt sich damit die Unsicherheit der Registrierung der Fiducials in beiden Datensätzen, der sog. „fiducial registration error“ (FRE).

5. Diskussion

Dem addierte sich die „target registration error“ (TRE). Hierbei handelt es sich um einen Fehler bei der Registrierung von homologen Punkten, die nicht in den Fiducials liegen. Es handelt sich also um die Punkte im Operationsgebiet. In unserem Experiment waren dies alle Punkte auf dem Kiefer. Der TRE ist in unserem Versuch nicht genauer bestimmbar. Es ist allerdings nicht zu erwarten, dass dieser Art Fehler einen bedeutenden Beitrag lieferte. In unseren Experimenten wurde dieser Fehler durch Relativbewegungen zwischen den Markern und dem Kiefer, bzw. den Markern und Bohrer hervorgerufen. Diese Relativbewegungen waren minimal.

5.2.2 Lageveränderung der Plastikkiefer während des Bohrvorgangs

Trotz bestmöglicher Fixierung der Kunstkiefer auf der Holzplatte, war eine Verschiebung durch den Druck des Bohrers nicht vollends ausgeschlossen. Selbst die Stabilisierung durch den Gips mag kleinste Relativbewegungen zwischen Kiefer und Holzplatte zugelassen haben. Das Navigationssystem konnte nur über die vier auf die Holzplatte aufgeklebten Marker Rückschlüsse auf die Position des Kiefers ziehen. Etwaige Relativbewegungen zwischen Kiefer und Holzplatte trugen somit zum Fehler bei der Navigation bei. Hierbei handelt es sich allerdings nur um einen theoretischen, bzw. sehr kleinen Fehler. Dieser Art Fehler wird als TRE bezeichnet (siehe 5.2.1)

5.2.3 Beeinträchtigung des Probanden durch das „head-mounted display“

Die Gruppe um Day machte bei Versuchen zum Einsatz von HMDs folgende Beobachtungen [13]. Verursacht durch das Eigengewicht des HMD können bei längerem Gebrauch Kopfschmerzen auftreten. Desweiteren kam es bei Probanden bereits nach einer 20 minütigen Anwendung zu Symptomen wie schmerzenden, trockenen Augen oder zu einer vermehrten Tränensekretion. Auch Doppelbilder können auftreten. Beim Eintauchen in die virtuelle Welt, und dem hieraus resultierenden Sinneskonflikt, wurde Übelkeit beobachtet. Ein derartiger Sinneskonflikt kommt durch die Diskrepanz zwischen realer, mit den Sinnen

5. Diskussion

wahrnehmbarer Welt, und der künstlichen Welt der VR zustande [42]. Auch können Symptome wie Schwindel und Erschöpfung durch den Gebrauch eines HMD auftreten [13].

In unserem Versuchsaufbau berichtete ein Proband nach dem Gebrauch des HMD ebenfalls über Unwohlsein und Schwindel. Ferner schränkte die lockere Fixierung des HMD am Kopf die Bewegungsfreiheit mancher Probanden ein, da sie befürchteten, das HMD könnte herabfallen. Hinzu kam die Limitierung der Beweglichkeit durch das Datenkabel (Abb. 8) und das Eigengewicht des HMD. Diese war so ausgeprägt, dass es den Probanden erst aufgesetzt wurde, nachdem sie sich hingesetzt hatten. Hinzu kam die verzerrte Wahrnehmung des Raumes durch das eingeschränkte Gesichtsfeld und eine hierin begründete Erschwerung der Orientierung. Day vertritt sogar die These, dass ein eingeschränktes Gesichtsfeld, im Sinne eines Sinneskonfliktes, per se Schwindel auslösen kann [13].

Das von uns verwendete HMD hatte einen Sichtschutz, sodass die Probanden lediglich auf die zwei Farbmonitore schauen konnten. Ein Blick in den realen Raum, seitlich an den Monitoren vorbei, war nicht möglich. Die visuelle Information stammte ausschließlich aus dem HMD. Moss et al. sehen dies als möglichen Grund für die sog. Simulatorkrankheit, die zu einer verminderten Akzeptanz des Systems durch den Nutzer und zu einer schlechteren Leistung der Nutzer führen kann [42]. Bei der Simulatorkrankheit handelt es sich um eine Variante der Kinetose, die im Zusammenhang mit virtuellen Umgebungen auftritt [16]. Ihre Symptome sind Kopfschmerzen, Schwindel und Übelkeit [16]. Dies wäre eine mögliche Erklärung für das Unwohlsein unseres Probanden.

Prinzipiell sind kleinere HMDs erhältlich, die die Sicht des Probanden nicht ausschließlich auf die Monitore des Systems konzentrieren, sondern auch einen Blick in den realen Raum erlauben. Durch Umstellung des Narvissystems auf kleinere, weniger einschränkende Displays, wäre eine Verbesserung der Leistung der Probanden denkbar. Hierzu sind weiterführende Untersuchungen nötig.

Anfänglich war zu beobachten, dass durch das eingeschränkte Sichtfeld auch die Koordination der Handmotorik schwerfiel. Dieser Umstand besserte sich subjektiv durch Übung. Auch Wanschitz beschreibt eine verbesserte Handhabung seines Systems nach wiederholtem Gebrauch, was sich bei ihm auch in einer Zunahme der Genauigkeit äußerte [66]. Diese Beobachtung können wir nicht teilen.

5. Diskussion

Ein weiterer Störfaktor war die niedrige Auflösung der von uns verwendeten Displays. Sie wirkte sich negativ auf die Akzeptanz des HMD durch die Probanden aus. Es ist davon auszugehen, dass auch hierdurch indirekt auf die Leistung der Probanden Einfluss genommen wurde. Eine genaue Untersuchung des Zusammenhangs zwischen Akzeptanz der Hardware und Versuchsergebnis wurde nicht erhoben.

5.2.4 Ungenauigkeit des Auswertverfahrens

Mit dem Programm Mimics® (Materialise, Leuven) wurden die präoperativen und postoperativen CT-Aufnahmen automatisiert zur Deckung gebracht. Hierbei handelt es sich um eine Form der Registrierung und somit um einen Schritt mit einer gewissen Ungenauigkeit. Die Auswertung erfolgte manuell und unterlag ebenfalls einer gewissen Subjektivität. Dies hatte somit für die einzelne Bohrung eventuell eine Verzerrung der eigentlich erreichten Genauigkeit zur Folge. Da es sich aber um eine über das gesamte Experiment erstreckende Bedingung handelt, hat dies keinen Einfluss auf die Vergleichbarkeit der Einzelbohrungen untereinander.

Andere Arbeitsgruppen ermittelten die Werte mit Hilfe von Computerprogrammen [27, 66] oder mit Hilfe von Maschinen, die die Koordinaten des Bohrkanals mit Hilfe eines Messarmes ermitteln konnten [8]. Derlei Möglichkeiten standen uns nicht zur Verfügung.

5.3 Vergleich mit anderen Arbeitsgruppen

Es existieren zahlreiche Studien zur Genauigkeit von Systemen zur navigierten Implantatinsertion. Es werden teilweise Techniken unterschiedlicher Art miteinander verglichen. Ruppin et al. haben zum Beispiel die Genauigkeiten von optischen

5. Diskussion

Navigationssystemen und schablonenbasierten Systemen verglichen [51]. Eine weitere Möglichkeit ist der Vergleich zwischen Navigationssystemen und dem freihändigen Implantieren [8].

