Zentrum für Forschung und Entwicklung
DANUBE PRIVATE UNIVERSITY



DANUBE PRIVATE UNIVERSITY
Fakultät Medizin/Zahnmedizin

Diplomarbeit

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

Machbarkeitsstudie zum Einsatz von Inertial Measurement Unit´s (IMU) im zahnmedizinischen Umfeld

Vorgelegt von: Dipl.-Ing. Marco Andreas Wilhelm-Rauter
Matrikelnummer: m00635007

Studiengruppe:	Studiengruppe 25, 12. Semester
Semester:	SS 2026
Vorgelegt am:	6. März 2026
Verteidigung am:	2. September 2026
technischer Betreuer:	Univ.-Prof. Dr. Christoph Kleber
medizinischer Betreuer:	Dr. med. dent. Maximilian Nothaft
Fachbereich:	Zahnmedizin, Forschung und Entwicklung
Satz & Druck:	LaTeX

Danksagung

Zu Beginn bedanke ich mich bei den Betreuern Dr.med.dent. Maximilian Nothaft für die Hilfestellung zu zahnmedizinischen Thematiken sowie für wertvolle wissenschaftliche Hinweise und Dipl.-Ing. Dr.techn. Christian Kleber für unzählige Besprechungen zu Fragestellungen technischer Natur. Für das ausgesprochene Vertrauen und das zur Verfügung gestellte Expertenwissen, die Praxiserfahrung und die gute Zusammenarbeit gilt jeweils spezieller Dank.

Besonders bedanken möchte ich mich bei meinem Kommilitonen Manuel Grabner, gemeinsam hatten wir die Idee über den Einsatz von Beschleunigungsmessern im zahnmedizinischen Umfeld. Auf diesem Nährboden entwickelten wir aus reinem Interesse einen Prototypen und verfassten unsere Diplomarbeiten, die sich fachlich ergänzen.

Viele Stunden wurde gemeinsam programmiert, gelötet, diskutiert und philosophiert. Eine Konstante egal zu welcher Uhrzeit, war hierbei der von Manuel perfekt zubereitete Kaffee aus seiner Siebträgermaschine.

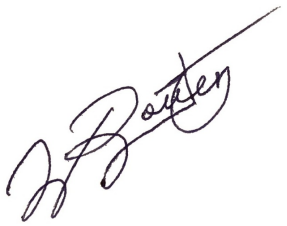
Hilfreich war uns besonders Thomas Hegedüs, Student der Studienrichtung Medical Engineering & Health an der FH Technikum Wien, der uns bei vielen Fragestellungen zur Entwicklung der Software zur Seite stand.

Bei der Firma BEGO und dessen Vertreter Christian Artner möchten wir uns ebenfalls bedanken, der uns kostenfrei Unmengen an Testimplantaten und Implantationstestmodelle für die Durchführung unserer Studie zur Verfügung stellte, sowie bei unserem Zahntechnikermeister Thomas Strobl aus St. Ruprecht an der Raab, der mir kostenfrei die notwendigen 3D Drucke und eine Scanbox zur Verfügung stellte.

Dank gilt den zahlreichen freiwilligen Teilnehmerinnen und Teilnehmern der Versuchsreihen, welche die Grundlage für die wissenschaftliche Auswertung geschaffen haben.

Der größte Dank gebührt meiner Gattin, Frau Dr.med.dent. Helena Wilhelm-Rauter, die mir liebevoll die Augen für die Zahnmedizin geöffnet hat und alle Lasten, die mein zweites Studium für eine Ehe mit sich bringt, auf sich genommen hat. Trotz hundertfachen Pendels zwischen Anger und Krems, der häufigen räumlichen Trennung, hat Sie mich während meines gesamten Studiums besucht, bekocht und nicht nur fachlich unterstützt. Sie war und Ist immer für mich da.

Marco Wilhelm-Rauter



Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Marco Andreas Wilhelm-Rauter, dass ich die vorliegende Arbeit mit dem Thema:

"Machbarkeitsstudie zum Einsatz von Inertial Measurement Unit´s (IMU) im zahnmedizinischen Umfeld"

ohne fremde Hilfe selbstständig verfasst habe, nur die angegebenen Quellen verwendet wurden und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfsmittel bedient habe.

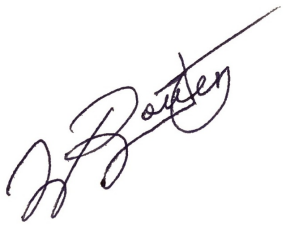
Es wird angemerkt, dass zusätzlich zur vorliegenden Arbeit eine weitere Arbeit [1] mit dem selben Themengebiet durch meinen Kommilitonen Manuel Grabner erstellt wurde, welche sich jedoch eigenständig mit der Bearbeitung anderer Teilgebiete bzw. Fragestellungen befasst. Dies wird hier angeführt um jeglichen Interessenkonflikt auszuschließen. Diese Anmerkung erfolgt in beiden Arbeiten.

Die jeweiligen Diplomarbeiten sind fachlich als auch formal eigenständig, ergänzen sich jedoch in der Verwendung des gemeinsamen Prototypen und der Versuchsdurchführung. Um Synergien in der aufwendigen Studiendurchführung mit den Probanden zu nutzen sowie das umfangreiche Themengebiet auf zwei Diplomarbeiten aufzuteilen. Es wird dem potentiellen Leser empfohlen sich die andere Diplomarbeit ebenfalls zu Gemüte zu führen.

Affidavit

I declare, that i wrote this report and performed the assosciated research myself, using only literature cited in this volume.

Due to the complexity of this topic, an additional thesis [1] was published by a colleague. If interested in this topic, please also read the additional thesis, which works on the same topic but treats other hypotheses and questions.



.....

Dipl.-Ing. Marco Andreas Wilhelm-Rauter Krems, 06. März 2026

Kurzfassung

Als Hilfsmittel in der klinischen Zahnmedizin wurde mithilfe eines kombinierten Beschleunigungs- und Magnetfeldsensor, welcher am Winkelstück des Bohrers befestigt wurde, versucht, dem Behandler ein Messgerät zur Winkelabweichung zur Verfügung zu stellen.

Hierfür wurde ein Prototyp konstruiert und angefertigt, sowie eine grafische Benutzeroberfläche erstellt. Um den Einfluss des Messgeräts auf die Genauigkeit zu bewerten, wurde eine Versuchsreihe an einem Implatationsmodell entwickelt, die mit erfahrenen Zahnärzten sowie Zahnmedizinstudenten als Probanden durchgeführt und ausgewertet wurde.

Abstract

As an aid in clinical dentistry, an attempt was made to provide the practitioner with a device for measuring angular deviation by using a combined acceleration/magnetic field sensor attached to the handpiece of the dental drill.

For this purpose, a prototype and a functional computer program were developed. To evaluate the influence on accuracy, a series of experiments was designed and carried out with experienced dentists as well as dental students.

Gender-Disclaimer/Hinweis

Zur besseren Lesbarkeit wird in dieser Arbeit das generische Maskulinum verwendet. Die in dieser Arbeit verwendeten Personenbezeichnungen beziehen sich auf alle Geschlechter.

Nomenklatur

Lateinische Begriffe und Abkürzungen

Anmerkung:
Die vorliegende Arbeit schneidet medizinische- sowie Ingenieurs wissenschaftliche Fachgebiete an, um dem Leser möglicherweise unbekannte verwendete fachspezifische Termini zu erläutern, wird wie folgt angeführt. Begriffserklärungen in dieser Arbeit werden mittels Fußnoten deutlich gemacht.

Latein	Kürzel	Deutsch
sagittal	sag.	in Pfeilrichtung
transversal	trans.	querverlaufend
kranial		kopfwärts gelgegn
kaudal		zum Körperende hin gelegen
Spongiosa		Knochen schwammartig
Kortikalis		kompakte äußere Knochenrinde
Mandibula	Mand.	Unterkiefer
Maxilla	Max.	Oberkiefer
Sinus	sin.	Hohlraum (Kieferhöhle)
Processus	Proc.	Vorsprung, Fortsatz
Radix	Rad.	Wurzel, Ursprung
Ramus	R.	Ast, Zweig
Arteria	A.	Arterie
Vena	V.	Vene
Nervus	N.	Nerv

Anmerkung:
Wenn mehrere Muskeln, Venen, Lymphknoten etc. gemeint sind, wird der letzte Buchstabe der Abkürzung verdoppelt: Mm. sind also „mehrere Muskeln“, Vv. bedeutet „mehrere Venen“, Lnn. „mehrere Lymphknoten“.

Indices

Abkürzung	Bedeutung
Δ	Differenz
ges.	gesamt
rms.	root mean square, quadratisches Mittel oder Effektivwert
sag.	sagittal
trans.	transversal
long.	longitutinal

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung: 1
- 1.1 Motivation-Prototyp . . . 4
- 1.2 Einsatzgrenzen . . . 9
- 1.3 Arbeitsteilung und Repository . . . 11
- 1.4 Zahnmedizinische Anwendungsmöglichkeiten . . . 12
- 1.5 Forschungsaufgabe . . . 19
- 1.6 Methodik . . . 27

2 Vorarbeiten: 31
- 2.1 Konstruktion des Prototypen . . . 31
- 2.2 Elektronik des Prototypen . . . 35
- 2.3 Ermittlung der Bohrerachsen am Scanmodell . . . 36

3 Studiendurchführung: 38
- 3.1 Definitionen der Raumrichtungen . . . 39
- 3.2 Durchführung Implantationstest . . . 41
- 3.3 Testschema Implantationstest . . . 45
- 3.4 Bewertungsmethode Implantationsqualität . . . 46

4 Ergebnisse Implantationstest: 47
- 4.1 Einzelauswertungen Implantationstest . . . 47
- 4.2 Gesamtauswertung Implantationstest . . . 52
  - 4.2.1 Auswertung Implantationsqualität/Fenestration . . . 53
  - 4.2.2 Auswertung Abweichungen Implantationstest . . . 56
  - 4.2.3 Messgenauigkeit Referenz zu Referenz . . . 64

5 Diskussion: 68
- 5.1 Verbesserungspotentiale Prototyp . . . 68
- 5.2 Erfahrungspotentiale Studiendurchführung . . . 70
- 5.3 Ergebnisse . . . 71
- 5.4 Ergebnisstabellen . . . 73
  - 5.4.1 Angulationen . . . 75
  - 5.4.2 Fenestrationen . . . 76

1 Einleitung:

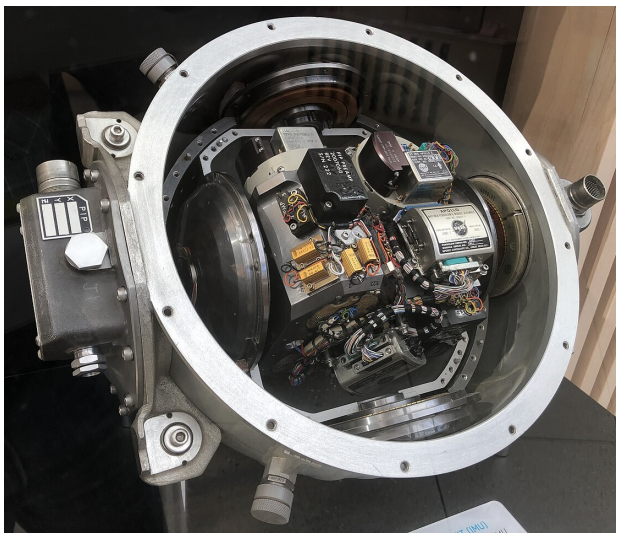
Die Miniaturisierung in der Halbleitertechnik hat in den vergangenen Jahrzehnten Sensoren zur Lage- und Winkelbestimmung kleiner, kostengünstiger und als Massenware verfügbar gemacht. Heute finden sie sich unbewusst in Mobiltelefonen, Gamingcontrollern, VR-Brillen oder elektrischen Zahnbürsten und unterstützen uns im Alltag. Vor dieser Miniaturisierung war die präzise Messung translatorischer und rotatorischer Beschleunigungen sowie des Gravitationsvektors ausschließlich der Luft- und Raumfahrt im Rahmen der Trägheitsnavigation vorbehalten.

Die Bezeichnung Trägheitsnavigationssystem ins Englische übersetzt und abgekürzt INS[1], beschreibt mindesten drei Beschleunigungssensoren sowie drei Drehratensensoren in den Hauptachsen xyz. Dies entspricht 6 Freiheitsgraden im Raum. Die Kenntnis dieser 6 Größen erlaubt es, die Lage im Raum zu berechnen. Abbildung 1.1 zeigt ein rein mechanisch kardanisch aufgehängtes System welches im Apollo Programm zum Einsatz kam und ein Sytemgewicht von etwa 45 kg auf die Waage brachte [2]. Sowie eine Darstellung der entsprechenden Freiheitsgrade um die Raumachsen.

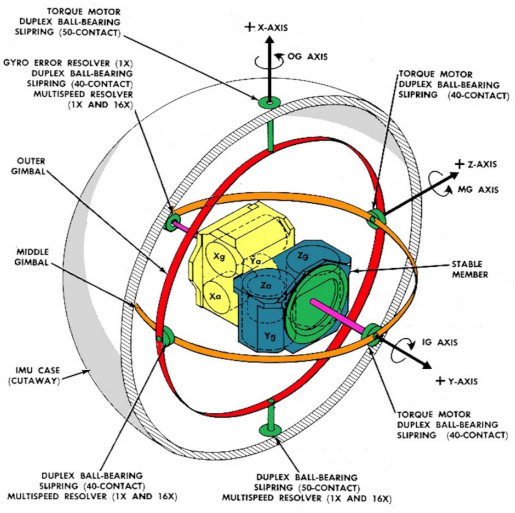
Historisch bezeichnete der Begriff IMU[2] den mechanischen Kern aus kardanisch aufgehängten Gyroskopen und Beschleunigungsmessern.

Abbildung 1.1: INS und Freiheitsgrade

(a) Apollo IMU



(b) Freiheitsgrade



Quellen: (a) [3], (b) [4]

[1] Inertial Navigation System
[2] Inertial Measurement Unit

Die zugrunde liegende Technologie ermöglichte sichere Flugreisen bei Nacht und Schlechtwetter sowie, die Möglichkeit, für wenige Auserwählte den Erdtrabanten zu besuchen und sicher zurückzukehren.

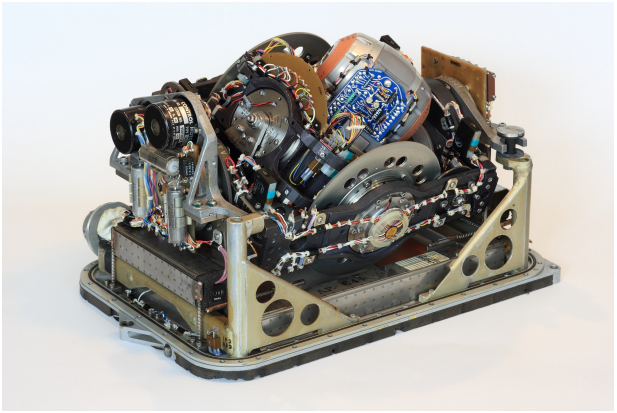
Mit der Weiterentwicklung hochintegrierter IMUs wurden zusätzliche Sensoren wie Magnetometer zur Messung des Gravitationsfeldes oder Barometer zur Bestimmung der Dichtehöhe integriert. Die Messwerte werden über mathematische Modelle, z.B. Kalman-Filter, hinsichtlich Plausibilität, Genauigkeit und Rauschen verarbeitet und in digitale Protokolle überführt. Die Kopplung mit globalen Navigationssatellitensystemen (GNSS) ermöglicht bei freier Sicht, eine hochpräzise dynamische Positionsbestimmung im einstelligen Meter-Bereich.

Das Ätzen von Mikrostrukturen in Halbleitern führte zu einem sprunghaften Anstieg der Rechenleistung, wodurch die Verarbeitung hoher Sensor-Datenraten möglich wurde. Der entscheidende Miniaturisierungsschritt beruht jedoch nicht auf der Beweglichkeit von Elektronen in Transistoren, sondern auf der Mobilität von Teilen der Siliziumstruktur selbst. Selektives Ätzen beweglicher Strukturen erlaubt es, elektromagnetische Felder zur gezielten Bewegung mikroskopischer Strukturen einzusetzen oder physikalische Veränderungen auf kleinstem Maßstab zu messen.

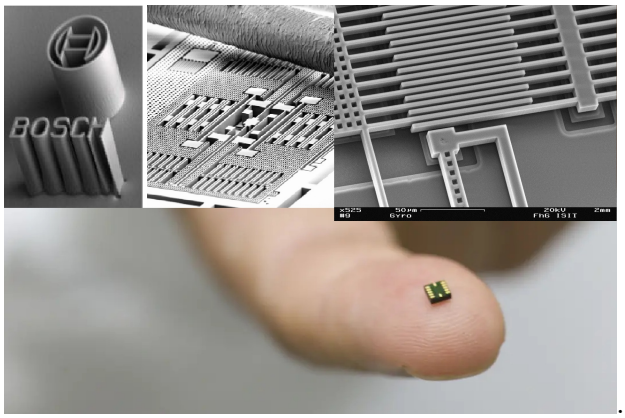
Abbildung 1.2 veranschaulicht das Gyroskop eines Trägheitsnavigationssystems im Vergleich zu einem MEMS[3]-Chip und verdeutlicht die unterschiedlichen Größenordnungen.

Abbildung 1.2: Größenordnungen Vergleich Gyroskop und MEMS

(a) Trägheitsnavigationsystem



(b) MEMS IMU Chip



Quellen: (a) [5], (b) [6]

Rechenmodelle und Filter ermöglichen heute die Verknüpfung digitaler Messgrößen mit gewichteter Vertrauensbewertung. Die Genauigkeit lässt sich durch die Kombination redundanter Sensorwerte, ein Verfahren, das als Sensorfusion bezeichnet wird, weiter erhöhen.

Der Russland-Ukraine Krieg mit Beginn 2022 (der Konflikt ist bei Abgabe der Arbeit, im März 2026 noch aktuell) ist der erste geopolitische Konflikt, bei dem in großen Maßstab Drohnen zum Einsatz kamen. Aerodynamisch instabile Drohnensysteme sind nur aufgrund

[3]Micro-Electro-Mechanical-Systems

der einleitend beschriebenen Entwicklungen technisch überhaupt steuerbar, sowie günstig herstellbar. Selbige Technologie jedoch regelt die Freigabe zur Auslösung der Airbags in unseren Autos und kann somit, im Gegensatz zur militärischen Nutzung, leben retten. Die grundlegende Frage der vorliegenden Arbeit ist das Erschließen von Anwendungsfeldern, die dem Menschen direkten Nutzen bringen.

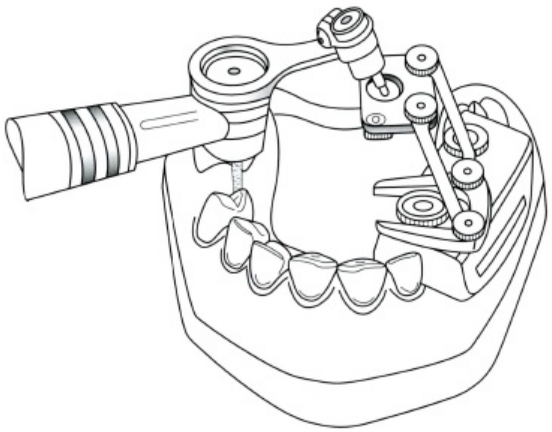
1.1 Motivation-Prototyp

Während der eigenen zahnmedizineschen Ausbildung wurde im Phantomsaal an der Universität, bevor die klinische Ausbildung am Patienten begonnen wird, die Erfahrung gemacht, wie unterschiedlich Einschubachsen an Präparationen interpretiert werden können. Historisch stellten sich frühere Generationen bereits dieser Problematik und es wurden mechanische intraorale Parallelometer in den 60er Jahren des letzten Jahrhunderts entwickelt. [7] [8]

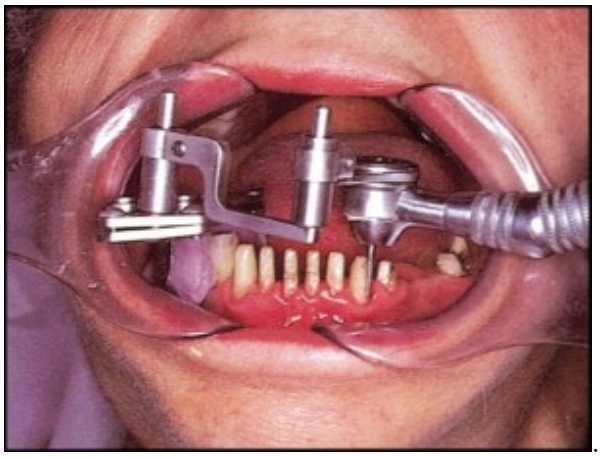
Abbildung 1.3 veranschaulicht ein mechanisches intraorales Parallelometer, das rein mechanisch gesehen bei fester Lagerung an der Restbezahnung, qualitativ der rein händischen Führung überlegen sein dürfte. Wie angenehm der fordernde Platzbedarf für den Patienten sein mag bleibt fraglich. Diese Apparaturen scheinen nur mehr eine Randerscheinung zu sein und sind am Markt nicht mehr erhältlich.

Abbildung 1.3: mechanische Parallelisierungsvorrichtung

(a) Skizze



(b) Intraorale Darstellung



Quellen:(a) [9], (b) [10]

Es wird die Hypothese gestellt, dass ein virtuelles Parallelometer, mithilfe einer MEMS-IMU, auf ein zahärztliches Winkelstück montiert, dem Behandler helfen kann, Winkelabweichungen zu reduzieren.

Als Folge könnten iatrogene Fehler am Patienten minimiert werden oder in der Ausbildung den Studierenden entsprechend wichtige Geometrieparameter näher gebracht werden, wie z.B.: parallele Achsen für Kronen oder Brückenpräparationen oder die Einhaltung von Implantatachsen zu entsprechenden Planungsvorgaben. Einsatzmöglichkeiten sind in der Ausbildung am Phantomkopf als auch klinisch am Patienten denkbar, wobei eine klinische Anwendung mit Patientenkontakt entsprechend hohe Anforderungen entsprechend des Medizinproduktegesetz stellt.

Ein Angulationsmessgerät an eine Zahnärztliche Sonde oder Winkelstück montiert, ähnlich eines Hangneigungsmessgerätes wäre bereits die einfache Umsetzung dieses Gedankens.

Abbildung 1.4 zeigt ein einfaches Messgerät (PIEPS, Lebring, Österreich) zur Abschätzung der Hangneigung für den Skitourensport, welche die Einschätzung der Lawinengefahr erleichtern sollte. Sinn Ähnliches könnte am Winkelstück angebracht werden, wobei die Bewegung des Kiefers entsprechend auch in Betracht zu ziehen ist und im Vergleich zur Bergwelt als mobil anzusehen ist.

Abbildung 1.4: Hangneigungsmessgerät der Firma PIEPS®

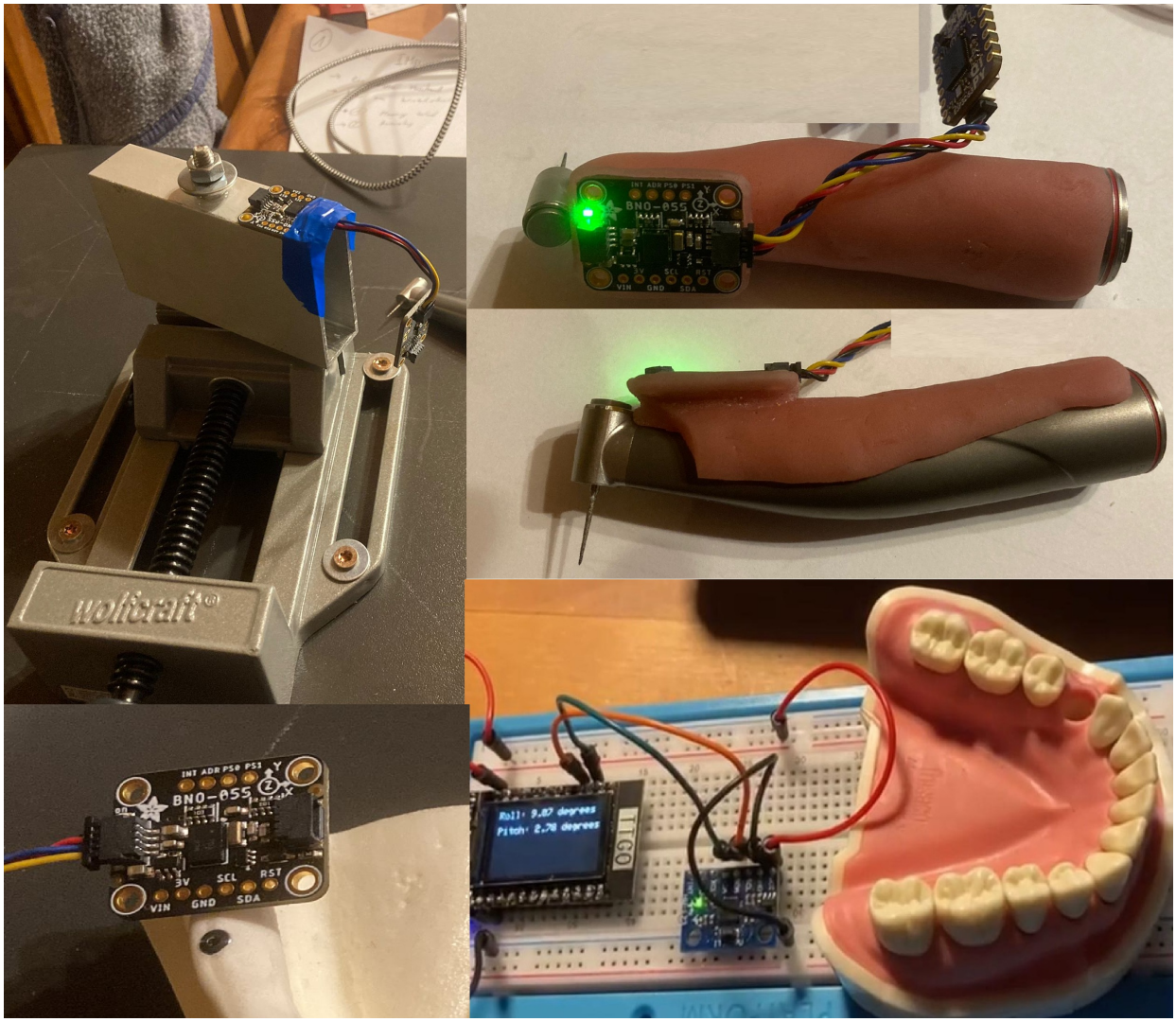


Quelle: [11]

Gemeinsam mit meinem Studienkollegen Manuel Grabner (Studiengruppe G25) wurde hierzu debattiert und nach einer technischen Lösungsmöglichkeit zur Sichtbarmachung der Achslagen bzw. Konvergenzwinkel gesucht, um die Variabilität des Faktors Mensch durch ein reproduzierbares Hilfsmittel zu minimieren. Innerhalb einer Woche wurden entsprechende Bauteile bestellt und der erste Prototyp im Phantomsaal getestet.

Abbildung 1.5 zeigt den ersten, mit meinem Studienkollegen gemeinsam entwickelten, Prototypen zur Verwendung einer IMU am Winkelstück, welches mit einfachen lichthärtenden Prothesenplatten an das Winkelstück angepasst wurde, zusätzlich wurde auch ein einfacher Teststand mit Drehachse konstruiert um Sensor-offsets, Rauschen bzw. Abweichungserscheinungen über die Zeit oder fremde Magnetfelder testen zu können. Deutlich zu erkennen sind auch die elektronischen Systemkomponenten welche auf der ARDUINO[4] Plattform basieren. Zu erkennen ist der IMU Sensor BN055[5] von Bosch sowie das LCD-Display, das die Abweichungen zum Gravitationsvektors als Angulationswerte dargestellt.

Abbildung 1.5: Erster Prototyp zur Bestätigung der Hypothese



Quelle: [eigene Fotografie/Collage in Zusammenarbeit mit Projektpartner [1]]

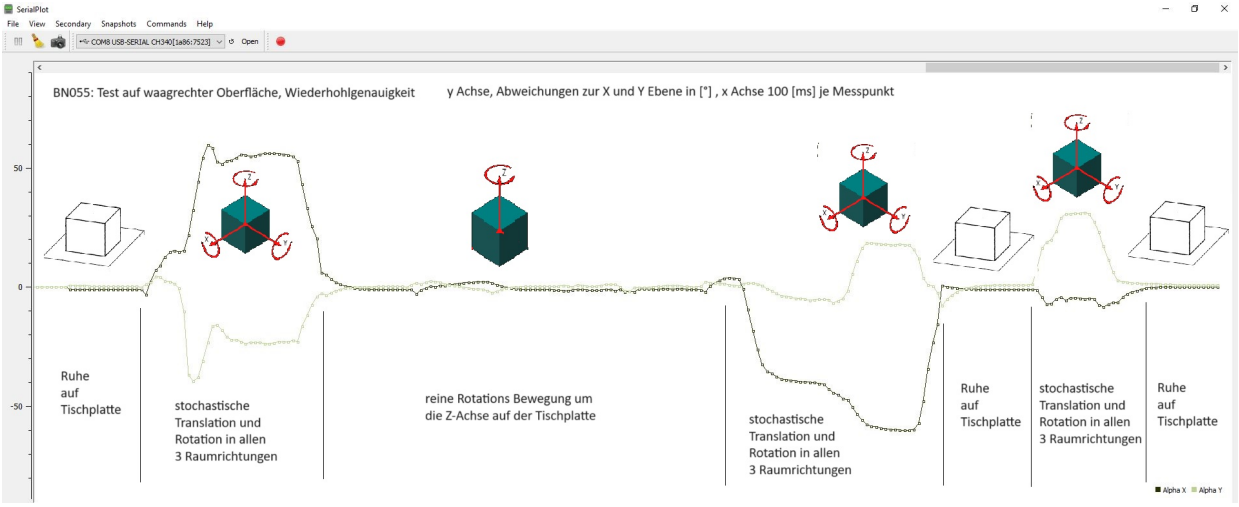
Dieser erste rudimentäre Prototyp zeigte, dass das Projekt durchaus umsetzbar ist. Für

[4]Mikrocontroller-Entwicklungsumgebung ARDUINO®
[5]Datenblatt Bosch BN055 [12]

weitere bzw. genauere Aussagen zu Verwendbarkeit durch Studenten oder Ärzte sowie zur Abstraktion noch unbekannter Probleme ist ein Prototyp mit graphischer Oberfläche zu entwickeln sowie eine Testreihe zur Generierung von Vergleichsdaten zu entwickeln und durchzuführen, dies ist das Ziel der vorliegenden Arbeit.

Abbildung 1.6 zeigt rudimentär den zeitlichen Verlauf der Winkelmesswerte in der XY Ebene (Tischplatte), nach zufälliger Bewegung im Raum bzw. einer Drehung auf der Tischplatte im Vergleich zur Ruheposition. Aufnahme der Messwerte des IMU Sensors mittels eines Plotters der seriellen Schnittelle.

Abbildung 1.6: Serialplot des Protoypen, einfacher Versuchsaufbau



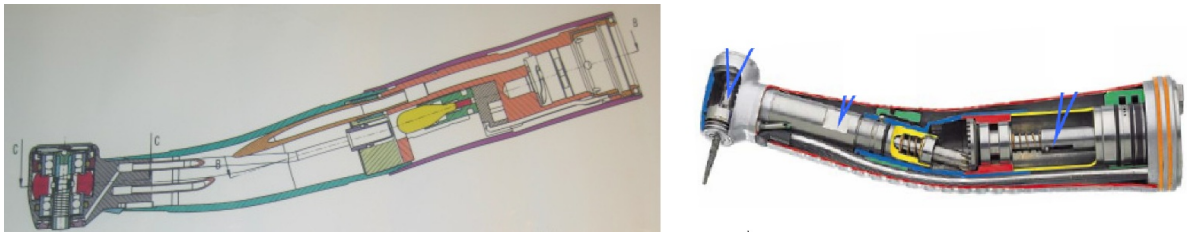
Quelle: [eigenes Bildmaterial]

Dieser einfache Test der Messdaten der IMU zeigt eine erste Abschätzung für Dynamik, Drift, Stabilität und Wiederholgenauigkeit und rechtfertigt dieses Thema weiter zu bearbeiten.

Vorgreifend kann an dieser Stelle angemerkt werden, dass sich die reinen Komponentenkosten des Prototypen auf unter 60 € beschränkt haben. Es fragt sich, ob eine zukünftige serienmäßige Integration in einem Winkelstück denkbar wäre.

Abbildung 4.17 zeigt die Schnittzeichnung und das Modell eines hochintegrierten Winkelstücks mit Spraykühlung und LED.

Abbildung 1.7: Schnittbild und Zeichnung eines zahnärztlichen Winkelstückes



Quelle: [13]

Trotz hoher Integration scheint es nicht unmöglich, MEMS-Sensoren und die entsprechende Kontaktierung in der Winkelstückgeometrie unterzubringen.

In diesem Stadion wurden bereits folgende Problemfelder erkannt, welche die Machbarkeit sowie die Realisierung und Testung eines rein auf Beschleunigungsmessung basierenden Systems einschränken könnten:

- Einfluss von Magnetfeldern, Magnete zur Befestigung des Modellkiefers im Phantomkopf (Abhilfe: Verwendung verschraubter Varianten).
- Einfluss von Magnetfeldern durch den Neodym-Permanentmagneten des BLDC[6] Motors bzw. Bürstenfeuer bei konventionellen Bürstenmotoren.
- Einhaltung notwendiger Abstände zu solchen Störfeldern.
- Abweichungen der realen Bohrerachse zum Sensor (Abhilfe: entsprechende Konstruktion des Prototypen bzw. Kalibration und Matrizentransformation in der Software ist umzusetzen).
- Unterschiedliche Genauigkeiten in den Raumrichtungen des Beschleunigungssensor bzw. Gravitationsvektors trotz hinterlegter Kalman Filterung.
- Einfluss von Vibrationen unter Motorlauf auf das Messergebnis.
- Funktion nur unter fixiertem Kiefer gegeben, bei beweglichem Kiefer ist ein weiterer Lagesensor notwendig.
- nur die Messung der Angulationen möglich, keine Messung der Position.
- Graphische Bedienoberfläche am PC steht in Konkurrenz mit dem Blickfeld im Behandlungsgebiet (Abhilfe: Abstraktion intuitiver Anzeigemöglichkeiten).
- Akzeptanz von Studenten und Ärzten im Umgang mit einem unbekannten System (Abhilfe: Trainingsphase).
- Eingabe von Winkeln in entsprechenden Ebenen und Umgang mit graphischer Oberfläche bedingen eine Gewöhnung bzw. Übungsphase (Abhilfe: Assistenz zur Systembedienung bei Studiendurchführung).
- Repräsentative Gruppengröße und Kohorte zur Durchführung einer Studie Studiendesigns und Auswertung.
- Parameter zur Auswertung der Studie.