Es können aber prinzipiell auch mehrere Systeme gleicher Art (z.B. nur Systeme mit optischem Tracking) verglichen werden, oder es kann die Genauigkeit eines einzelnen Systems getestet werden, ohne Vergleich mit einer Kontrollgruppe. Ferner besteht ein Unterschied zwischen *in vitro* und *in vivo* durchgeführten Studien. *In vitro* Studien werden an Kunstkiefern oder Kunstmodellen durchgeführt [34], während es sich bei *in vivo* Studien um tatsächlich in den Patienten eingebrachte Implantate handelt [19, 20]. Als weitere Variable kann die Zahl der Probanden aufgeführt werden. So gibt es Studien mit nur einem Implanteur [8], mit zwei Implantateuren [27], oder, wie in unserem Versuch, mit mehreren Probanden. Ferner unterscheiden sich die Studien hinsichtlich des Einbringens eines Implantates, bzw. der Beschränkung auf die Pilotbohrung.

In der von uns durchgeführten Studie wurde lediglich die Pilotbohrung zur Überprüfung der Genauigkeit des Systems herangezogen. Ferner nahmen 8 Probanden mit unterschiedlichem medizinischem Bildungsgrad an der Studie teil und es kam das „head-mounted display“ zum Einsatz, in direktem Vergleich zum Monitor. Fasst man diese Faktoren zusammen, ist festzustellen, dass es in der aktuellen Literatur keine Veröffentlichung gibt, in der ein mit unserem Studiendesign identisches Vorgehen beschrieben ist.

Ein weiteres Problem bei der Vergleichbarkeit verschiedener Studien stellt die uneinheitliche Angabe von Abweichungen dar. Zur Beschreibung der Leistung von Navigationssystemen können die Begriffe „Präzision“, „Richtigkeit“ und „Genauigkeit“ herangezogen werden. Die Definitionen für diese Begriffe wurden bereits unter 2.5 gegeben. Um diesem Problem zu begegnen, schlägt Strauß den Begriff der „chirurgischen Genauigkeit“ vor. Dieser Wert „sollte die *maximale* Abweichung zwischen Erwartungswert (Messwert) und Bezugswert (wahrem Wert) A_{\max} angeben und zusätzlich die jeweilige *maximale* Abweichung der Präzision P_{\max} vermerken“ und damit „eine Zuordnung der Leistungsfähigkeit des Gesamtsystems im Vergleich zu den chirurgischen Ansprüchen“ erlauben [62]. Die „chirurgische Genauigkeit“ hat sich in der Literatur als Modus Abweichungen anzugeben nicht durchgesetzt. Auch andere Autoren heben den Bedarf einer Standardisierung bei der

5. Diskussion

Bewertung von Navigationssystemen hervor [28], um eine Vergleichbarkeit herzustellen. Durch die Standardisierung würde man eine erhöhte Akzeptanz bei den Chirurgen und eine bessere Übertragung von der Forschung in den klinischen Bereich gewährleisten. Wir sind lediglich in der Lage A_{max} nach Strauß anzugeben. Somit können wir nicht sämtliche von Strauss geforderten Angaben tätigen. Der Forderung von Strauß, die maximale Abweichung der Präzision anzugeben, konnten wir annähernd nachkommen, indem wir die Streuung der Werte bestimmt haben. Allerdings hängt die beobachtete Streuung nicht nur von dem Navigationssystem ab, sondern in entscheidendem Ausmaß vom Untersucher. Mit unserer Methodik kann also keine Aussage über die untersucherunabhängige Präzision bzw. maximale Abweichung des Navigationssystems gemacht werden. Es kann lediglich die Genauigkeit angegeben werden, die bei der Kombination aus Mensch und Maschine erreicht werden konnte.

Ein weiterer Faktor, der die Vergleichbarkeit verschiedener Systeme erschwert, ist der Modus, Abweichungen anzugeben. In dieser Studie wurden absolute Distanzen in Millimeter als Maß der Abweichung angegeben (bzw. in Winkelgrad im Fall der Achsabweichung). Dabei gibt die Abweichung an, wie weit ein geplanter Punkt vom realisierten Punkt im dreidimensionalen Raum entfernt liegt, bzw. um wie viele Winkelgrad geplante Bohrachse von realisierter Bohrachse abweicht. Tabelle 5 zeigt exemplarisch andere Möglichkeiten zur Angabe der Abweichungen und mögliche Studiendesigns.

Autor	Nur Pilotbohrung oder Implantation	<i>In vivo</i> / <i>In vitro</i> -Studie	Angabe der Abweichung	Zahl der Probanden	Navigationssystem
Wanschitz et al.[66]	15 Bohrlöcher ausgefüllt mit Guttapercha	Kadaverstudie mit 3 trocken humanen Mandibeln	Differenz der Distanzen der Spitze und der Basis von inseriertem Implantat und geplantem Implantat zur buccalen bzw. lingualen Corticalis der Mandibula (=Abweichung in anterior-posteriorer Richtung); Distanz zwischen Implantatachse und einem Fiducial i. d. Regio mentalis	1 Operateur, medizinische Erfahrung nicht genauer bestimmt	VISIT[5]

5. Diskussion

			(=laterale Abweichung); Achsabweichung		
Ruppin et al. [51]	120 Implantate inseriert	20 Mandibel von humanen Kadavern	$\Delta\phi$ Achsabweichung, Δxy Abweichung der Anfangspunkte, Δz Abweichung in der Tiefe der Bohrung	Nicht angegeben	Artma virtual patient™, RoboDent LapAcced o®, Materialise SurgiGuide™
Hoffmann et al. [27]	224 Bohrungen ohne Implantatinsertion	Plastikkiefer	Achsabweichung und Abstand des Bohrkanals zum Canalis mandibularis	2 Operateure	Vector Vision™ Compact (VVC, BrainLab, Heimstetten, Deutschland)
Brief et al. [8]	45 Bohrungen ohne Implantatinsertion	16 Kunstkiefer	Achsabweichung; absolute Abstände zw. Anfangs-, und Endpunkt	5 Implantologen	RoboDent® (RoboDent GmbH, Berlin, Deutschland); IGI DenX® (Denx Ltd, Moshav Ora, Jerusalem, Israel)

Tabelle 5: Studientypen zur navigierten oralen Implantologie

Der Vergleich mit den Beobachtungen anderer Gruppen ist wichtig, um die Leistung des Narvis-Systems in einem Gesamtkontext mit teilweise kommerziell-erhältlichen Systemen, einschätzen zu können.

Brief et al. verglichen 2004 die freihändige Implantation mit der Implantation unter Zuhilfenahme zweier Navigationssysteme [8]. Hierbei handelte es sich um die Systeme RoboDent® (RoboDent GmbH, Berlin, Deutschland) und IGI DenX® (Denx Ltd, Moshav Ora,

5. Diskussion

Jerusalem, Israel). Mit jeder Methode wurden fünfzehn Löcher in Plastikkiefer gebohrt. Die Auswertungskriterien entsprachen denen unserer Studie. Tabelle 6 zeigt die Gegenüberstellung der Ergebnisse der Studie im Vergleich zu unseren Beobachtungen.