[6] Brushless Direct Current

1.2 Einsatzgrenzen

Trotz Abtastraten der Beschleunigungswerte jenseits der 100 Hz und Berechnungen im MHz Bereich darf man nicht der Hypothese bzw. dem Laplaceschen Dämon erliegen, rein über Integration der Beschleunigungen die Position zusätzlich zum Gravitationvektor berechnen zu können. Die Summierung von Sensorrauschen und Sensordrift sowie Methodik zur Berechnung des mathematischen Doppelintegrals in einem binären Informationsverarbeitungssystem, lässt den entsprechenden Positionsfehler sehr schnell (in wenigen Sekunden) davonlaufen [14]. Wie folgende Gleichung veranschaulicht:

$$s(T) = \int_0^T \int_0^t a(t')\, dt'\, dt + v_0 * T + s_0 \tag{1.1}$$

Mathematisch ist dies formal richtig aber praktisch mit MEMS-Senosren jedoch nicht umsetzbar, ein Beispiel aus dem Alltag hierfür ist die Einfahrt mit dem Auto in ein Tunnelsystem. Bereits kurz nach Verlust des GPS Signals, und Versuch der Software über Integration des Beschleunigungsmessers passt die Position schnell nicht mehr mit der Realität zusammen. Meistens wird je nach Hersteller mit einer Schnittgeschwindigkeit die Position approximiert.

Mittels höchstgenauer Laserkreisel (geringer Drift, sowie Rauschen) welche die Phasenverschiebung des Lichtes in auf-gespulten Kilometer langen Glasfasern erfassen und somit die Winkelgeschwindigkeit in allen Raumrichtungen berechnen können, lässt sich dieser Zeitraum auf mehrere Minuten verlängern, diese sind jedoch nicht miniaturisierbar, wiegen mehrere Kilogramm und sind der Militärtechnik wortwörtlich in einer ICBM[7] bzw. der Messtechnik im Berg und Tunnelbau vorbehalten und unterliegen entsprechender Exportregularien.

Messtechnisch ist die doppelte Integration der linearen Beschleunigungsgrößen (3 tranlatorische DOF[8]) als kritisch zu betrachten um eine exakte Positionsbestimmung durchzuführen, je nach Betrag der Störgrößen, des Rauschens und Driftes ist bei den XYZ-Koordinaten ein zeitlich schnelles Weglaufen einer Absolutposition zu erwarten, welche nicht ohne weitere Messprinzipien zur Positionsbestimmung verwendbar sein werden.

Die Angulation zum Gravitationsvektor jedoch, welche einerseits durch die genauere Bestimmung der Drehbeschleunigung (3 rotatorischehe DOF), welche sich aufgrund der Phasenverschiebung in der Messung der Corioliskraft ergibt, ist messtechnisch um Größenordnungen genauer, als die Messung der linearen Beschleunigung. Gepaart mit Filtermodellen welche die Ergebnisse der Magnetometer Orientierung (weitere 3 rotatorische DOF) mit Sensor Fusion Modellen vereint, lässt die Vermutung zu, dass sich ein deutlich längerer Zeitraum für Winkelmessungen nach einer Nullpunkt- oder Absolutkalibration ergibt.

Spielkonsolen oder VR Brillen arbeiten mit Beschleunigungssensoren in den Eingabegeräten, berechnen die relative Position jedoch über Infrarottargets bzw. Bilderkennung um die aktuelle Position festzustellen. Dies ist ein eleganter Weg dieses Problem zu lösen, eine hohe

[7] Intercontinental Ballistic Missile, auch als Minuteman passend zur Thematik bezeichnet
[8] Degrees of Freedom, Freiheitsgrade

Dynamik über Beschleunigungssensoren und entsprechende Angulationserfassung sowie eine akzeptable Positionierungsgenauigkeit zur VR Brille zu erzielen.

Es wird folglich die Festlegung getroffen, dass nur Angulationen in dieser Arbeit betrachtet werden.

Es ist abschätzbar, dass das entstehende Magnetfeld des Elektromotors am Winkelstück die Messung während des Motorlaufs stört, hierfür könnte eine Diracfunktion, welche mit einem an dem Motorpedal angebrachten Schalter verknüpft ist, während des Betriebes des Elektromotors des Winkelstückes, die Gewichtung des Magnetmeters entfernen. Dieser Cut-Off würde den Einfluss für den kurzen Zeitraum des Motorbetriebs, möglicher Störungen und entsprechender Fehlmessungen des Systems verhindern. Oder das System wird nur als Messgerät auserhalb des Motorlaufes verwendet.

Eine Kopplung von zwei IMU's (beweglicher Kiefer und bewegliches Werkzeug) würde die Realität darstellen, stellt bezüglich der Fehlerfortpflanzung, Elektronik, Schnittstellen, Programmierung wesentlich höhere Anforderungen an einen auszuarbeitenden Prototypen dar.

Es wird folglich die Festlegung getroffen, dass nur an einem fixierten Phantomkopf gearbeitet werden kann. Bei Verrutschen oder Bewegung des Kopfes muss eine neue Kalibrierung durchgeführt werden.

1.3 Arbeitsteilung und Repository

Die Summe dieser Fragestellungen würde den Umfang einer Diplomarbeit wortwörtlich sprengen, deshalb wurde die Thematik und weitere Bearbeitung des Themas auf zwei Diplomarbeiten aufgeteilt, um Fragen zu Entwicklung und Einsatz des Prototypen sinnvoll aufzuteilen.

Die Diplomarbeit meines Kollegen [1] behandelt folgende Teilbereiche:

- Literaturteil zu Gyroskopen und IMU´s sowie am Markt erhältlicher Navigationssysteme.
- Beschreibung der verwendeten elektronischen Komponenten, Schaltungsaufbau und Logik.
- Beschreibung von Eulerwinkel und der in diesem Projekt verwendeten Quaternionen.
- Programmierung der Software des Prototypen.
- Beschreibung des Testkörpers zur Abschätzung der erreichbaren Auswertungsgenauigkeit.
- Einsatz des Prototypen an einem Parallelitätstestmodell.
- Studiendesign und Testdurchführung mit erfahrenen Ärzten und unerfahrenen Studenten an dem Parallelitätstestmodell.
- Auswertung der Daten des Parallelitätstests.

Der in der Einführung beschriebene Prototyp wurde gänzlich in Zusammenarbeit mit Manuel Grabner [1] entwickelt. Dafür wurde zum Teil bei der Software und Elektronik auf bestehende Open Source Repositorys zurückgegriffen. Um auch anderen Entwicklern oder Interessierten die Möglichkeit zu geben auf unserer Arbeit, aufzubauen veröffentlichen wir unsere entwickelten Programmzeilen, Bauteilzeichnungen bzw. druckbaren 3D Modelle auf folgendem GitHuB Link.

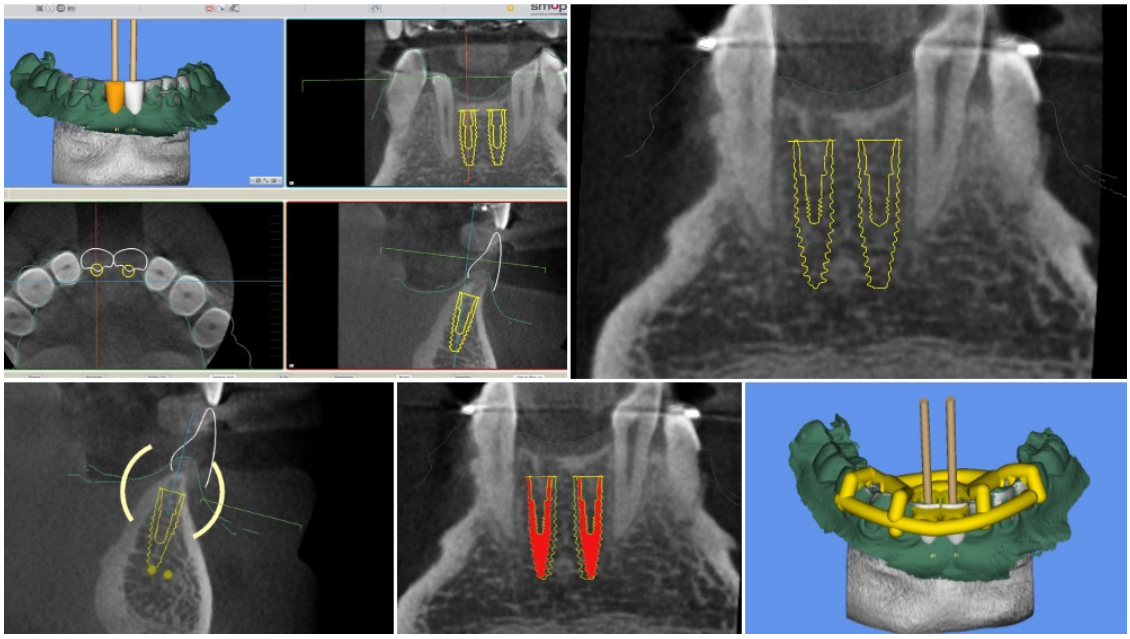
https://github.com/Manitiminski/IMU-Dentaldrill_Navigation

1.4 Zahnmedizinische Anwendungsmöglichkeiten

In der Zahnmedizin hat die Digitalisierung Einzug gehalten. Die Verfügbarkeit von 3D-Scannern, Intraoralscannern und der DVT[9] bildet die Grundlage für CAD-Modelle nahe an der individuellen Patientenanatomie [15], die dem Zahnarzt zur Beurteilung und Planung von Eingriffen sowie dem Zahntechniker zur Herstellung dentaler Werkstücke (z. B. Kronen, Brücken oder Prothesen) zur Verfügung stehen.

Abbildung 1.8 zeigt eine Implantatplanung auf Basis von DVT- und Scannerdaten, bei der optimale Abstände zu benachbarten Strukturen, Mindestdicken der verbleibenden Knochenlamellen sowie die gewählten Implantatlängen berücksichtigt werden. Die Abbildung stellt eine Collage aus verschiedenen Ansichten und Schnittbildern dar.

Abbildung 1.8: Darstellungen einer Implantatplanung



Quelle: [16]

Die Winkelstückführung im *Cavum oris* des Patienten lag bislang ausschließlich im persönlichen Ermessen des behandelnden Arztes, wodurch Abweichungen von der geplanten Situation entstehen können. Diese Abweichungen stellen eine statistisch interessante Größe dar.

Ausnahmen bilden sogenannte navigierte bzw. geführte Eingriffe. Hierzu zählen Behandlungen, die unter Röntgenkontrolle (Dauerdurchleuchtung) durchgeführt werden, oder Verfahren, bei denen Hilfsschablonen zum Einsatz kommen.

Surgical-Guided-Systems werden bereits in vielen medizinischen Bereichen eingesetzt. Diese Systeme sind jedoch sehr kostenintensiv, technisch anspruchsvoll und daher im niederge-

[9] Digitale Volumentomographie

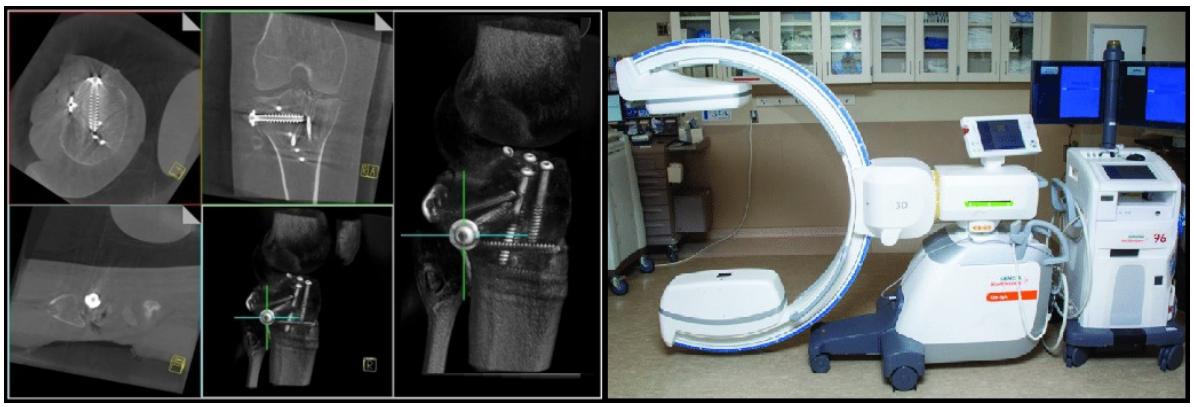
lassenen Bereich sowie in der Ausbildung nur selten anzutreffen, entsprechend kann die Terminologie welche die Funktionsweise der Systeme beschreibt durchaus komplex sein und wird in der Arbeit von Garcia et al. [17] beschrieben.

Alle derzeit am Markt erhältlichen Systeme verwenden stereoskopische Kamerasysteme und imitieren das menschliche Sehen. Über Hell/Dunkel Targets die am Winkelstück angebracht werden, wird Position und Angulation berechne. Diese Systeme sind ausreichend genau [18], haben jedoch die Einschränkung, immer eine direkte Sichtverbindung zum Target zu benötigen.

Da sich zwischen dem Patienten, den Kameras und dem OP-Feld auch der behandelnde Arzt, das Assistenzteam sowie Instrumente wie Wangenhalter oder Sauger befinden, kann es bei Positionsänderungen zu Unterbrechungen der Navigation kommen. In solchen Fällen ist es besonders relevant, die Messwerte der Angulation auch nach Fixierung der Bohrposition weiterhin darzustellen oder über eine gewichtete Konfidenz zu verifizieren [19]. Neben der optischen Bilderkennung und LiDAR[10] eignen sich prinzipiell auch weitere physikalische Messprinzipien, wie die Erfassung von Magnetfeldänderungen mittels Hallsensoren [20] [21] oder die zeitliche Integration von Beschleunigungswerten.

Abbildung 1.9 zeigt ein Intraoperative OP-Röntgensysteme, wie das Cios-Spin- 3D® (Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland), solche Systeme stellen das Gegenstück zur Freihandnavigation dar [22]. Laut telefonischer Anfrage vom 13.10.2025 bei Siemens beträgt der Richtpreis etwa 350.000€. Solche Geräte werden, neben den Anforderungen an den Strahlenschutz, ausschließlich in spezialisierten OP-Räumen eingesetzt.

Abbildung 1.9: Mobiles OP-DVT, C-Bogen mit Aufnahmen einer verschraubten Tibia



Quelle: [23]

Die Vereinigung von Gewebeoberflächendaten mit DVT Daten in Echtzeit sowie der Verbindung moderner CAS-Systeme [11] im Speziellen für Anwendungen in der MKG [12] stellen fächerübergreifend medizinisch sowie technisch ein bemerkenswertes Forschungsgebiet dar. [24]

[10] LiDAR (Light Detection and Ranging)
[11] Computer Aided Surgery
[12] Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

Abbildung 1.10 zeigt die Knochenstrukturdaten über Weichgewebspredilektion, ein auf Matrizenmathematik basierendes System, entwickelt am Zuse-Institut für Informationstechnologie Berlin.

Abbildung 1.10: Weichgewebspredilektion in der MKG



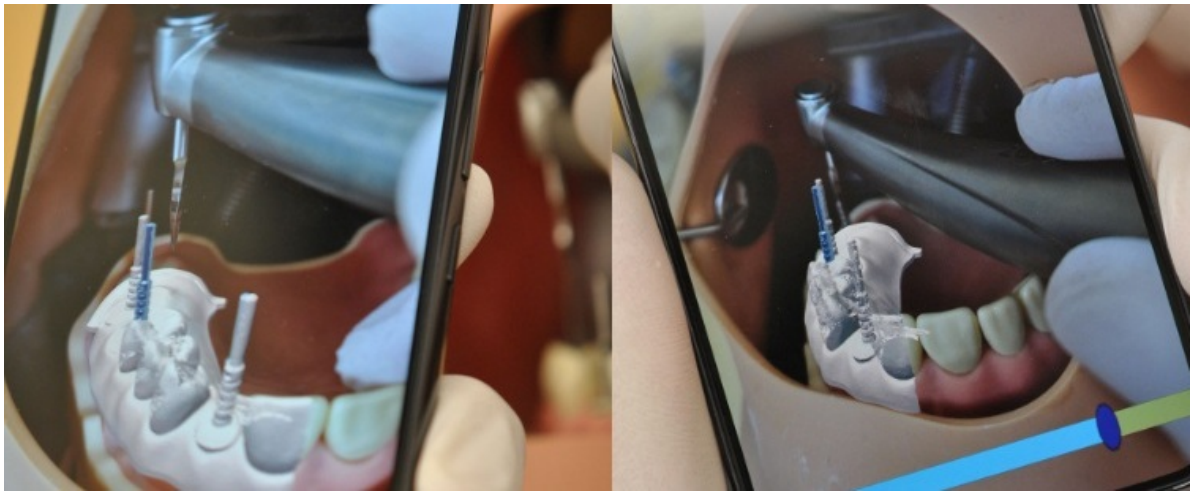
Quelle: [24]

Abgrenzend zu diesem High-End Spektrum an Forschung und Technologie haben auch folgende Forschungsarbeiten Berechtigung, die disruptive Technologien mit der Zahnmedizin verbinden und Wege abseits des klinisch Bekannten aufzeigen.

Die Verwendung von Handy bzw. Tabletkamerasystemen zur Darstellung von Strukturen in augmentierter Realität zeigt, wie leistungsfähige Consumer Elektronik zahnmedizinisch eingestzt werden kann. [25] [26]

Abbildung 1.11 zeigt eine Overlay Darstellung über AR an einem Smartphone, einer österreichischen Forschergruppe.