	Abweichung Anfangspunkt	Abweichung Endpunkt	Winkelabweichung
RoboDent®	0,35mm	0,60mm	2,12°
DenX IGI®	0,65mm	0,94mm	4,21°
Keine Navigation	1,35mm	1,89mm	4,59°
Narvis-system	1,18mm	2,51mm	4,48°

Tabelle 6: Gegenüberstellung der Abweichungen von RoboDent®, DenX IGI® [8] und dem Narvisystem (Visualisierung mit HMD).

Aus den Ergebnissen lässt sich ableiten, dass das Narvis-System insgesamt eine größere Messabweichung lieferte als die zwei kommerziell erhältlichen Navigationssysteme. Die Winkelabweichungen unterscheiden sich zwischen DenX IGI® und unserem System nur unwesentlich. Hinsichtlich des Kriteriums Anfangspunkt bietet das Narvis-System gegenüber der freihändigen Implantation einen Vorteil, ist jedoch im Vergleich mit den zwei kommerziell erhältlichen Systemen ungenauer. Für das Kriterium Endpunkt lieferte das Narvis-System die größte Abweichung. Zu beachten ist, dass die Bohrungen in der Studie von Brief, anders als in unserer Studie, von fünf Oralchirurgen vorgenommen wurden. In unserer Studie nahmen 8 Probanden teil, von denen manche keine implantologische Erfahrung hatten. Hinsichtlich der Wahl der Probanden sind die Studien also nicht vergleichbar. Das schlechtere Abschneiden des Narvis-Systems liegt allerdings nicht in der Wahl von implantologisch unerfahrenen Probanden begründet. Wie bereits gezeigt, hat häufig Proband2, ein Kieferchirurg mit implantologischer Erfahrung, die höchsten Abweichungen gezeigt. Er lag damit des Öfteren hinter den Probanden, die keinerlei medizinische, oder operative Vorerfahrungen mitbrachten.

Hinsichtlich des Anfangspunktes lieferte in unserem Experiment Proband 3 (ebenfalls Kieferchirurg) mit einer durchschnittlichen Genauigkeit von 0,79mm das beste Ergebnis. Dieser Wert ist genauer, als die Bohrung ohne Navigation aus der Studie von Brief et al.. An zweiter Stelle folgt Proband 1 (Kieferchirurg) mit einer Genauigkeit von 0,94mm. Die gleiche

5. Diskussion

Beobachtung ließ sich für das Kriterium Endpunkt machen. Auch hier steht Proband 1 an erster Stelle mit einer Präzision von 1,57mm, gefolgt von Proband 6 (keine implantologische Erfahrung) mit 1,68mm. Er erreichte mit 3,48° zugleich auch die höchste Genauigkeit für die Winkelabweichung. Keiner von unseren Probanden erreichte Genauigkeiten, wie die Oralchirurgen in der Studie von Brief et al. unter Zuhilfenahme von den zwei Navigationssystemen. Dies kann als Hinweis gewertet werden, dass das von uns getestete Navigationssystem den beiden oben genannten Systemen unterliegt. In der Hand eines geeigneten Nutzers liefert es jedoch genauere Werte, als bei einem Eingriff ohne Navigation. Betrachtet man abschließend Proband 3, einen Kieferchirurgen, fällt auf, dass er in zwei von drei Kategorien das präziseste Ergebnis erzielte. Proband 2, ebenfalls ein Kieferchirurg, erzielte wiederum hinsichtlich den Kriterien Anfangspunkt und Achsabweichung jeweils die größte Abweichung unter allen Probanden. Die chirurgische Erfahrung scheint also nicht mit einer höheren Genauigkeit einherzugehen. Mögliche Ursache hierfür ist entweder eine, im Vergleich mit anderen, geringere Begabung im Umgang mit dem Navigationsgerät, oder eine Verschlechterung der Leistung durch das Navigationssystem per se. Dies ist nicht eruierbar, da in der vorliegenden Arbeit keine Versuche zur freihändigen Implantation durchgeführt wurden. Ein Navigationssystem kann folglich nur so genau sein, wie es der Nutzer durch seine Fähigkeiten zulässt [65].

Ruppin et al. [51] veröffentlichten eine Studie, in der sie drei kommerziell erhältliche Navigationssysteme zur enoralen Implantatinsertion verglichen. Untersucht wurden die Genauigkeiten der Systeme Artma virtual patient™, RoboDent LapAccedo® (beides Systeme zur indirekten Navigation) und Materialise SurgiGuide™, das ein splintbasiertes Navigationsverfahren ist. Auch sie führten eine *in vitro*-Studie durch, jedoch mit humanen Mandibeln. Im Unterschied zu unserer Studie nutzten sie zur Visualisierung der Navigation (Artma virtual patient™, RoboDent LapAccedo®) den Monitor eines Laptops. Das SurgiGuide™-System benötigt als indirektes Navigationssystem keine Visualisierung und wird deshalb im Weiteren nicht genauer diskutiert.

5. Diskussion

Zur Auswertung ihrer Ergebnisse analysierten sie die Abweichung des Anfangspunktes, die Abweichung der Implantatposition und des geplanten Implantates hinsichtlich der Tiefe im Knochen und die Abweichung der Implantatachse von der geplanten Achse.

Die Vergleichbarkeit zu unserer Studie ist gegeben, da die Kriterien „Anfangspunkt“ und „Winkelabweichung“ in unseren Kriterien entsprechen. Tabelle 7 zeigt die Ergebnisse im Vergleich. Die Abweichungen hinsichtlich des Kriteriums „Endpunkt“ werden abweichend von einander angegeben und sind somit nicht vergleichbar.

	RoboDent LapAccedo®	Artma virtual patient™	Narvis- Navigationssystem
Abweichung Anfangspunkt	1,00mm	1,20mm	1,18mm
Achsabweichung	8,1°	8,1°	4,48°

Tabelle 7: Gegenüberstellung der Abweichungen von RoboDent LapAccedo®, Artma virtual patient™ [51] und dem Narvisystem (Visualisierung mit HMD)

Die erzielten Genauigkeiten für den Anfangspunkt sind für alle Systeme vergleichbar. Hinsichtlich der Achsabweichung zeigte das Narvis-system eine höhere Genauigkeit als die zwei kommerziellen Systeme. Allerdings wurde zur Messung der Güte des Narvis-systems lediglich die Pilotbohrung vorgenommen. Die von Ruppin erhobenen Werte hingegen beziehen sich auf die endgültige Implantatposition. Ruppin schreibt, dass sowohl die Vorbereitung des Implantatlagers als auch das Einbringen des Implantates navigiert durchgeführt wurden. Folglich sind insgesamt mehr Schritte navigiert vorgenommen worden im Vergleich zu unserem Experiment. Ein solches Vorgehen birgt prinzipiell mehr Fehlermöglichkeiten als das von uns gewählte Procedere, da durch das Eindrehen des Implantates selbst Abweichungen zur Planung auftreten können. Bei dem Vergleich der Werte ist also die mögliche Summation von Fehlern, wie sie bei Ruppin et al. eventuell aufgetreten ist, zu berücksichtigen. Die höhere Achsabweichung ist möglicher Weise hierdurch zu erklären.

Hoffmann et al. führten eine Studie zur Genauigkeit eines Navigationssystems (Vector-Vision Compact™, BrainLAB, Heimstetten, Deutschland) durch [27]. Sie fanden eine mittlere

5. Diskussion

Achsabweichung von $4,2^\circ$. Hinsichtlich des Prozederes ist diese Studie mit unserer vergleichbar, weil keine Implantate eingesetzt wurden. Es gibt in der Veröffentlichung keine Beschreibung der einzelnen Schritte, sodass nicht eruierbar ist, wie viele Bohrungen zur Präparation des Implantatbettes navigiert durchgeführt wurden. Es nahmen zwei Probanden an der Studie teil: ein Chirurg mit 10 Jahren Berufserfahrung und ein weiterer Chirurg mit einem Jahr Berufserfahrung. Es lag kein signifikanter Unterschied zwischen den zwei Chirurgen vor [27]. Auch wir haben Ähnliches beobachtet. Proband 2 unserer Studie, ein erfahrener Kieferchirurg, zeigte höhere Abweichungen als die meisten nicht-chirurgisch erfahrenen Studienteilnehmer, sodass gesagt werden kann, dass chirurgische Erfahrung kein Garant für eine höhere Genauigkeit ist.

Hoffmann et al. führten den oben beschriebenen Versuch ebenfalls unter Evaluation einer freihändigen Methode durch, wobei sie für die Achsabweichung einen Mittelwert von $11,2^\circ$ feststellten. Unser System war im Vergleich ($4,48^\circ$) eindeutig genauer. In der Zusammenschau bleibt festzuhalten, dass das Narvissystem der freihändigen Implantation überlegen ist.

Xiaojun et al. evaluierten ein Navigationssystem zur navigierten Insertion von Zygoma-Implantaten [73]. Das Navigationssystem trägt den Namen IGIOS. Sie geben zur Quantifizierung der Genauigkeit drei Kriterien an, die den von uns gewählten Kriterien entsprechen. Insgesamt inserierten sie 15 Implantate in einen Kunstschädel. Die Zahl der Implantere geht aus den Daten nicht hervor. Tabelle 8 zeigt die Ergebnisse ihrer Untersuchung.

Mittlere Abweichungen	IGIOS	Mittelwert aller Probanden (Narvis-System)	Mittelwert des besten Probanden (Narvis-System)
Abweichung Anfangspunkt	1,36mm	1,17mm	0,79mm
Abweichung Endpunkt	1,57mm	2,51mm	1,57mm
Winkelabweichung	$4,1^\circ$	$4,48^\circ$	$3,70^\circ$

Tabelle 8: Gegenüberstellung der Abweichungen von IGIOS [73] und dem Narvissystem (Visualisierung mit HMD)

5. Diskussion

In dieser Studie ist die endgültige Implantatposition zur Bestimmung der Genauigkeit herangezogen worden. Somit liegt eine potenzielle Verzerrung der Ergebnisse vor. Auch die Wahl der Probanden hat Einfluss auf die ermittelten Werte. Nimmt man als Vergleichsproband aus unserer Studie denjenigen, der insgesamt die höchste Genauigkeit erlangte, so übertrifft die Präzision des Narvis-Systems diejenige von IGOIS. Wählt man als Vergleichswert den Mittelwert aller Probanden, so ist das Narvisystem, zumindest hinsichtlich der Abweichung des Endpunktes, ungenauer. Ein direkter Vergleich der Genauigkeiten ist auf Grund der deutlichen Abhängigkeit der Leistung eines Systems von den gewählten Probanden, nicht uneingeschränkt möglich.

Eine zu unserem Experiment ähnliche Arbeit lieferten Wanschitz et al. [66]. Sie publizierten eine Studie zur navigierten enoralen Implantation unter Zuhilfenahme eines HMD. In ihrem Experiment wurden insgesamt 15 Kieferimplantate in drei humane Kadaverkiefer inseriert. Das Studiendesign unterscheidet sich von unserem hinsichtlich folgender Punkte. Während Wanschitz et al. das Einbringen von oralen Implantates vornahm, beschränkten wir uns auf die vorbereitende Bohrung zur Implantation. Auch die Visualisierungen der Navigation unterschieden sich. Während im vorliegenden Versuchsvorhaben die Navigation mit Hilfe von Fadenkreuzen und Zahlenwerten vorgenommen wurden, wurden bei Wanschitz virtuelle Implantate in das Sichtfeld des Operateurs projiziert, die ihm als Orientierungshilfe dienen sollten. Ebenso bestehen Unterschiede in der Auswertung der Ergebnisse. In unserem Experiment wurde für Anfangs-, und Endpunkt eine Abweichung in Millimeter angegeben. Wanschitz beschreibt die Implantatposition indem er die Abweichung zwischen geplanter und realisierter Implantatposition in anterior-posteriorer Richtung angibt. Hierzu misst er den Abstand von geplantem Implantat und dem Implantat, wie es gesetzt wurde, sowohl von der lingualen als auch von der bukkalen Kortikalis und subtrahiert dann die Werte, um eine Abweichung anzugeben. Zusätzlich wird ein Wert für die Abweichung nach lateral angegeben. Die Achsabweichung hingegen ist mit unserer hinsichtlich des Verfahrens der Auswertung und dem Wert vergleichbar. Mit einer mittleren Abweichung von $4,48^\circ$ ist der Wert des vorliegenden Experimentes ungenauer als die von Wanschitz erzielte Achsabweichung von $3,55 \pm 2,07^\circ$ [66], wobei auf die Erfahrung des Operateurs nicht

5. Diskussion

genauer eingegangen wird. Zwei Probanden mit zahnärztlicher Erfahrung lieferten im vorliegenden Experiment Achsabweichungen von $3,7^\circ$, $3,78^\circ$ und damit Werte die mit denen von Wanschitz vergleichbar sind. Auch hier wird die Abhängigkeit der Güte des Systems vom Operateur ersichtlich.

5.4 Vergleich zweier Visualisierungsmöglichkeiten: HMD und Monitor

Das Hauptziel der vorliegenden Studie war es, die Genauigkeit des uns zur Verfügung stehenden Navigationssystems unter Nutzung des HMD zu testen. Um den Stellenwert der Nutzung eines HMD auf die Genauigkeit der Ergebnisse besser einschätzen zu können, wurde in einem zusätzlichen Versuchsaufbau, die Möglichkeit der Visualisierung mittels Monitor verglichen. Die Probanden erhielten identische Informationen wie im HMD angezeigt wurden, auf einen Computermonitor. Die Hardware (PC, Infrarotkameras, Winkelstück und Bohrer) blieb die Selbe. Auch die Probanden blieben dieselben. Lediglich Proband 1 konnte nicht teilnehmen. Abbildung 38 zeigt die gemittelten Werte für HMD und Monitor im direkten Vergleich.

Beide Verfahren erzielten annähernd gleiche Werte. Die Art der Visualisierung hat in unserem Fall keinen wesentlichen Einfluss auf die Genauigkeit der Bohrungen.