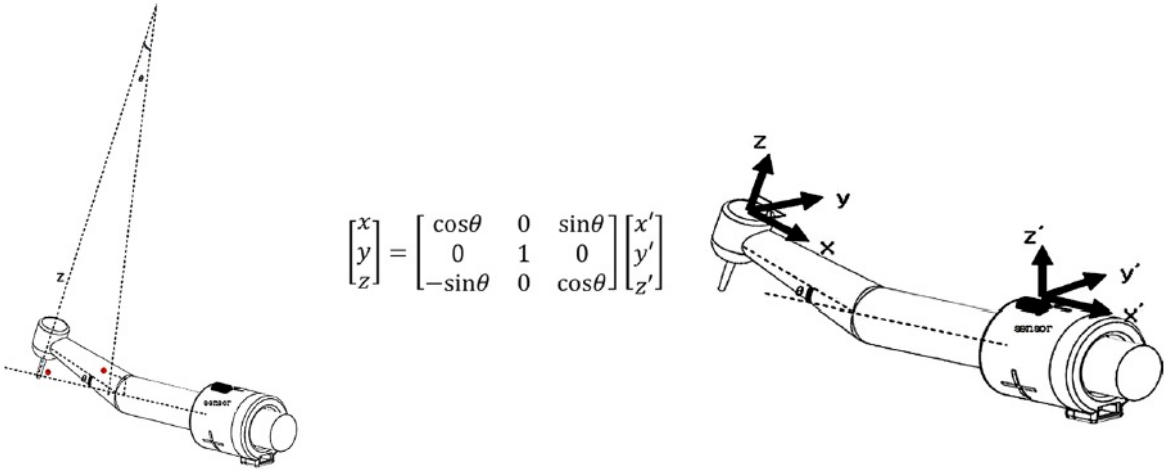
Abbildung 1.11: AR Overlay am Smartphone der österreichischen Forschergruppe



Quelle: [26] [25]

Abbildung 1.12 zeigt eine IMU Lösung auf einer flexiblen Leiterplatte, welche um das Winkelstück angebracht ist. Verwendung eines 6 Achsen Gyroskopes zur Kronen und Brücken Präparation, entwickelt an der Seoul National University. [27]

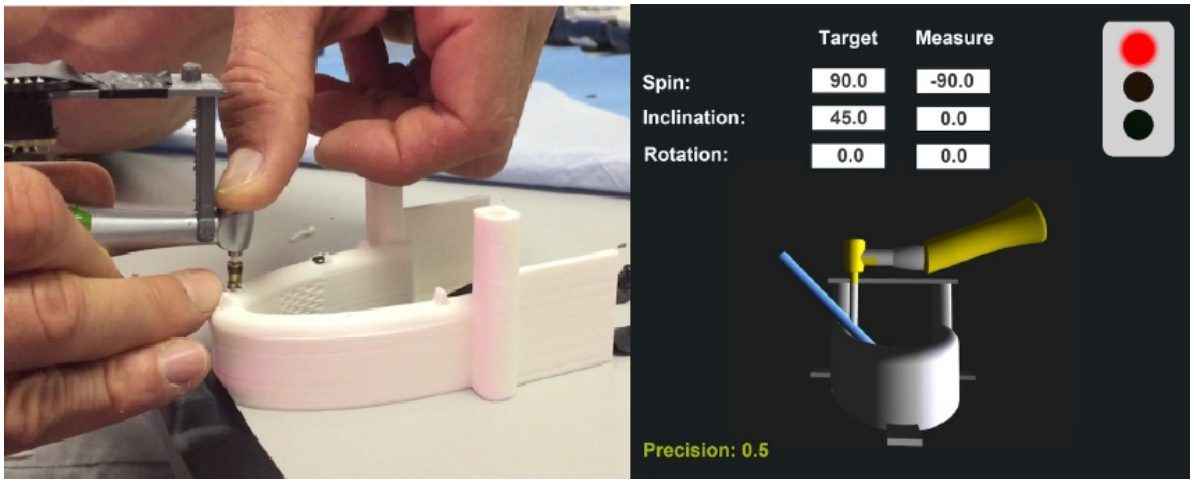
Abbildung 1.12: Flexible Leiterplattenlösung der koreanischen Forschergruppe



Quelle: [27]

Abbildung 1.13 zeigt einem ARDUINO® basierenden IMU Lösungsansatz und entsprechende Umsetzung mit einem Implantationstestaufbau, einer spanischen Forschergruppe. [28]

Abbildung 1.13: ARDUINO® basierter Lösungsansatz einer spanischen Forschergruppe



Quelle: [28]

Die Systeme [27] und [28] zeigen Ähnlichkeiten zu dem selbst entwickelten Prototypen. Deutliche Unterschiede sind in verwendeten Materialien, Konstruktionsdetails, Softwarelösung und Studiendurchführung festzustellen. Ein Vergleich zu diesen Arbeiten hinsichtlich Einsatzleistungen ist jedoch von großem Interesse.

Abbildung 1.14 zeigt ein marktreifes kanadisches Schüler/Lehrer System und verfügt auch über ein navigiertes Handstück zum üben am digitalen Zwilling der Firma Tactilerobotics® (Winnipeg, Kanada). [29]

Abbildung 1.14: DenTeach digitaler Zwilling von Tactilerobotics®

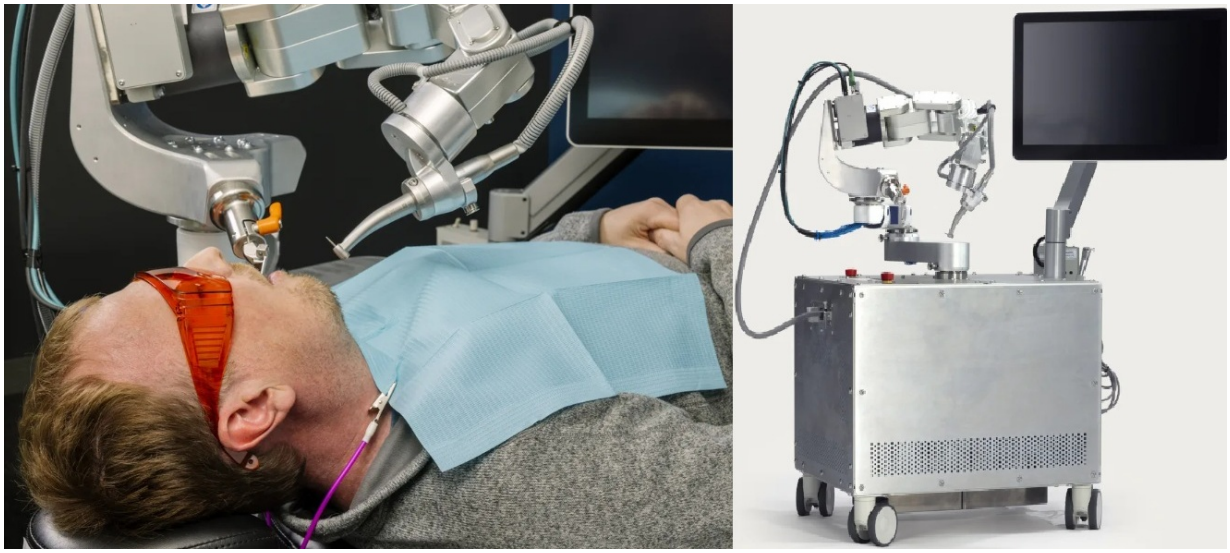


Quelle: [29]

Die Systemkosten moderner CAS-Sytemen hemmen den niederschwelligen Zugang für Studenten aber auch für einfache Zahnarztpraxen und bleiben somit einem kleinen Klientel vorbehalten der technische Fortschritt sowie die Spezialisierung der Anwender und die Qualität des Eingriffes hinken entsprechend zeitlich hinterher.

Abbildung 1.15 zeigt eine disruptive, Entwicklung welche die menschliche Führung des Winkelstücks obsolet macht und die CNC/CAM[13] Technologie in den menschlichen Mund überführt. Der Arzt übernimmt das Rollenbild der Assistenz.

Abbildung 1.15: Der Roboterarm als verlängerter Arm des Zahnarztes



Quelle: [30]

[13]CNC steht für Computerized Numerical Control, CAM steht für Computer Aided Manufacturing

In Zeiten von oralen Scansystemen und entsprechenden Oberflächenscandaten verknüpft mit digitalen Volumen Tomographie-daten muss man sich als angehender sowie bereits klinisch tätiger Zahnmediziner die These erlauben, in welcher Form man mit solchen Systemen konkurrieren kann oder ob eine Symbiose in Form eines MHI[14] in Anlehnung an HMI[15] zweckdienlich wäre. Man läuft sogar Gefahr, bei reinem Systemvertrauen auf digitale Technologien egal ob in Planung, Navigation oder Zahnersatzfertigung, den gesellschaftlichen Auftrag der Zahnmedizin zu verlieren und nur mehr als Verkäufer aufzutreten [31].

Eine Betrachtung der Asimov´schen Robotergesetze [32] zeigt hier höchste Aktualität.

Den Versuch angehende Zahnärzte mittels Augmented Reality und VR Brille sowie entsprechende Winkelstückführung auf einem digitalen sowie realem (3D gedruckten) Zwilling stellt die nächste Stufe zur Arbeit am echten Patienten dar [33].

Das Arbeiten bzw. Üben in einem gemeinsamen Koordinatensystem von Mensch und Maschine (DVT, Scan, Plannungsadaten) stellen eine logische Kette dar, damit der Beruf des Zahnarztes auch in Zukunft konkurrenzfähig bleiben kann. Denn auch der Mensch hat Fähigkeiten, die er in ein größeres System einbringen kann, überall dort, wo die Realität von den computergenerierten Daten abweicht und es entsprechenden Wechsel der Entscheidungsbäume bedarf wie z.B.:

- Patientenführung
- Phobien, Resilienz, psychische Verfassung und Motivation des Patienten
- Alter des Patienten
- Dauer der Behandlung
- Schmerzsymptomatik
- Blutung
- Beurteilung der Gewebe
- variierende Knochenhärte/Dichte
- Nachbarstrukturen
- Änderungen des Implantat ⌀/Länge
- Strategie bei Ausfall eines Pfeilers
- Erfahrung und Übung des Arztes
- etc.

Trotz aller Chancen moderner Technologien, muss der Arzt Gatekeeper bleiben. Unerheblich ob aus medizinischen oder anderen Gründen, hat ein Abbruch jederzeit möglich zu sein. Der Patient als fühlendes Individuum mit allen entsprechenden Auswirkungen auf die Behand-

[14] Machine Human Interface, Wortkreation des Autors
[15] Human Machine Interface

lung muss neben dem eigentlichen OP Gebiet Zentrum der Behandlung bleiben.

Abbildung 1.16 zeigt den Marktreifen Simulator, mit Haptischen Eingabesystemen und Visualisierung mittels VR Brille des Herstellers Virteasy® Dental (Mayenne, Frankreich).

Abbildung 1.16: Virteasy® VR Trainingssystem



Quelle: [33]

Mehrere Übersichtsarbeiten vergleichen die Unterschiede zwischen navigierten und freihändig gesetzten Implantaten bzw. Präparationen [34] [35] [35] [36] [37] [38]. Die Arbeiten unterscheiden sich durch in vitro oder vivo Studien, Erfahrung des Behandlers, Art der Navigation und zeigen deutliche Winkelabweichungen.

Die Anzahl, Aktualität und Vielzahl der Herkunftsländer dieser vergleichenden Studien spiegelt das derzeitige Interesse an dieser Thematik wieder.

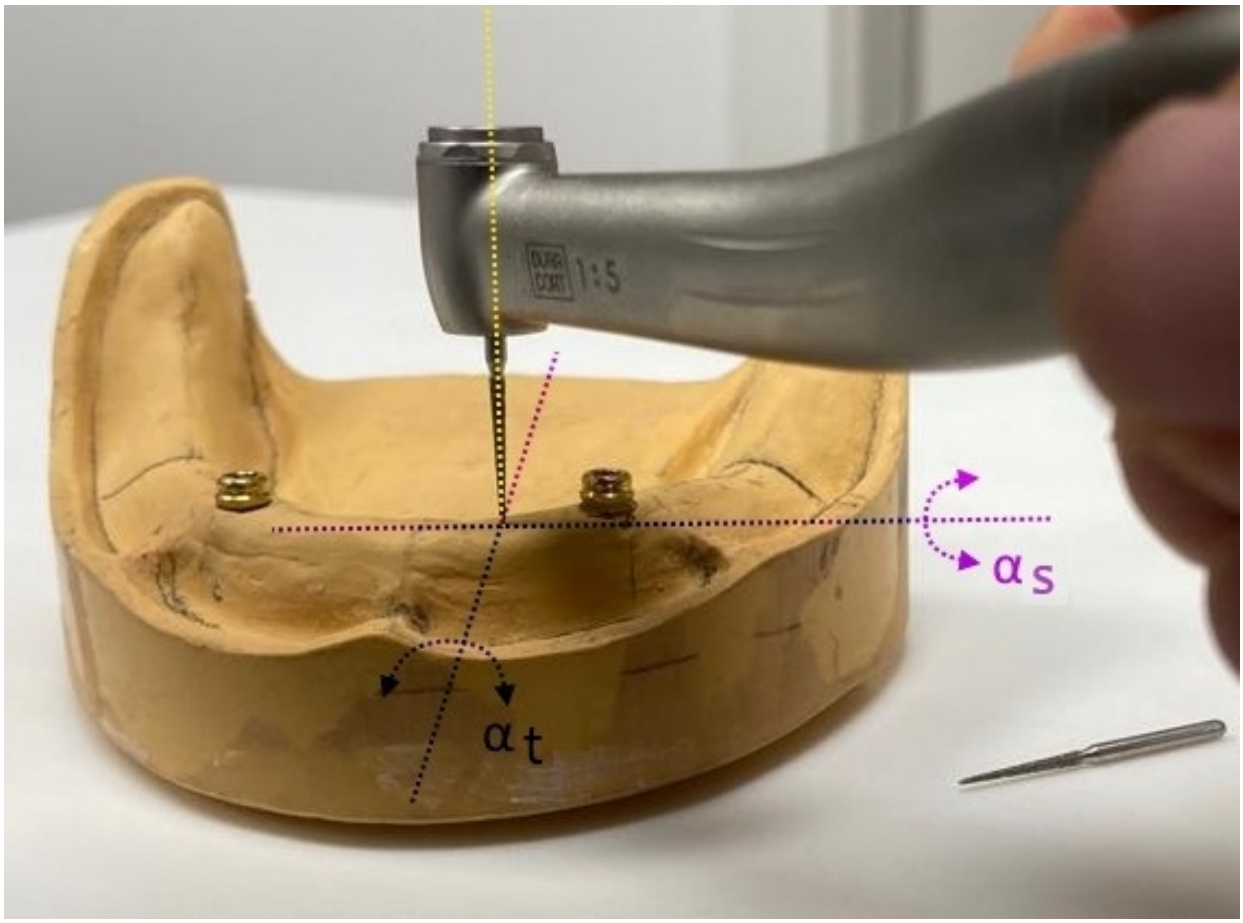
1.5 Forschungsaufgabe

Vorliegende Arbeit setzt sich mit der Umsetzung eines möglichst auf niedrige Kosten und von Studenten von der Idee bis zum Prototypen realisierbaren Systems auseinander, welches Unabhängig von Forschungsgeldern oder Drittmitteln umsetzbar ist.

Das stereoskopische Sehen des Menschen ermöglicht im Alltag eine gute Tiefenwahrnehmung und eine relativ präzise Einschätzung von Winkeln innerhalb einer Ebene. Müssen jedoch gleichzeitig Winkel in einer dazu senkrechten Ebene eingehalten werden, stößt die menschliche Wahrnehmungsfähigkeit an ihre Grenzen. Ohne zusätzliche Augen(paare), Veränderung der eigenen Position oder Hilfsmittel wie die Orientierung an Nachbarstrukturen (Erfahrung) ist hier von potenziellen Fehlerquellen auszugehen [Annahme des Autors].

Abbildung 1.17 zeigt die mögliche Winkelabweichung in Bezug auf eine imaginäre sagittale und eine transversale Achse. Winkelabweichungen in der Transversalen können deutlich besser wahrgenommen werden als in der Sagittalen.

Abbildung 1.17: Angulationen an einem Studienmodel

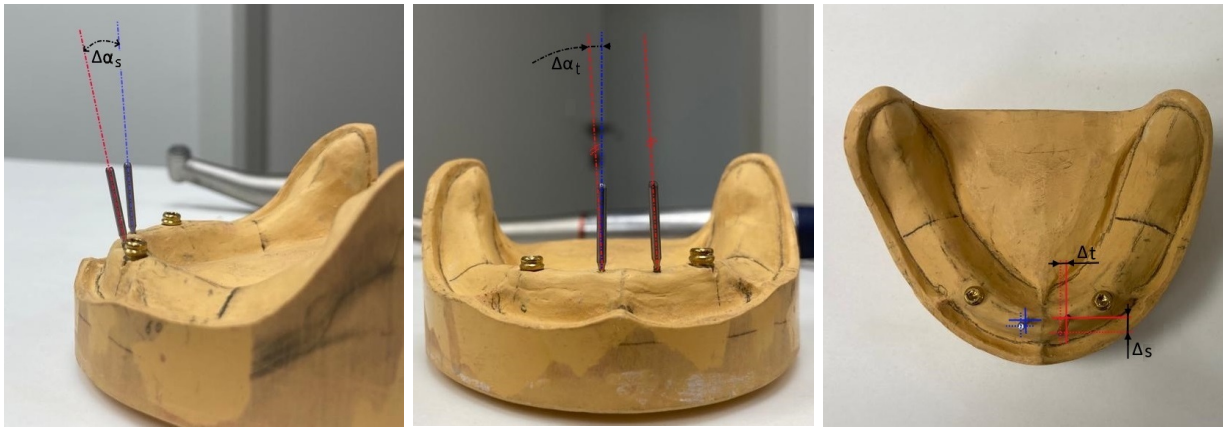


Quelle: [eigene Fotografie]

Abbildung 1.18 veranschaulicht die Winkelabweichung zwischen zwei Diamantbohrern in unterschiedlichen Ansichten und illustriert die Arbeitshypothese, dass Winkelabweichungen in der optisch günstigeren sagittalen Achse vom Behandler besser erkannt werden können.