Unsere Beobachtungen stehen im Widerspruch zu den Ergebnissen von Prendergast et al. [46]. Sie führten eine Untersuchung zu verschiedenen Visualisierungsmöglichkeiten der Navigation bei laparoskopischen Eingriffen durch. Sie verglichen die Effekte der Darstellung mittels Monitor und zwei verschiedener kopfgetragener Displays. Die HMDs unterschieden sich unter anderem hinsichtlich ihres Auflösungsvermögens. Eines hatte eine Auflösung von 320×240 Pixel, das andere von 640×480 Pixel. Sie beobachteten, dass mit Hilfe eines der HMDs (dem mit der höheren Auflösung) bessere Ergebnisse erzielt werden konnten als mit dem Monitor [46]. Auch bewerteten die Probanden ihr Wohlbefinden bei Gebrauch des

5. Diskussion

hochwertigeren HMDs besser. Dies ist eine wichtige Voraussetzung für die Akzeptanz durch die Nutzer.

Der Vorteil beim Gebrauch eines HMD ist, dass der Chirurg durchgehend auf den Operationssitus sehen kann. Hierbei hat der Chirurg auch seine eigenen Hände ohne Unterbrechung im Sichtfeld. Dies trägt zu einer verbesserten Koordination bei [64]. Ferner wurde gefunden, dass Chirurgen diese Form der Visualisierung als weniger anstrengend empfinden [64].

Unsere Befunde sprechen dafür, dass man bei der Evaluation zweier Visualisierungsmöglichkeiten nicht nur die absoluten Zahlenwerte und Abweichungen der Probanden in die Bewertung einfließen lassen sollte. Wir haben beobachtet, dass manche Operateure bessere Ergebnisse mit dem HMD, andere zeigten höhere Genauigkeiten mit dem Monitor. Neben der persönlichen Eignung für das HMD ist unbedingt die Akzeptanz der Systeme durch den Nutzer und die Auswirkung des längerfristigen Gebrauchs auf den Arzt und seine Leistungsfähigkeit zu beachten. Diese These wird von Linder et al. unterstützt [64]. So kann es im Laufe eines längeren Eingriffs zu Ermüdungserscheinung durch das HMD kommen. Durch den limitierten Zeitraum, in dem unsere Versuche stattfanden, können keine validen Aussagen über den Einfluss des HMDs auf die Leistung der Nutzer im zeitlichen Verlauf gemacht werden.

5.5 Visuelle Kodierung der Navigation

Die Art, wie die Navigation kodiert wird, hat Einfluss auf die Genauigkeit der Bohrung [63]. Die Navigation erfolgte in unserem Versuchsaufbau mit Hilfe von Fadenkreuzen und Zahlenwerten. Ein vergleichbares Vorgehen ist aus der Literatur nicht bekannt. Die Probanden konnten die präoperativen CT-Aufnahmen während des Experiments nicht sehen. Für den klinischen Einsatz ist eine simultane Darstellung von Schnittbildern und

Navigation eine Voraussetzung, die bereits technisch realisierbar ist. Auch besteht die Möglichkeit, die Schnittbildaufnahmen im HMD auf die Patienten zu projizieren [56]. Die Navigation erfolgt dann innerhalb der CT-Datensätze und, durch die Registrierung von Patient und Schnittbildern, im Operationssitus. So kann ein Chirurg die gefährdeten, umliegenden anatomischen Strukturen sehen. Eine derartige Visualisierung konnten wir aus technischen Gründen nicht durchführen. Eine Visualisierung simulierter anatomischer Strukturen während der Bohrung war uns nicht möglich. Der Nachteil in unseren Versuchen war, dass sich der Nutzer ausschließlich auf die Fadenkreuze verlassen musste. Dadurch war der Proband auf eine Bohrrichtung festgelegt und durfte davon nicht abweichen, zumal er nicht wissen konnte, wo sich die Spitze seines Bohrers genau befand. Dieses Vorgehen ist für den klinischen Einsatz nicht wünschenswert. Vielmehr macht es Sinn, ein Navigationssystem zu entwerfen, mit welchem der Nutzer intraoperativ Korrekturen vornehmen kann, die zu einer Schonung wichtiger umliegender Strukturen führen.

Im Sinne einer Übertragung des Narvis-systems in den klinischen Gebrauch, muss es auch unter den Voraussetzungen, dass es Navigation und Schnittbilder simultan zeigt, getestet werden. Dies hätte ungewisse Einflüsse auf die Genauigkeit des Systems und soll in weiteren Versuchen getestet werden.

6. Zusammenfassung und Ausblick

Die Bewertung von „image-guided intervention systems“ erfolgt in mehreren Stufen. Zunächst werden die technischen Eigenschaften des Systems im Labor getestet. Untersucht werden vor allem die technische Genauigkeit und die Präzision. Die klinische Anwendbarkeit steht nicht im Vordergrund und deshalb werden zunächst Phantome für die Experimente angewendet [28]. Unser Experiment befand sich in diesem Stadium. In folgenden Studien sollen diagnostische und therapeutische Verlässlichkeit („diagnostic and therapeutic reliability“), sowie der Nutzen für den Patienten untersucht [28] werden. Am Ende soll der klinische Einsatz stehen.

Aufgrund der Versuchsreihe kann gefolgert werden, dass das Narvis-System technisch verbessert werden sollte, um mit anderen kommerziell erhältlichen Systemen konkurrieren zu können. Damit ist es noch nicht für den klinischen Einsatz geeignet. Wir konnten zeigen, dass die von uns gewählte Visualisierungsmethode prinzipiell anwendbar ist, da sie der herkömmlichen Visualisierung mit Monitor nicht nachsteht. Außerdem konnten wir beobachten, dass mit dem HMD höhere Genauigkeiten erzielt werden konnten, als bei der freihändigen Implantation. Dabei ist es stark abhängig von den Fähigkeiten des Anwenders. Diese scheinen individuell in sehr unterschiedlichem Maße ausgebildet zu sein, wobei die chirurgische Erfahrung nicht der ausschlaggebende Punkt zu sein scheint. Ferner konnten wir keinen generellen Übungseffekt feststellen, d.h., dass die Probanden im Laufe der Zeit ihre Fähigkeiten nicht verbessern konnten.

In der Zukunft werden derlei Systeme, als optionale Hilfen im OP-Saal, vermehrt ihren Weg in die Klinik finden. Die Visualisierung mittels HMD verspricht große Vorteile. Sicherlich wird ein ergonomischeres Modell des HMD entwickelt werden, als das von uns verwendete, welches größere Akzeptanz finden wird. Kabellose HMDs, die mit dem dazugehörigen Computer über Funk in Verbindung stehen, werden zu einer erhöhten Flexibilität beitragen [13]. Auch Verbesserungen der Monitore und Entwicklungen auf dem Gebiet der sog.

6. Zusammenfassung und Ausblick

„context aware augmented reality“ werden die Computer-assistierten OP-Verfahren effizienter machen [29]. Hierunter versteht man eine Neuentwicklung, die sich damit beschäftigt, Informationen immer im richtigen Kontext und zur richtigen Zeit zur Verfügung zu stellen. Das System erkennt automatisch die Schritte eines Eingriffes und dem Chirurgen werden nur die jeweils adäquaten und momentan relevanten Informationen eingeblendet. Dies soll ihn vor einer Flut von unnötigen Informationen schützen, die seine Aufmerksamkeit ablenken könnten [29].

Auf Grund der erzielten Ergebnisse sind wir der Meinung, dass diese Hilfen nicht verwendet werden sollten, ohne ihren Nutzen kritisch zu hinterfragen. Die erzielten Genauigkeiten unterliegen großen interindividuellen Schwankungen. Die Genauigkeit eines computer-assistierten Verfahrens wird immer von den manuellen Fähigkeiten des Chirurgen abhängig sein, die es im Vorfeld der Anwendung kritisch zu bewerten gilt.

Welche technischen Verbesserungen auch kommen mögen, der Chirurg wird sich immer an den Resultaten seiner Eingriffe messen lassen müssen. Er darf sich nicht blind auf die Technik verlassen. Und genau hierin liegt die Stärke des vorgestellten Systems. Der Operateur kann während des gesamten Eingriffs den Patienten im Auge behalten.

7. Literaturverzeichnis

1. Ashab, H.A., Lessoway, V.A., Khallaghi, S., Cheng, A., Rohling, R. and Abolmaesumi, P. *AREA: An augmented reality system for epidural anaesthesia*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2012 (2012) 2659-63
2. Austin, R.E. and Antonyshyn, O.M. *Current applications of 3-d intraoperative navigation in craniomaxillofacial surgery: a retrospective clinical review*. Ann Plast Surg. 69 (2012) 271-8
3. Bagheri, S.C. and Meyer, R.A. *Management of mandibular nerve injuries from dental implants*. Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 19 (2011) 47-61
4. Behringer, R., Christian, J., Holzinger, A., Wilkinson, S. *Some Usability Issues of Augmented and Mixed Reality for e-Health Applications in the Medical Domain*. In: "USAB 2007, LNCS 4799", Holzinger, A. (Hrsg.), Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2007, 255-266
5. Birkfellner, W., Huber, K., Larson, A., Hanson, D., Diemling, M., Homolka, P. and Bergmann, H. *A modular software system for computer-aided surgery and its first application in oral implantology*. IEEE Trans Med Imaging. 19 (2000) 616-20
6. Birkfellner, W., Hummel, J., Wilson, E., Cleary, K. *Tracking Devices*. In: "Image-Guided Interventions, Technology and Applications", Peters, T., Cleary, K. (Hrsg.), Springer Science+Business Media, LLC, New York, 2008, 23-44
7. Bornstein, M.M., Cionca, N. and Mombelli, A. *Systemic conditions and treatments as risks for implant therapy*. Int J Oral Max Impl. 24 Suppl (2009) 12-27
8. Brief, J., Edinger, D., Hassfeld, S. and Eggers, G. *Accuracy of image-guided implantology*. Clin Oral Implants Res. 16 (2005) 495-501
9. Casap, N., Nadel, S., Tarazi, E. and Weiss, E.I. *Evaluation of a navigation system for dental implantation as a tool to train novice dental practitioners*. J Oral Maxil Surg. 69 (2011) 2548-56

7. Literaturverzeichnis

10. Casap, N., Wexler, A., Persky, N., Schneider, A. and Lustmann, J. *Navigation surgery for dental implants: assessment of accuracy of the image guided implantology system.* J Oral Maxil Surg. 62 (2004) 116-9
11. Chabrierie, A., Ozlen, F., Nakajima, S., Leventon, M.E., Atsumi, H., Grimson, E., Keeve, E., Helmers, S., Riviello, J., Jr., Holmes, G., Duffy, F., Jolesz, F., Kikinis, R. and Black, P.M. *Three-dimensional reconstruction and surgical navigation in pediatric epilepsy surgery.* Pediatr Neurosurg. 27 (1997) 304-10
12. Coenen, V.A., Krings, T., Mayfrank, L., Polin, R.S., Reinges, M.H., Thron, A. and Gilsbach, J.M. *Three-dimensional visualization of the pyramidal tract in a neuronavigation system during brain tumor surgery: first experiences and technical note.* Neurosurgery. 49 (2001) 86-92; discussion 92-3
13. Day, P.N., Ferguson, G., O'Brian Holt, P., Hogg, S., Gibson, D. *Wearable augmented virtual reality for enhancing information delivery in high precision defence assembly: an engineering case study.* Virt Real. 8 (2005) 177-84
14. Drago, C. and Carpentieri, J. *Treatment of maxillary jaws with dental implants: guidelines for treatment.* J Prosthodont. 20 (2011) 336-47
15. Drake, J.M., Joy, M., Goldenberg, A. and Kreindler, D. *Computer- and robot-assisted resection of thalamic astrocytomas in children.* Neurosurgery. 29 (1991) 27-33
16. Draper, M.H., Viire, E.S., Furness, T.A. and Gawron, V.J. *Effects of image scale and system time delay on simulator sickness within head-coupled virtual environments.* Human factors. 43 (2001) 129-46
17. DIN e.V. *Begriffe der Qualitätssicherung und Statistik, Begriffe zur Genauigkeit von Ermittlungsverfahren und Ermittlungsergebnissen.* In: "DIN Taschenbuch 223, Qualitätsmanagement und Statistik, Begriffe", DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (Hrsg.), Beuth Verlag GmbH, Berlin, Wien, Zürich, 1997, 30-36
18. Edwards, P.J., Hawkes, D.J., Hill, D.L., Jewell, D., Spink, R., Strong, A. and Gleeson, M. *Augmentation of reality using an operating microscope for otolaryngology and neurosurgical guidance.* J Image Guid Surg. 1 (1995) 172-8

7. Literaturverzeichnis

19. Elian, N., Jalbout, Z.N., Classi, A.J., Wexler, A., Sarment, D. and Tarnow, D.P. *Precision of flapless implant placement using real-time surgical navigation: a case series*. Int J Oral Max Impl. 23 (2008) 1123-7
20. Ewers, R., Schicho, K., Truppe, M., Seemann, R., Reichwein, A., Figl, M. and Wagner, A. *Computer-aided navigation in dental implantology: 7 years of clinical experience*. J Oral Maxil Surg. 62 (2004) 329-34
21. Ewers, R., Schicho, K., Undt, G., Wanschitz, F., Truppe, M., Seemann, R. and Wagner, A. *Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review*. Int J Oral Max Surg. 34 (2005) 1-8
22. Feijoo, J.F., Limeres, J., Diniz, M., Del Llano, A., Seoane, J. and Diz, P. *Osseointegrated dental implants in patients with intellectual disability: a pilot study*. Disabil Rehabil. 34 (2012) 2025-30
23. Galloway, R., Peters, T. *Overview and History of Image-Guided Interventions*. In: "Image-Guided Interventions, Technology and Applications", Peters, T., Cleary, K. (Hrsg.), Springer Science+Business Media, LLC, New York, 2008, 1-21
24. Grauvogel, T.D., Soteriou, E., Metzger, M.C., Berlis, A. and Maier, W. *Influence of different registration modalities on navigation accuracy in ear, nose, and throat surgery depending on the surgical field*. Laryngoscope. 120 (2010) 881-8
25. Greenleaf, W., Piantanida, T. *18, Medical Applications of Virtual Reality Technology*. In: "The Biomedical Engineering Handbook, Medical Devices and Systems", Bronzino, J.D. (Hrsg.), CRC Press, Taylor & Francis Group, Boca Raton, 2006, 3. Edition, 18.1-18.23
26. Gumieiro, E.H., Dib, L.L., Jahn, R.S., Santos Junior, J.F., Nannmark, U., Granstrom, G. and Abrahao, M. *Bone-anchored titanium implants for auricular rehabilitation: case report and review of literature*. Sao Paulo Med J. 127 (2009) 160-5
27. Hoffmann, J., Westendorff, C., Gomez-Roman, G. and 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 Implan Res. 16 (2005) 609-14