Abbildung 1.18: Ansichten zur Messung der geometrischen Abweichungen.

(a) sagittal $\Delta\alpha$s (b) transversal $\Delta\alpha$t (c) kranial Δs,Δt



Quelle: [eigene Fotografien]

Die Winkelabweichung in der jeweiligen Achse lässt sich wie folgt berechnen:

$\Delta\alpha$ =Gesamte Winkelabweichung
L =Bohrerlänge(die frei sichtbar aus dem Modell steht)
Δges =Gesamte Abweichung des sichtaren Bohrerendes

$$\Delta\alpha_{ges}[^\circ, rad] = \sin^{-1}\frac{\Delta ges[mm]}{L[mm]} \tag{1.2}$$

$$\Delta_{ges}[mm] = \sqrt{\Delta s^2 + \Delta t^2} \tag{1.3}$$

$$\Delta\alpha_{ges}[^\circ, rad] = \sqrt{\Delta\alpha_s^2 + \Delta\alpha_t^2} \tag{1.4}$$

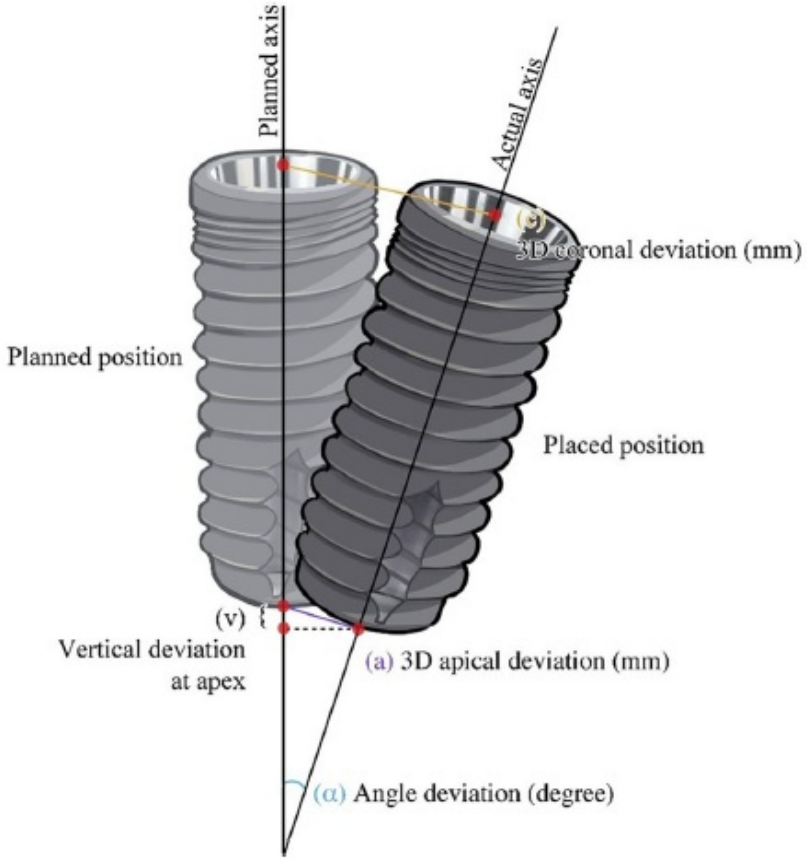
Die Messung der Abweichungen erfordert einen Koordinatenmesstisch. Für größere Versuchsserien ist der Einsatz eines 3D-Modellscanners möglich, wodurch die Abweichungen direkt aus der CAD-Datei ermittelt werden können.

Dieser Umstand verdeutlicht, dass eine perfekte Winkelführung oder Angulation wesentlich von der individuellen Fähigkeit des Behandlers sowie vom Zufall abhängt und somit von einer ideal planbaren räumlichen Orientierung abweichen kann.

Mögliche Auswirkungen in der Prothetik sind eine verringerte Retention von Kronen oder eine suboptimale Einschubrichtung von Brücken. Im Bereich der Implantologie können Verletzungen benachbarter Strukturen oder Knochenfenestrationen auftreten. Dies sind Komplikationen, die es zu vermeiden gilt. [39] [40]

Abbildung 1.19 zeigt die mögliche Winkelabweichung und Positionsabweichungen Anhand einer Implantatskizze.

Abbildung 1.19: Skizze der möglichen Abweichungen an einem Implantat

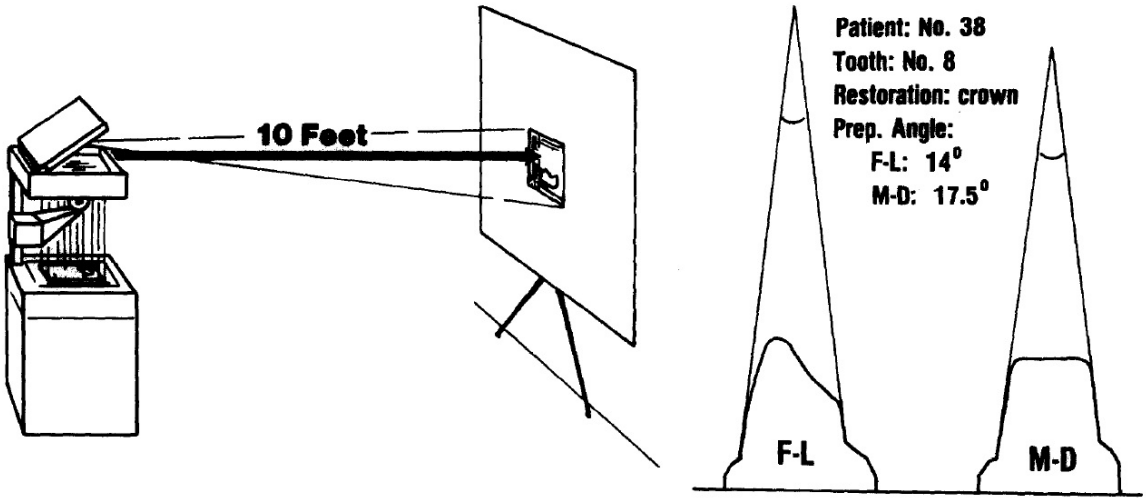


Quelle: [36]

Bei Präparationen für Kronen und Brücken ist eine Auswertung deutlich komplexer, da die sich ergebenden Freiformflächen des idealisierten Konuses, über optische Bildgebung, historisch über Projektion [41] oder über digitale Scanverfahren mithilfe sogenannter Prepchecker® [42] erfasst werden müssen. Dies umfasst im Vergleich zu einem Implantat, deutlich mehr an Information als Position und Richtung, quasi die vektorielle Größe eines Normteils (Implantat). Die Erfassung der Kronengeometrie hat sich durch Intraoralscanner und entsprechender Software weiterentwickelt. Das Problem selbst, die Unsicherheit bzw. Abweichung durch den Behandler blieb jedoch die selbe, an dessen Kern nur Ausbildung und Erfahrung neben den individuellen Fähigkeiten Einflussgrößen sind.

Abbildung 1.20 zeigt die historische Vermessung der Retentionsgeometrie von Kronen oder Brückenpräparationen mithilfe eines Fresnellinsenprojektors .

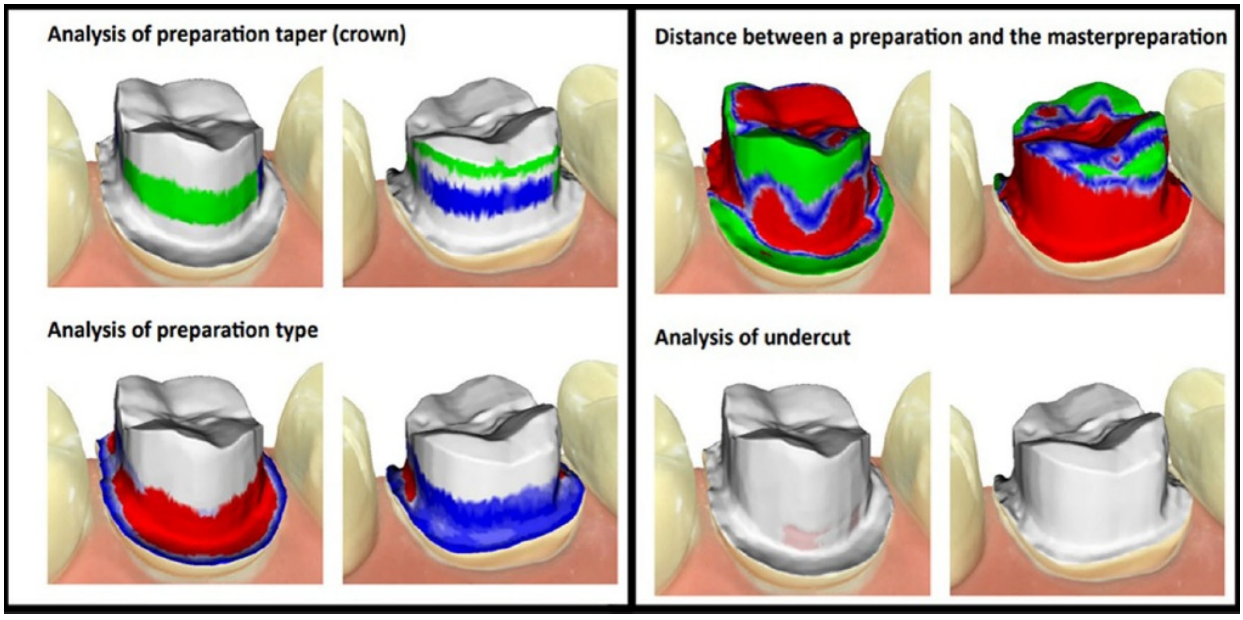
Abbildung 1.20: Konvergenz Winkel, Auswertungsansatz über Projektion



Quelle: [41]

Abbildung 1.21 zeigt die Auswertung der Scandaten mithilfe eines PrepCheckers® (PrepCheck, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland). Vorteilhaft ist, dass diese Systeme in vivo während der Behandlung eingesetzt werden können und während der Behandlung direkt nachgebessert werden kann.

Abbildung 1.21: Falschfarbendarstellungen eines PrepCheckers®



Quelle: [42]

Zu große Abweichungen von Einschubsrichtungen können bei Brückenpräparationen den Zahntechniker vor große Herausforderungen stellen, welche zum Teil nur durch Ausblocken der Restauration oder mittels Nachpräparation durch den Zahnarzt gelöst werden können.

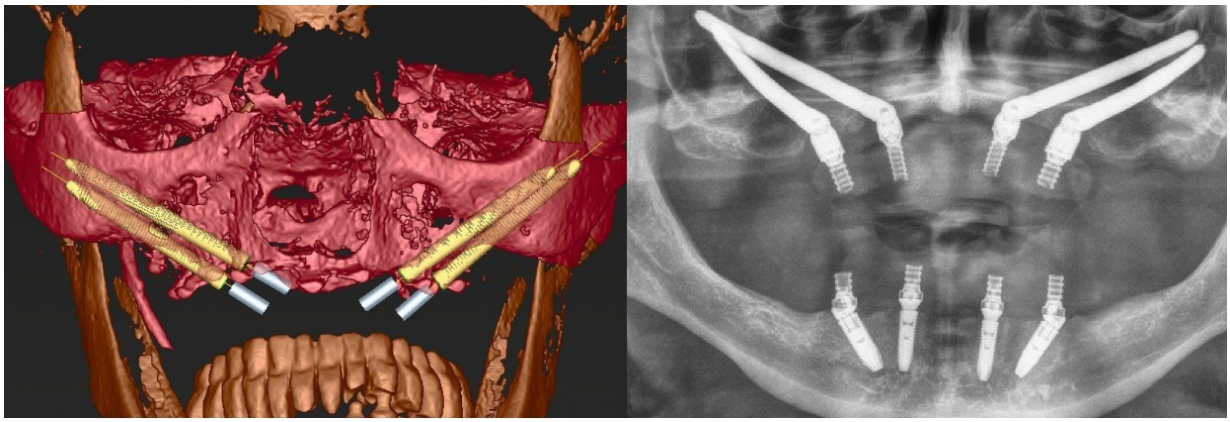
Eine Erhöhung der Wiederholbarkeit und Genauigkeit der Behandlung kann die Fehlerwahrscheinlichkeit reduzieren, die Behandlungsqualität verbessern und die Häufigkeit von Behandlungsfehlern senken, bzw. anatomische Vorgaben wie Restknochendicke oder Nahebeziehungen zu Strukturen wie der Pulpakammer bestmöglich ausnutzen.

Bei ausreichendem Knochenangebot können entsprechende Abutments, konisch gestaltete Verbindungselemente oder gewinkelte Aufbauten (z. B. Knieaufbauten) verwendet werden um chirugische bzw. implantologisch verursachte Abweichungen auszugleichen.

Ein Therapieansatz stellt bei Ausnutzung des bestmöglichen Knochanangebotes, welches in der Plannung die ideale chirugische Implantatachse vorgibt, um anschließend eine vorhersagbare prothetische Plannung (Einschubachsen) zu ermöglichen. Hierzu werden zum Teil Bohrschablonen angefertigt bzw. CAS-Systeme verwendet um die Unsicherheiten einer freihand Implantation zu minimieren. Ob solche Systeme verwendet werden hängt stark vom Einzelfall und der Komplexität der Restauration ab. Oft ist eine Freihandimplantation ausreichend und auch indiziert z.B. Einzelzahnimplantat, am anderen Ende stehen Zygoma-Implantate die bei starken Maldeformationen bzw. extremen Knochenrückgang die letzte festsitzende Therapiemöglichkeit darstellen und der spezialisierten und navigierten MKG-Chirurgie vorbehalten sind.

Abbildung 1.22 zeigt die Pfeilervermehrung mithilfe von Jochbein bzw. Zygomaimplantaten

Abbildung 1.22: Zygoma Implantate im Oberkiefer



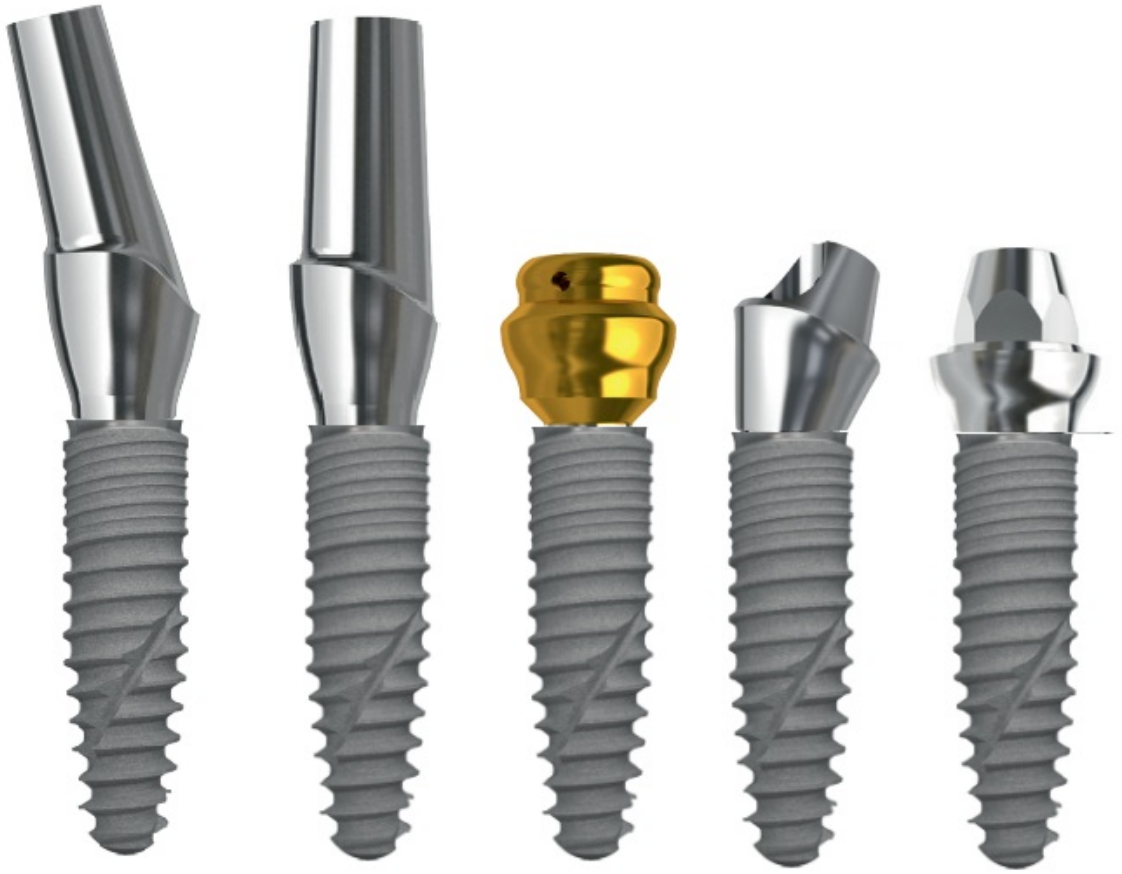
Quelle: [43]

In der Spanne zwischen Einzelzahnimplantaten und entsprechenden Spezialfällen in der MKG, findet sich das Aufgabenfeld des Zahnarztes von immer älter werdenden Patienten, Leerkiefern (an denen Bohrschablonen nur schleimhaut oder knochen-getragen befestigt werden können) oder aufwendige herausnehmbare oder festsitzende Prothetik, bei der die Implantachsen entsprechend planungswichtig sind.