7. Literaturverzeichnis

28. Jannin, P., Korb, W. *Assessment of Image-Guided Interventions*. In: "*Image-Guided Interventions, Technology and Applications*", Peters, T., Cleary, K. (Hrsg.), Springer Science+Business Media, LLC, New York, 2008, 531-549
29. Katic D., S.G., Speidel S., Castrillon-Oberndorfer G., Eggers G., Dillmann R. *Knowledge-Based Situation Interpretation for Context-Aware Augmented Reality in Dental Implant Surgery* In: "*Lecture Notes in Computer Science*", Liao, H. (Hrsg.), Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2010, 531-540
30. Katsumi, Y., Tanaka, R., Hayashi, T., Koga, T., Takagi, R. and Ohshima, H. *Variation in arterial supply to the floor of the mouth and assessment of relative hemorrhage risk in implant surgery*. Clin Oral Implan Res. (2011) 1-7
31. Koeck, B., Wagner, W. *Einleitung*. In: "*Praxis der Zahnheilkunde, Implantologie*", Koeck, B., Wagner, W. (Hrsg.), Urban & Fischer, München-Jena, 2004, 2. Auflage, 1-7
32. Koeck, B., Wahl, G. *Indikationen, Kontraindikationen und Differenzialindikationen*. In: "*Praxis der Zahnheilkunde, Implantologie*", Koeck, B., Wagner, W. (Hrsg.), Urban & Fischer, München-Jena, 2004, 2. Auflage, 9-26
33. Kondziolka, D. and Lunsford, L.D. *Intraoperative navigation during resection of brain metastases*. Neurosurg Clin N Am. 7 (1996) 267-77
34. Kramer, F.J., Baethge, C., Swennen, G. and Rosahl, S. *Navigated vs. conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement*. Clin Oral Implan Res. 16 (2005) 60-8
35. Lee, J.Y., Mucksavage, P. and McDougall, E.M. *Simulating laparoscopic renal hilar vessel injuries: preliminary evaluation of a novel surgical training model for residents*. J Endourol. 26 (2012) 393-7
36. Lin, T.H., Chen, L., Cha, J., Jeffcoat, M., Kao, D.W., Nevins, M. and Fiorellini, J.P. *The effect of cigarette smoking and native bone height on dental implants placed immediately in sinuses grafted by hydraulic condensation*. Int J Periodontics Restorative Dent. 32 (2012) 255-61

7. Literaturverzeichnis

37. Lubbers, H.T., Jacobsen, C., Matthews, F., Gratz, K.W., Kruse, A. and Obwegeser, J.A. *Surgical navigation in craniomaxillofacial surgery: expensive toy or useful tool? A classification of different indications.* J Oral Maxil Surg. 69 (2011) 300-8
38. Ludger Figgenger, C.R. *Implantatgestützter Zahnersatz.* In: "Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik, Für Studium und Beruf", Marxkors, R. (Hrsg.), Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2010, 5. überarbeitete und erweiterte Auflage, 257-263
39. Malevez, C., Daelemans, P., Adriaenssens, P. and Durdu, F. *Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae.* Periodontol 2000. 33 (2003) 82-9
40. Marchand, F., Raskin, A., Dionnes-Hornes, A., Barry, T., Dubois, N., Valero, R. and Vialettes, B. *Dental implants and diabetes: conditions for success.* Diabetes Metab. 38 (2012) 14-9
41. Markiewicz, M.R., Dierks, E.J. and Bell, R.B. *Does intraoperative navigation restore orbital dimensions in traumatic and post-ablative defects?* J Craniomaxillofac Surg. 40 (2012) 142-8
42. Moss, J.D. and Muth, E.R. *Characteristics of head-mounted displays and their effects on simulator sickness.* Hum Factors. 53 (2011) 308-19
43. Nicolau, S., Soler, L., Mutter, D. and Marescaux, J. *Augmented reality in laparoscopic surgical oncology.* Surg Oncol. 20 (2011) 189-201
44. Park, Y.T., Kim, S.G. and Moon, S.Y. *Indirect compressive injury to the inferior alveolar nerve caused by dental implant placement.* J Oral Maxil Surg. 70 (2012) e258-9
45. Pedowitz, R.A., Esch, J. and Snyder, S. *Evaluation of a virtual reality simulator for arthroscopy skills development.* Arthroscopy. 18 (2002) E29
46. Prendergast, C.J., Ryder, B.A., Abodeely, A., Muratore, C.S., Crawford, G.P. and Luks, F.I. *Surgical performance with head-mounted displays in laparoscopic surgery.* J Laparoendosc Adv Surg Tech A. 19 Suppl 1 (2009) S237-40
47. Renton, T. *Prevention of iatrogenic inferior alveolar nerve injuries in relation to dental procedures.* SADJ. 65 (2010) 342-4, 346-8, 350-1

7. Literaturverzeichnis

48. Richter, E.-J. *Konstruktionsprinzipien von Implantaten aus prothetischer Sicht*. In: "Praxis der Zahnheilkunde, Implantologie", Koeck, B., Wagner, W. (Hrsg.), Urban & Fischer, München-Jena, 2004, 2. Auflage, 48-61
49. Rodriguez-Argueta, O.F., Figueiredo, R., Valmaseda-Castellon, E. and Gay-Escoda, C. *Postoperative complications in smoking patients treated with implants: a retrospective study*. J Oral Maxil Surg. 69 (2011) 2152-7
50. Rousian, M., Koning, A.H., van Oppenraaij, R.H., Hop, W.C., Verwoerd-Dikkeboom, C.M., van der Spek, P.J., Exalto, N. and Steegers, E.A. *An innovative virtual reality technique for automated human embryonic volume measurements*. Hum Reprod. 25 (2010) 2210-6
51. Ruppin, J., Popovic, A., Strauss, M., Spuntrup, E., Steiner, A. and Stoll, C. *Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems*. Clin Oral Implan Res. 19 (2008) 709-16
52. Saposnik, G., Teasell, R., Mamdani, M., Hall, J., McIlroy, W., Cheung, D., Thorpe, K.E., Cohen, L.G. and Bayley, M. *Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in stroke rehabilitation: a pilot randomized clinical trial and proof of principle*. Stroke. 41 (2010) 1477-84
53. Schmelzeisen, R., Gellrich, N.C., Schramm, A., Schon, R. and Otten, J.E. *Navigation-guided resection of temporomandibular joint ankylosis promotes safety in skull base surgery*. J Oral Maxil Surg. 60 (2002) 1275-83
54. Schneider, G.B. and Synan, W.J. *Use of a single implant to retain a mandibular complete overdenture on the compromised atrophic alveolar ridge: a case report*. Spec Care Dentist. 31 (2011) 138-42
55. Sedghizadeh, P.P., Chadha, G.K., Ahmadi, A. and Kumar, S.K. *Osseointegration of dental implants and osteonecrosis of the jaw in patients treated with bisphosphonate therapy: A systematic review*. J Oral Implantol. (2012)