Hierzu wurden entsprechend abgewinkelte Abutments (Aufbauten auf den Implantaten) entwickelt um bestmöglich prothetisch auf die chirurischen Gegebenheiten (Abweichungen) reagieren zu können. Bei einer entsprechend genauen Implantation kann mit solchen genormten Aufbauten quasi eine teleskopierende Situation geschaffen werden [Annahme des Autors].

Abbildung 1.23 zeigt Normabutments in gerader sowie gewinkelter Ausführung der Firma BEGO® (Bremen, Deutschland).

Abbildung 1.23: Gerade und angulierte Abutments, Locator® Aufbau sowie Multi^{Plus} System

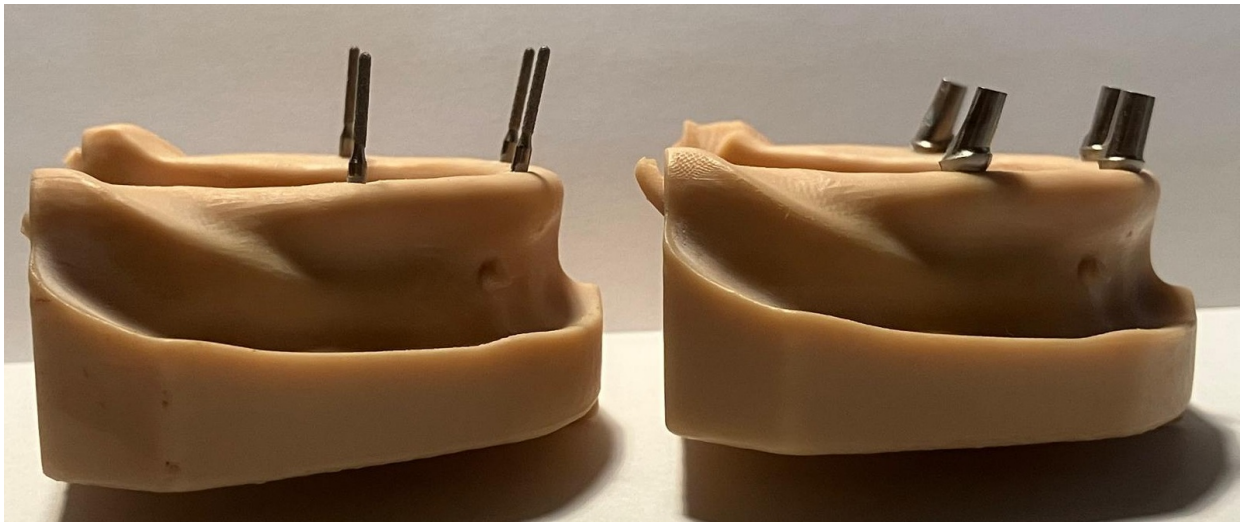


Quelle: [44]

Es wird auf das folgende Kapitel vorgegriffen und das Implantationsmodell mit den chirugisch optimierten Implantatachsen (höchste Restknochendicke an den Implantatpositionen) vorgestellt.

Abbildung 1.24 zeigt deutlich die stark divergierenden Implantatachsen in der Sagittalen, sowie die durch Verwendung angulierter Abutments eine näherungsweise geschaffene parallele Einschubrichtung für eine folgende Prothetik ermöglicht.

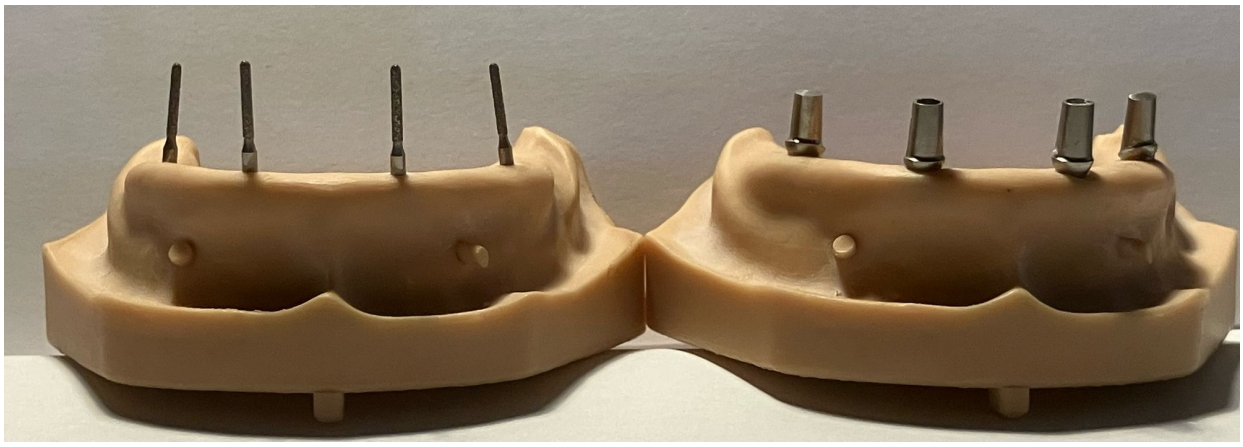
Abbildung 1.24: Implantationstestkörper, Achsenvergleich in sagittaler Ebene



Quelle: [eigene Fotografie]

Abbildung 1.25 zeigt deutlich die stark divergierenden Implantatachsen in der Transversalen, sowie die durch Verwendung angulierter Abutments eine näherungsweise geschaffene parallele Einschubrichtung für eine folgende Prothetik ermöglicht.

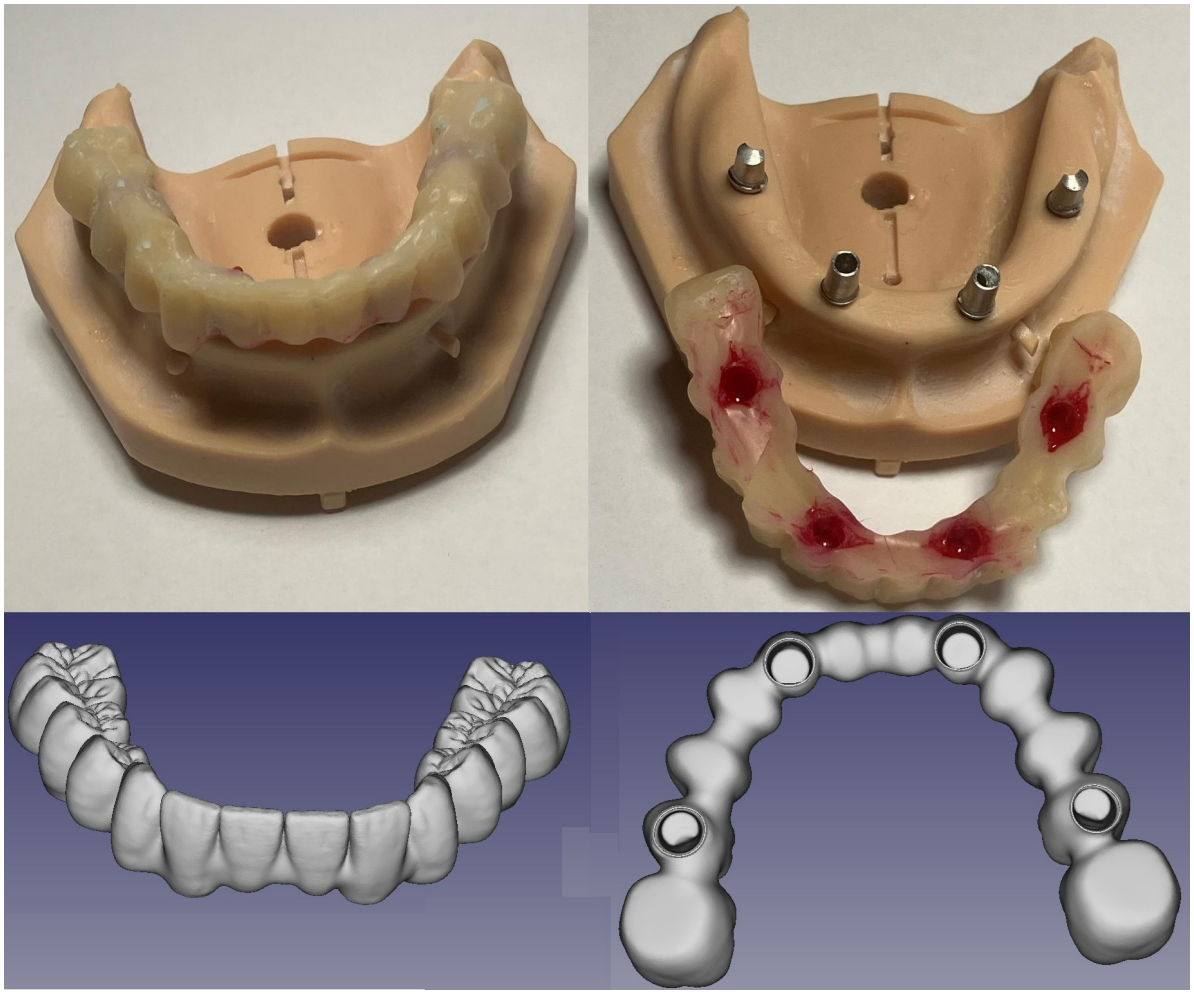
Abbildung 1.25: Implantationstestkörper, Achsenvergleich in transversaler Ebene



Quelle: [eigene Fotografie]

Abbildung 1.26 zeigt die Annahme des Autors, dass mit entsprechenden angulierten Normabutments, trotz zum Teil chirurgisch ungünstiger Implantationsachsen, bei entsprechender Planung, eine nahezu telekopierende Prothetik darstellbar ist. Unter der Einschränkung, dass geringe Abweichungen zur Plannung durch den Bahandler umgesetzt werden z.B. unter Verwendung einer Bohrschablone oder geführten Implantation. Dies kann die Komplexität in der zahntechnischen Umsetzung durch den Zahntechniker stark minimieren und die entstehenden Kosten senken, da mithilfe genormter angulierter Abutments eine bereits annähernd teleskopierende Situation geschaffen werden kann.

Abbildung 1.26: Implantationstestkörper mit Abutments und einem Mock-Up versogt



Quelle: [eigene Fotografie]

Um eine didaktisch wertvolle Studie durchzuführen und die erreichbare Genauigkeit durch Einsatz des Prototypen in einer Machbarkeitsstudie zu zeigen, wird das beschriebene Modell für eine All-on-4 Lösung verwendet. Hierzu sollten die Probanden gemäß der vorgegebenen Achsen (Kompromisslösung aus bester Knochenausnutzung sowie Verwendung der gewinkelten Normabutments zur Herstellung möglichst paralleler Einschubachsen) implantieren und die Abweichungen im Vergleich zu einer freihändigen Implantation verglichen werden.

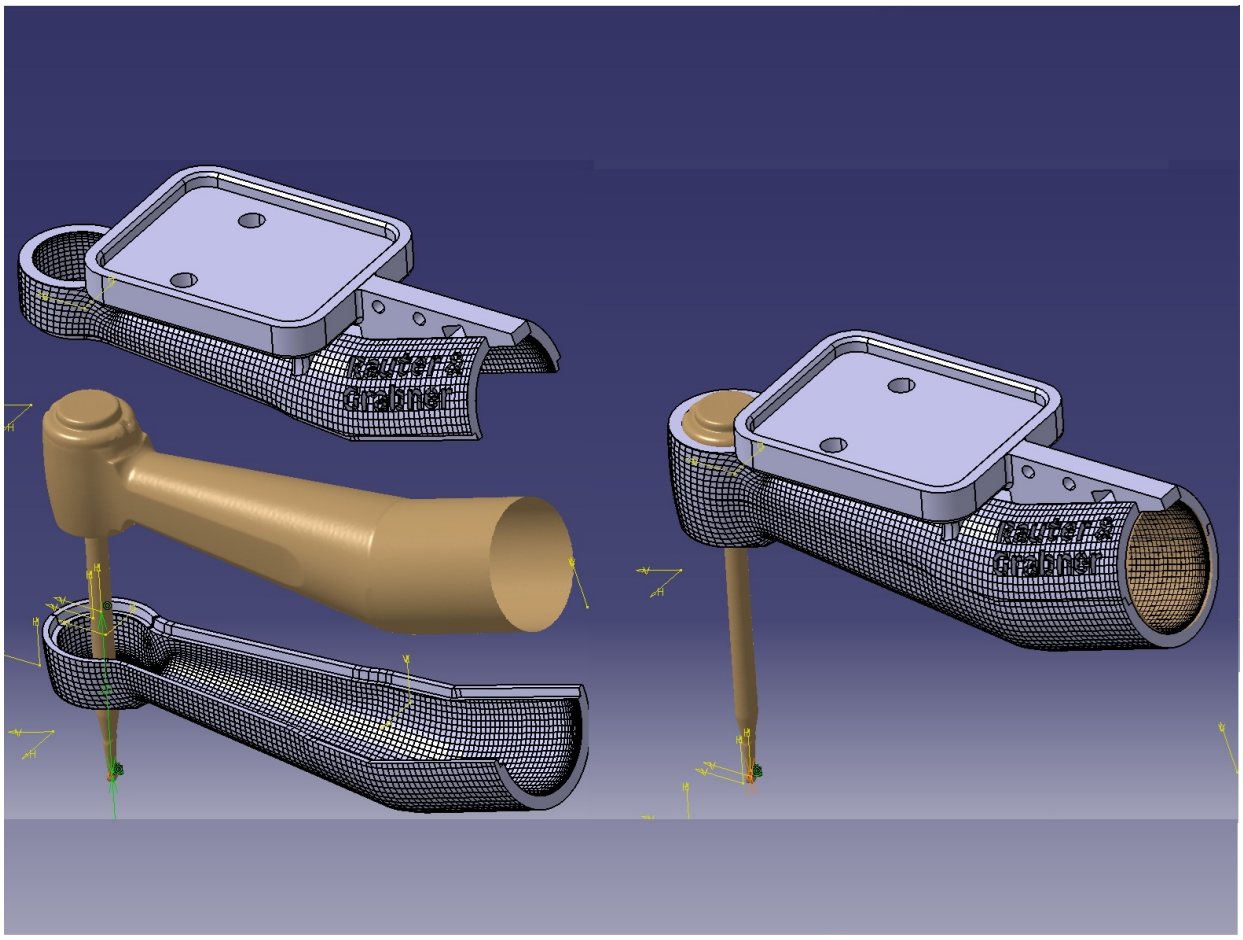
1.6 Methodik

In der zahnärztlichen Ausbildung könnten innovative Hilfsmittel wie in Kapitel 1.4 die Lernkurve positiv beeinflussen und das Bewusstsein für die Werkzeug- bzw. Winkelstückführung schulen – ohne den komplexen Prozess, dies erst am Patienten mit Ethikkommissionen und medizinischen Zulassungsverfahren, durchlaufen zu müssen.

Sogenannte MEMS-Sensoren sind in vielen technischen Bereichen etabliert und umfassend erforscht und zudem preiswert. Entwicklerboards lassen es zu, auch ohne professionelle Programmierkenntnisse günstig einfache Elektronikprojekte umzusetzen. In Folge wurde ein Prototyp entwickelt, der auf ein zahnärztliches Winkelstück montiert wird und über ein Computerinterface die Orientierung darstellt. [1]

Abbildung 1.27 zeigt den in einer CAD Software konstruierten Prototypen zur Aufnahme der IMU, in möglichst großem Abstand zum Elektromotor sowie in möglichst idealer Ausrichtung zur Bohrerachse, um sich baubedingte Koordinatentransformationen möglichst zu ersparen und den Projektaufwand für die Prototypenphase gering zu halten.

Abbildung 1.27: CAD Darstellung des Prototypen



Quelle: [eigener Screenshot]

Abbildung 1.28 zeigt das entwickelte GUI[16] mit Visualisierung, Fadenkreuz, 3D Darstellung der Mandibula und des Winkelstückes sowie den Eingabeparametern. Im Rahmen der Testungen wurde jedoch festgestellt, dass die 3D Animation zur genauen Positionierung den Behandler überfordert, es wurde in Folge nur mit dem Fadenkreuz weitergearbeitet.

Abbildung 1.28: GUI der entworfenen Softwarelösung



Quelle: [eigener Screenshot in Zusammenarbeit mit Projektpartner [1]]

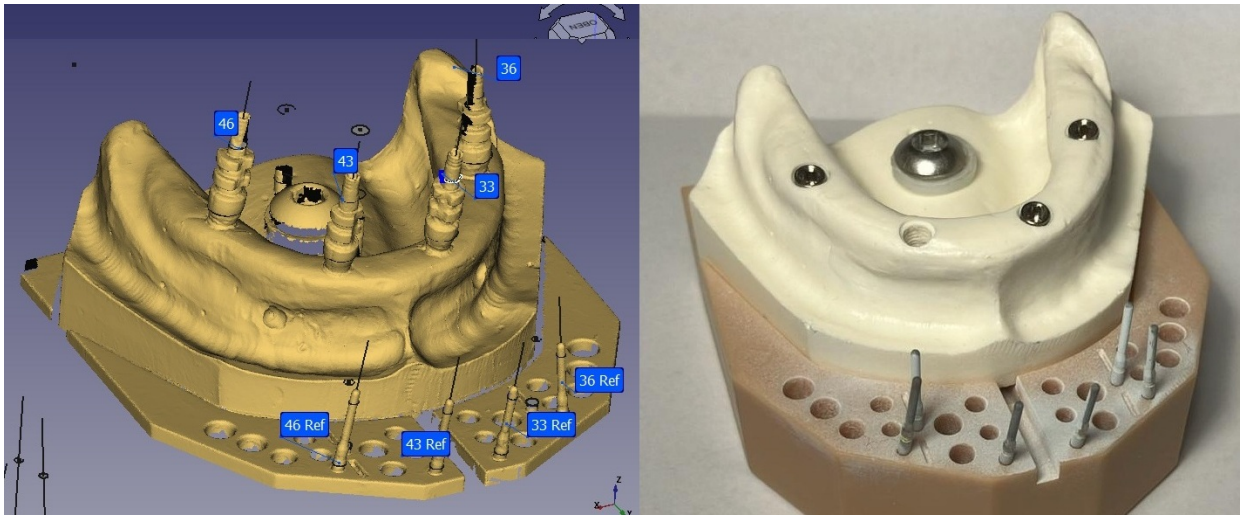
Um den Einsatz des Navigationssystems durch Studenten und Ärzte hinsichtlich einer möglichst realitätsgetreuen Implantation zu testen wurde das Modell eines Unterkiefers verwendet, welches in seinen Eigenschaften knochen-ähnlich ist.

Die Modelle wurden von der Firma BEGO® dankender weise zur Verfügung gestellt. Um die Vermessung des Modells und die Kalibrierung des Navigationssystems zu erleichtern wurde eine Grundplatte konstruiert, die einen schnellen Wechsel des Testkörpers gewährleistet.

[16]GUI, Graphical User Interface) ist die visuelle Schnittstelle zwischen Mensch und Computer

Abbildung 1.29 zeigt den Scan des Mandibula Implantationstestmodells der Firma BEGO® auf der Kalibrationsplatform, welches in einen Phantomkopf geschraubt wird, Um anschließend von einer Testperson bearbeitet zu werden.

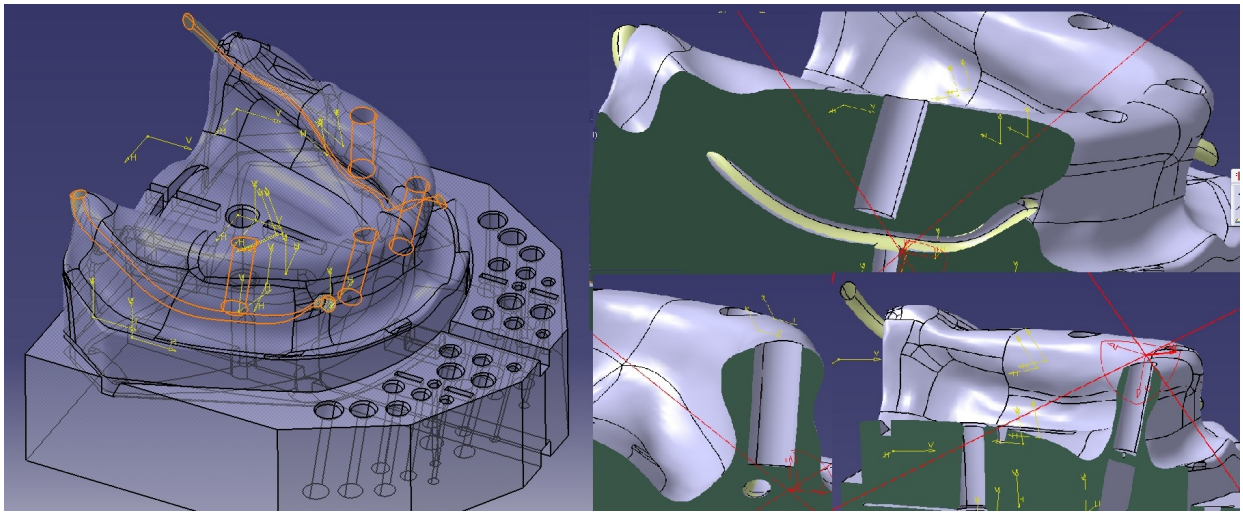
Abbildung 1.29: Implantationstestköper auf der Kalibrationsplatform



Quelle: [eigener Screenshot]

Um eine dichotrome Bewertung bezüglich Bohrtiefe zu Nachbarstrukturen, z.B. N. Alveolaris inferioris besser bewerten zu können und um der Testperson eine möglichst realistisches Testerlebnis zu bieten, wurde das BEGO® Modell gescannt und entsprechende Hohlräume entsprechend der Nervenbahn im Seitenzahnbereich bzw. Knochendicke der Mandibula im Frontzahnbereich erweitert (wie in Abbildung 1.30 ersichtlich).

Abbildung 1.30: Implantationstestkörper mit ausmodelierten N. Alveolaris inferior

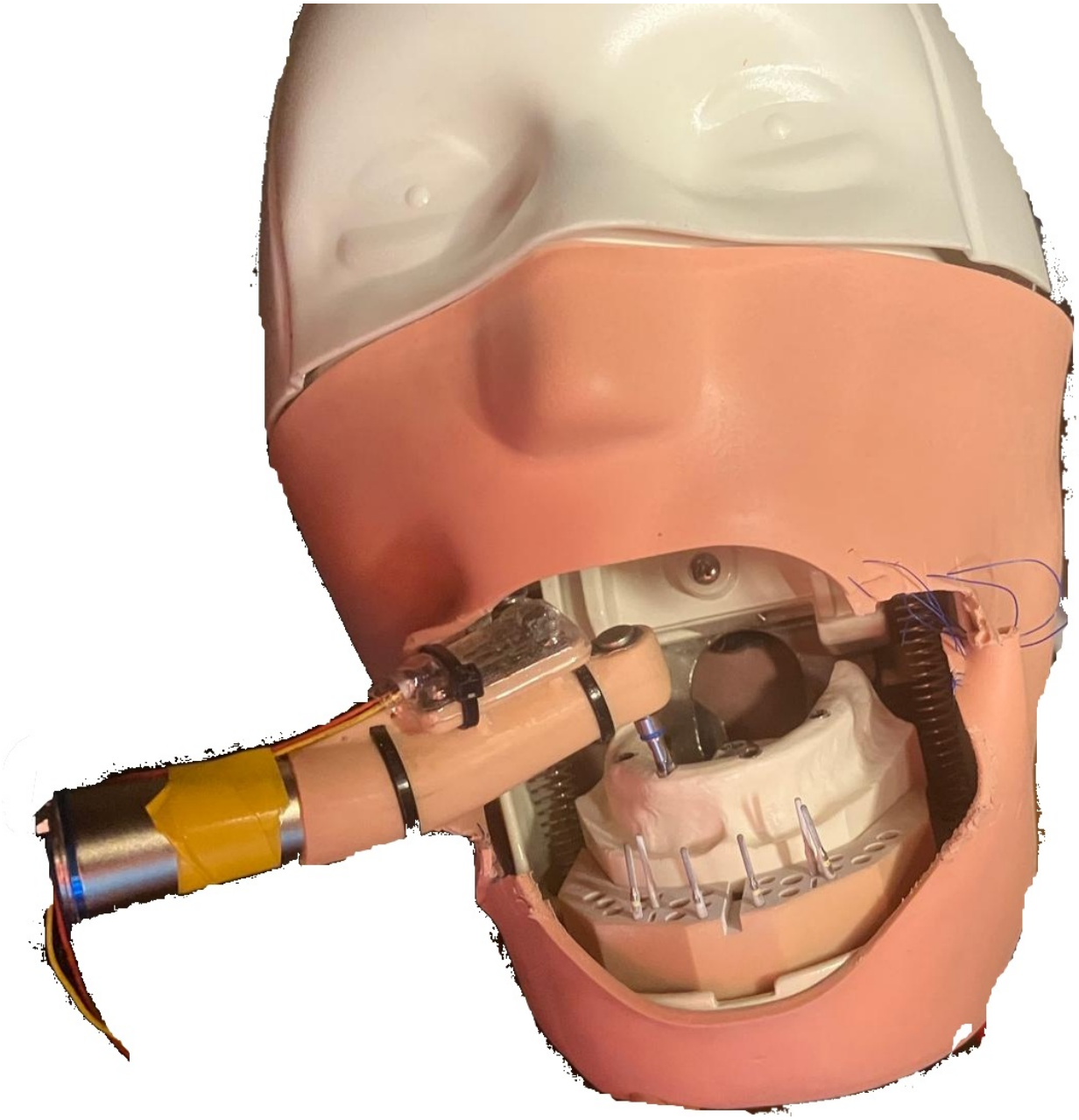


Quelle: [eigener Screenshot]

Für die Testung wurde der Einsatz des Modells mit Nervenstrukturen jedoch verworfen, da der 3D Druck von über 40 Testkörpern zu aufwendig und kostenintensiv gewesen wäre. Das CAD Modell dazu findet sich im Anhang zu dieser Arbeit. Der Vorteil in der Ausbildung wäre, das bei Überrschreiten der geplanten Bohrlänge die Testperson in den Hohlraum fällt, ein Umstand, der am Patienten im schlimmsten Fall zu einer dauerhaften Nervschädigung führen würde.

Abbildung 1.31 zeigt den Im Phantomkopf befestigten Implantationstestkörper und stellt die Ansicht des Behandlers für die Test-Situation dar.

Abbildung 1.31: Implantattestkörper im Phantomkopf



Quelle: [eigene Fotografie]

2 Vorarbeiten:

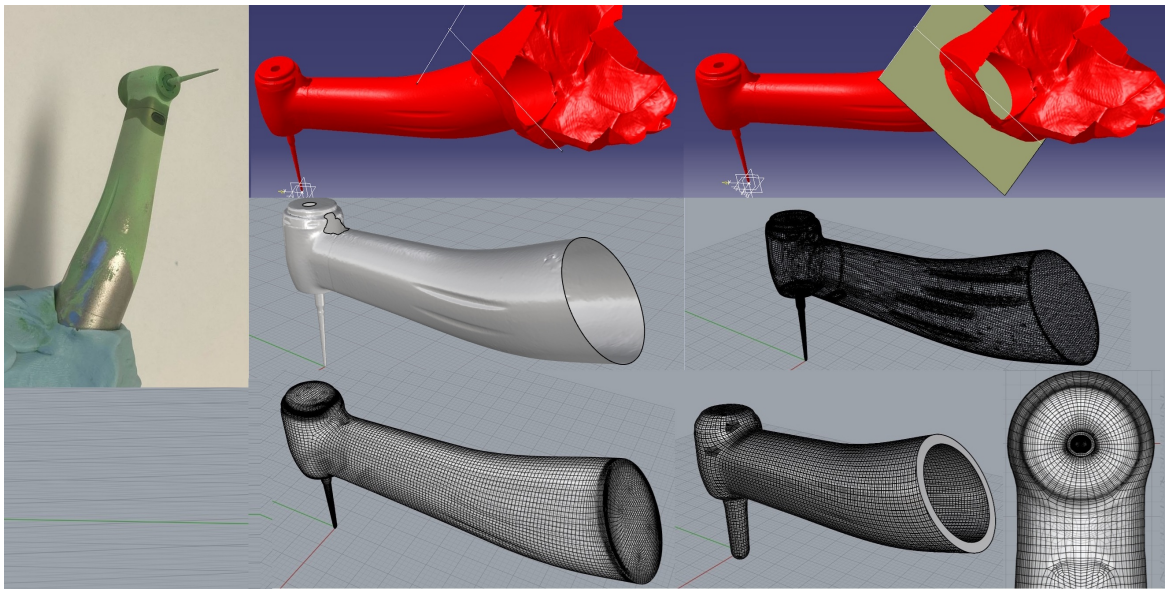
Um eine passende Aufnahme für ein Winkelstück zu konstruieren wurde ein Winkelstück in einem Modellscanner digitalisiert, in einem CAD Programm modelliert und anschließend in einem Resin 3D-Drucker hergestellt. Die elektronischen Komponenten integriert sowie eine erste Vermessung von navigiert erstellten Bohrlöchern mithilfe des Prototypen durchgeführt.

2.1 Konstruktion des Prototypen

Die Scandaten wurden als .stl[1] Datei exportiert, in ein CAD-Programm geladen und mittels NURBS[2] Modeling digitalisiert, um entsprechend die Geometrie der adaptierten Halbschalen zu generieren und Freischnitte einzufügen. Dies soll eine achsengetreue Montageaufnahme für die IMU-Platine gewähleisten sowie einen festen definierten Sitz am Winkelstück, der zudem möglichst wenig auftragen soll, um die Ergonomie nicht zu stark einzuschränken.

Abbildung 2.1 zeigt den Ablauf der notwendigen Schritte, vom Scan bis zum bearbeitbaren Volumskörper.

Abbildung 2.1: Arbeitsschritte vom Scan zum Schalenmodell



Quelle: [eigene Abbildung]

[1]STL Dateiformat, Standard Tessellation Language

[2]NURBS steht für Non-Uniform Rational B-Splines (nicht-uniforme rationale B-Splines), ein mathematisches Modell zur präzisen Darstellung von Kurven und Flächen

Da die Einzelschritte bis zum fertigen Werkstück komplex sind und einiges an try and error bedingen, wird der Prozess genau beschrieben, um eine Anleitung zu geben und den Prozess nachvollziehen zu können. Der folgende Ablauf wurde mit der Software Rhinoceros® 3D (McNeel, Seattle, USA) erstellt. Der Scan stammt von einem Medit® T310 Labormodellscanner (Medit, Seoul, Südkorea) der .stl Daten ausgeben kann.

Anleitung für das Reverse Engineering:

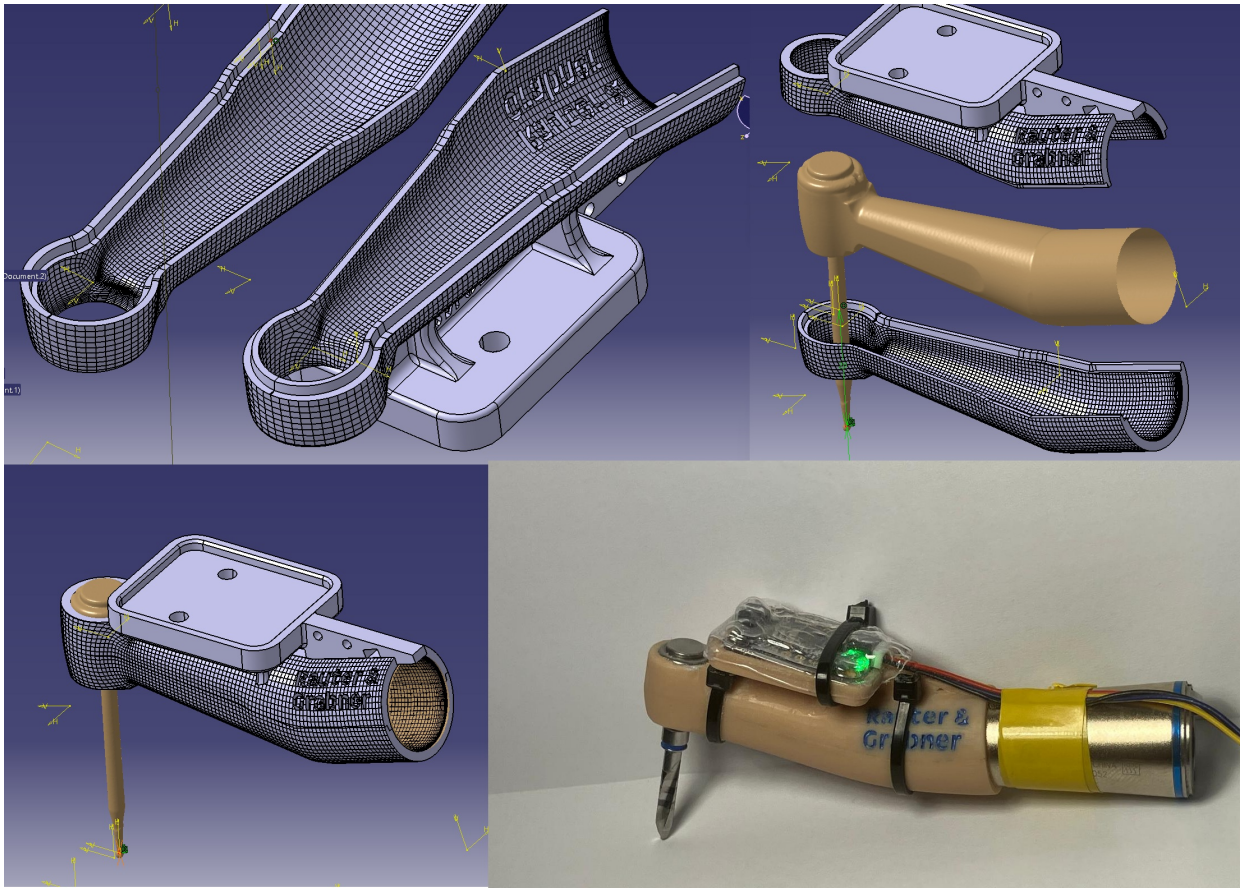
1. 3D Scan des Winkelstückes, Einspannung über Knetsilikon , Freiraum des Scanvolumens beachten.
2. Transformation der Punktwolke in XYZ, gewünschte Ausrichtung in Koordinatensystem beachten.
3. Punktwolke nicht direkt bearbeitbar, Diskretisierung zu einem Modell notwendig.
4. sich ergebende .stl Punktwolke ist fehlerbehaftet (Löcher, Scanfehler etc.), nicht notwendige Flächen müssen getrimmt werden.
5. Ausführung eines shrink wraps, durch die Anwendung einer virtuellen Tiefziehfolie wird das Modell diskretisiert.
6. Das sich ergebende Netz ist stetig jedoch nicht achssysmetrisch, es muss ein Remeshing mit entsprechender Symmetrieebene durchgeführt werden.
7. Das Netz kann nun über einen NURBS Befehl in ein rein über Profilkurven definiertes Modell umgewandelt werden, nun ist die Oberfläche des Winkelstückes über Reverse Engineering digitalisiert und weiter verarbeitbar.
8. Die Oberfläche wird nun um 0,05 mm unilateral vergrößert, um ein leichtes Spiel zu ermöglichen, genaue Werte sind bauteilabhängig und empirisch festzustellen, Achtung: das Gesamtspiel ist entsprechend doppelt so groß.
9. Eine weitere Oberfläche wird generiert, welche um die gewünschte Wandstärke der Schale größer gewählt wird, es wurde eine 1,5 mm dicke Schale generiert.
10. Durch eine Boolesche Operation wird die innere Oberfläche von der äußeren abgezogen.