7. Literaturverzeichnis

56. Sielhorst, T., Bichlmeier, C., Heining, S.M. and Navab, N. *Depth perception--a major issue in medical AR: evaluation study by twenty surgeons*. Med Image Comput Comput Assist Interv. 9 (2006) 364-72
57. Siessegger, M., Schneider, B.T., Mischkowski, R.A., Lazar, F., Krug, B., Klesper, B. and Zoller, J.E. *Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites*. J Cranio Maxill Surg. 29 (2001) 276-81
58. Spiekermann, H., Donath, K., Jovanovic, S., Richter, E. J. *Einführung*. In: "Farbatlanten der Zahnmedizin 10, Implantologie", Rateitschak, K. H., Wolf, F. H. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1994, 1-2
59. Spiekermann, H., Donath, K., Jovanovic, S., Richter, E. J. *Komplikationen*. In: "Farbatlanten der Zahnmedizin 10, Implantologie", Rateitschak, K. H., Wolf, F. H. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1994, 343-352
60. Spiekermann, H., Donath, K., Jovanovic, S., Richter, E. J. *Voraussetzungen*. In: "Farbatlanten der Zahnmedizin 10, Implantologie", Rateitschak, K. H., Wolf, F. H. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1994, 2-10
61. Stoker, G., van Waas, R. and Wismeijer, D. *Long-term outcomes of three types of implant-supported mandibular overdentures in smokers*. Clin Oral Implants Res. 23 (2012) 925-9
62. Strauss, G., Hofer, M., Korb, W., Trantakis, C., Winkler, D., Burgert, O., Schulz, T., Dietz, A., Meixensberger, J. and Koulechov, K. *[Accuracy and precision in the evaluation of computer assisted surgical systems. A definition]*. HNO. 54 (2006) 78-84
63. Traub, J., Stefan, P., Heining, S.M., Sielhorst, T., Riquarts, C., Euler, E. and Navab, N. *Hybrid navigation interface for orthopedic and trauma surgery*. Med Image Comput Comput Assist Interv. 9 (2006) 373-80
64. van Lindert, E.J., Grotenhuis, J.A. and Beems, T. *The use of a head-mounted display for visualization in neuroendoscopy*. Comput Aided Surg. 9 (2004) 251-6
65. Wagner, A., Wanschitz, F., Birkfellner, W., Zauza, K., Klug, C., Schicho, K., Kainberger, F., Czerny, C., Bergmann, H. and Ewers, R. *Computer-aided placement of endosseous*

7. Literaturverzeichnis

- oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy.* Clin Oral Implan Res. 14 (2003) 340-8
66. Wanschitz, F., Birkfellner, W., Figl, M., Patruta, S., Wagner, A., Watzinger, F., Yerit, K., Schicho, K., Hanel, R., Kainberger, F., Imhof, H., Bergmann, H. and Ewers, R. *Computer-enhanced stereoscopic vision in a head-mounted display for oral implant surgery.* Clin Oral Implan Res. 13 (2002) 610-6
67. Watzinger, F., Birkfellner, W., Wanschitz, F., Millesi, W., Schopper, C., Sinko, K., Huber, K., Bergmann, H. and Ewers, R. *Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: case report and presentation of a new method.* J Cranio Maxill Surg. 27 (1999) 77-81
68. Weibrich, G., Wagner, W. *Operatives Vorgehen.* In: "Praxis der Zahnheilkunde, Implantologie", Koeck, B., Wagner, W. (Hrsg.), Urban & Fischer, München-Jena, 2004, 2. Auflage, 99-157
69. Weichert, N., Wülker, M. *Grundlagen.* In: "Messtechnik und Messdatenerfassung", Weichert, N., Wülker, M. (Hrsg.), Oldenburg Wissenschaftsverlag GmbH, München, 2010, 2. Auflage, 9
70. Widmann, G., Stoffner, R., Schullian, P., Widmann, R., Keiler, M., Zangerl, A., Puelacher, W. and Bale, R.J. *Comparison of the accuracy of invasive and noninvasive registration methods for image-guided oral implant surgery.* Int J Oral Max Impl. 25 (2010) 491-8
71. Wood, B.J., Zhang, H., Durrani, A., Glossop, N., Ranjan, S., Lindisch, D., Levy, E., Banovac, F., Borgert, J., Krueger, S., Kruecker, J., Viswanathan, A. and Cleary, K. *Navigation with electromagnetic tracking for interventional radiology procedures: a feasibility study.* J Vasc Interv Radiol. 16 (2005) 493-505
72. Wurm, G., Ringler, H., Knogler, F. and Schnizer, M. *Evaluation of neuronavigation in lesional and non-lesional epilepsy surgery.* Comput Aided Surg. 8 (2003) 204-14
73. Xiaojun, C., Ming, Y., Yanping, L., Yiqun, W. and Chengtao, W. *Image guided oral implantology and its application in the placement of zygoma implants.* Comput Methods Programs Biomed. 93 (2009) 162-73

74. Yaniv, Z. *Rigid Registration*. In: "*Image-Guided Interventions, Technology and Applications*", Peters, T., Cleary, K. (Hrsg.), Springer Science+Business Media, LLC, New York, 2008, 159-192
75. Yudkowsky, R., Luciano, C., Banerjee, P., Schwartz, A., Alaraj, A., Lemole, G.M., Jr., Charbel, F., Smith, K., Rizzi, S., Byrne, R., Bendok, B. and Frim, D. *Practice on an Augmented Reality/Haptic Simulator and Library of Virtual Brains Improves Residents' Ability to Perform a Ventriculostomy*. *Simul Healthc*. 8 (2013) 25-31

Danksagung

An erster Stelle danke ich PD Dr. med. Dr. med. dent. Bettina Hohlweg-Majert für die Überlassung des Themas, für ihre stetige Unterstützung sowie für das enorme Vertrauen, das sie mir entgegenbrachte.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent. Herbert Deppe möchte ich für die fortwährende Unterstützung und beständige Inspiration des Projektes vielmals danken.

Herrn Prof. Dr. Nassir Navab danke ich für seine technische Unterstützung und für die Beauftragung von Herrn Stuart Holdstock, einem Mitarbeiter seines Lehrstuhls, das Projekt zu unterstützen.

Herrn Dr. med. Dr. med. dent. Steffen Müller danke ich für die ausgezeichnete Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung der gesamten Arbeit.

Herrn Dr. med. Jürgen den Hollander, aus der Abteilung für Neuroradiologie des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München, danke ich für seine Hilfe bei der Anfertigung der CT-Aufnahmen und die freundschaftliche Atmosphäre bei der bisweilen zeitintensiven Zusammenarbeit.

Herrn Stuart Holdstock bin ich für sein unermüdliches Engagement, seine technische Expertise, ohne die diese Studie nicht hätte durchgeführt werden können, und zahlreiche Stunden, die wir gemeinsam mit der Bewältigung der Raffinessen des Systems zugebracht haben, zu äußerstem Dank verpflichtet.

Besonderer Dank gilt allen Probanden in München, die durch ihre Teilnahme diese Studie erst möglich gemacht haben.

Meiner gesamten Familie, meinen Eltern im Besonderen und allen Freunden bin ich für die Unterstützung und das immer hohe Interesse, das sie für meine Arbeit an den Tag gelegt haben, sehr dankbar.