Nach diesem Vorgehen steht der Volumenkörper als Schalenmodell zur Verfügung, welcher in jedem gewöhnlichen CAD Programm weiterbearbeitet werden kann. Mittels der CAD-Software Dassault CATIA® (Paris, Frankreich) wurde das Schalenmodell weiterdesigned und um folgende Deteils erweitert:

1. Teilen des Schalenmodells in zwei Halbschalen, durch Konstruktion eines Nut-Feder Systems mit Auszugsschrägen.
2. Ausschnitte für den Druckknopf der Spannvorrichtung, das Spraykühlsystem sowie das LED Licht.
3. Konstruktion einer achsgetreuen Aufnahme für die Gyroskopplatine.
4. Öffnungen für ein Schließsystem (Es wurden Kabelbinder verwendet).

Abbildung 2.2 zeigt das 3D Modell sowie den fertig gedruckten und am Winkelstück montierten Prototypen. Der Druck erfolgte auf einem Formlabs® 4B Stereolithographiedrucker (Formlabs, Somerville, Massachusetts, USA).

Abbildung 2.2: Konstruktion und fertig montierter Prototyp

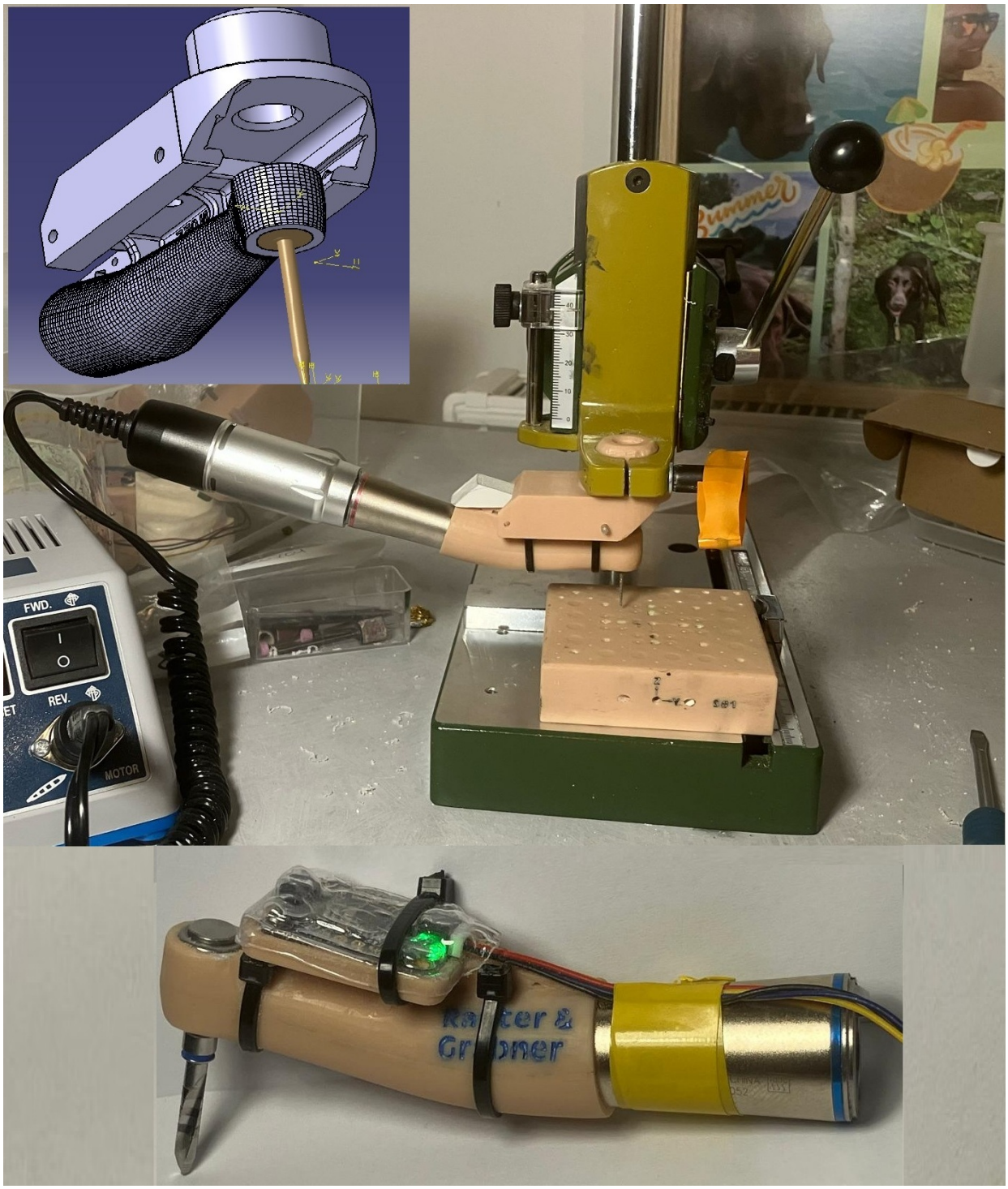


Quelle: [eigene Abbildung]

Um den Prototypen in einem Bohrständer definiert führen zu können und weitere Genauigkeitstests z.B. zur Messgeneuigkeit des Gyroskops oder zur Vermessung des Lagerspiels des Winkelstückes durchführen zu können, wurde ein Adapter konstruiert. Anzumerken ist, dass der Prototyp einfach in den Adapter eingeschoben wird und über einen Stahlstift gesichert werden kann.

Abbildung 2.3 zeigt das 3D Modell sowie den fertig gedruckten Adapter mit montierten Prototypen in einem Proxxon® MB200 Bohrständer (PROXXON,Föhren, Deutschland) .

Abbildung 2.3: 3D Modell der Aufnahme sowie im Bohrständer montiert



Quelle: [eigene Abbildung]

2.2 Elektronik des Prototypen

Für den Prototypen wurde ein ARDUINO® Computer mit einem Gyrosensor bzw. IMU Baustein mit dem Bosch BN055 Chip verwendet. Diese Komponenten sind am Hobbyelektronikmarkt gut erhältlich und es existieren viele Open Source Pogramme, an denen entsprechend der Anwendung selbst weiterprogrammiert werden kann. Dies wird in vorliegender Arbeit zur Vollständigkeit angemerkt. Die genaue Funktion, Details zu den Komponenten, Blockschaltbilder und Umsetzung der Software sowie das GUI sind integraler Bestandteil folgender Diplomarbeit: [1]. Die Umsetzung der Rechenoperationen mit Quaternionen vereinfacht durch entsprechende Matrizenoperationen deutlich die Berechnungen auf der CPU und schließt den sogenannten Gimbal Lock aus, welcher bei der anschaulicheren Verwendung von Eulerwinkeln zum Tragen kommen würde.

Um die Systemkomplexität nicht unnötig zu erhöhen und Fehler auszuschließen, wurde auf die Implementation von drahtlos Komponenten verzichtet. Alle Datenübertragungen des Prototypes wurden kabelgebunden umgesetzt.

Weiters muss angemerkt werden, dass nur die Angulationen des Winkelstückes erfasst werden, die Position des Kiefers/Testkörpers im Phantomkopf wird als fixiert angenommen. Falls es zur Bewegung kommen sollte, muss das System neu kalibriert werden. Dies könnte durch einen weiteren Arduino® mit zusätlicher IMU gelöst werden, um die Komplexität nicht noch weiter zu erhöhen wurde darauf verzichtet. Für eine erste Fehlerabschätzung und den Einsatz des Prototypen reicht der Weg mit einem Gyro jedoch aus.

Zukünftige Diplomarbeiten auf diesem Gebiet könnten sich mit dieser Thematik befassen und eine weitere IMU Sensoren einschließen.

2.3 Ermittlung der Bohrerachsen am Scanmodell

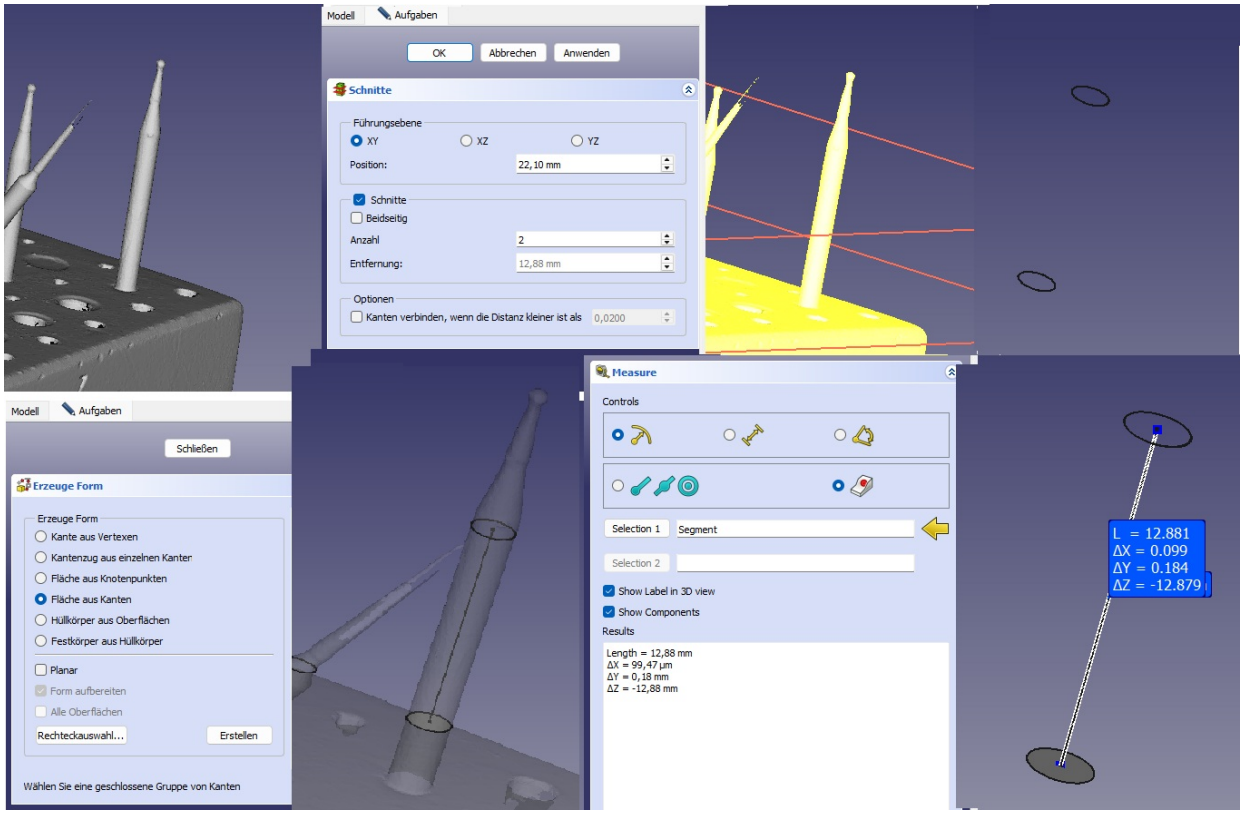
Die durch den Scanner erzeugten Punktwolkendaten sind nicht direkt vermessbar, die meisten Programme beinhalten automatisierte Oberflächenerkennung oder Solver, die Geometrien und Konturen erkennen, die exakte Erkennung der Position sowie Erkennung der Angulation ist im Speziellen bei der Rekonstruktion von Implantatabformungen mittels Scanbodies. Der genaue Algorithmus ist jedoch proprietär und entsprechend einer Blackbox nicht nachvollziehbar.

Der verwendetet Lösungsweg mittels CAD Software FreeCAD (Open-Source-Community) wurde wie folgt durchgeführt:

1. Laden der .stl Datei in die CAD-Software.
2. Verwendung der Arbeitsumgebung Mesh.
3. Verschneidung der Oberfläche eines oder mehrere Bohrer mit zwei parallelen Ebenen mit möglichst großem Abstand (für möglichst hohe Genauigkeit).
4. Bei den Schnittflächen handelt es sich bei zylindrischen Körpern im Idealfall um Kreise, bei schrägen Schnittflächen entstehen Ellipsen.
5. Bei guten und konsistenten Scandaten kann mittels Flächenerstellung der entstehende Schwerpunkt der Fläche als Endpunkt der Achse idealisiert werden.
6. Bei schlechten Daten muss der Punkt über eine Bogenfunktion konstruiert werden.
7. Die Verbindung der beiden so entstandenen Punkte stellt die Bohrerachse dar.
8. Die so entstandene Linie bzw. Achse kann mittels Befehl Messung direkt als vektorielle Größe als Textfeld übernommen werden.
9. Das kopierte Textfeld kann in ein Tabellenkalkulationsprogramm eingefügt werden und die Angulationen berechnet werden.

Abbildung 2.4 zeigt den Ablauf der beschriebenen Schritte

Abbildung 2.4: Vermessung der .stl Daten



Quelle: [eigene Abbildung]

Dieses Vorgehen ist um Größenordnungen genauer als der 3D Druck oder Abweichungen durch einen Bohrständer wenn die Scandaten von entsprechender Qualität sind. Das händische Konstruieren ist aufwendig, jedoch im Vergleich zu automatisierten Solvern nachvollziehbar. Die Ergebnisse einer Dentalsoftware eines unzureichend gescanten Scanbodies sind immer zu hinterfragen.

Ein sauberer Sitz im Implantat sowie unversehrter Scanbody (Deformationen, beschädigte Oberfläche) sind wie bei konventionellen Abformungen "Conditio sine qua non".

3 Studiendurchführung:

Im Spannungsfeld zwischen einer möglichst großen Stichprobenanzahl für eine aussagekräftige Statistik steigt entsprechend auch der Aufwand an Zeit zur Auswertung, der Bedarf an Testkörpern, sowie Testimplantaten, Phantomarbeitsplätzen, und Bedarf an Testpersonen. Retrospektiv ist die Aquirierung erfahrener Oberärzte oder Professoren der Zahnmedizin, Terminfindung und entsprechende Verfügbarkeit an einem Phantomarbeitsplatz, eine zeitaufwendige Aufgabe.

Die Kohorte der Studenten ist aufgrund stetig stattfindender Kurse an entsprechenden Arbeitsplätzen mit der Möglichkeit zwei Studenten parallel zu testen zügig umzusetzen. Es wurde geplant mindestens jeweils 10 erfahrene Ärzte (Oberärzte oder Professoren mit entsprechender Implantationserfahrung) des Zahnklinikums Krems an der Donau, und mindestens 10 Studenten des letzen Phantomsaalkurses, vor Beginn der klinischen Fachausbildung als Probanden heranzuziehen. Da es sich um eine Pilot und Machbarkeitstudie handelt wurde die Probandenzahl als ausreichend erachtet.

Die Kohorte der Studierenden wurde absichtlich zu diesem Ausbildungszeitpunkt gewählt, da bereits alle praktischen Übungskurse in prothetischer und konservierender Zahnmedizin sowie Schweinekiefer- und Implantationskurse absolviert wurden und die Übung am Modell didaktisch sinnvoll ist, um nochmal der Strukturen der Knochen sowie Bohrprotokolle in der Implanntologie zu festigen. Des Weiteren sind die Studenten zu einem letzten Übungskurs ohnehin für zwei Wochen abschließend im Phantomsaal und eine dementsprechende zusätzliche Terminfindung entfällt.

Der Test wurde gemeinsam mit meinem Studienkollegen durchgeführt [1]. So konnten alle notwendigen Tests inkl. notwendiger Vor- und Nachbereitung direkt hintereinander durchgeführt werden.

Pro Person sind zur Absolvierung der Versuche etwa 60 Minuten notwendig, etwa 10 Minuten für die Gewöhnungsphase des Navigationssystems, weitere 10 Minuten für die Durchführung des Parallelitätstests [1], sowie 40 Minuten für den Implantationstest.

Die Mitarbeit bei der Studie erfolgte freiwillig, entsprechend wurden nur motivierte Teilnehmer für die Studie akzeptiert.Vor Beginn des Tests wird eine kurze Einführung des Studienziels sowie Definitionen der Raumrichtungen und Testvorgaben mit jedem einzelnen Probanden durchgeführt. Die Betreuung während des Test erfolgt 1:1 durch die beiden Diplomanden.

Nach der Auswertung des Tests wird jedem Studienteilnehmer eine Einzelauswertung ausgehändigt um für den Zeitaufwand sinnvollerweise auch ein persönliches Testergebnis zu erhalten.

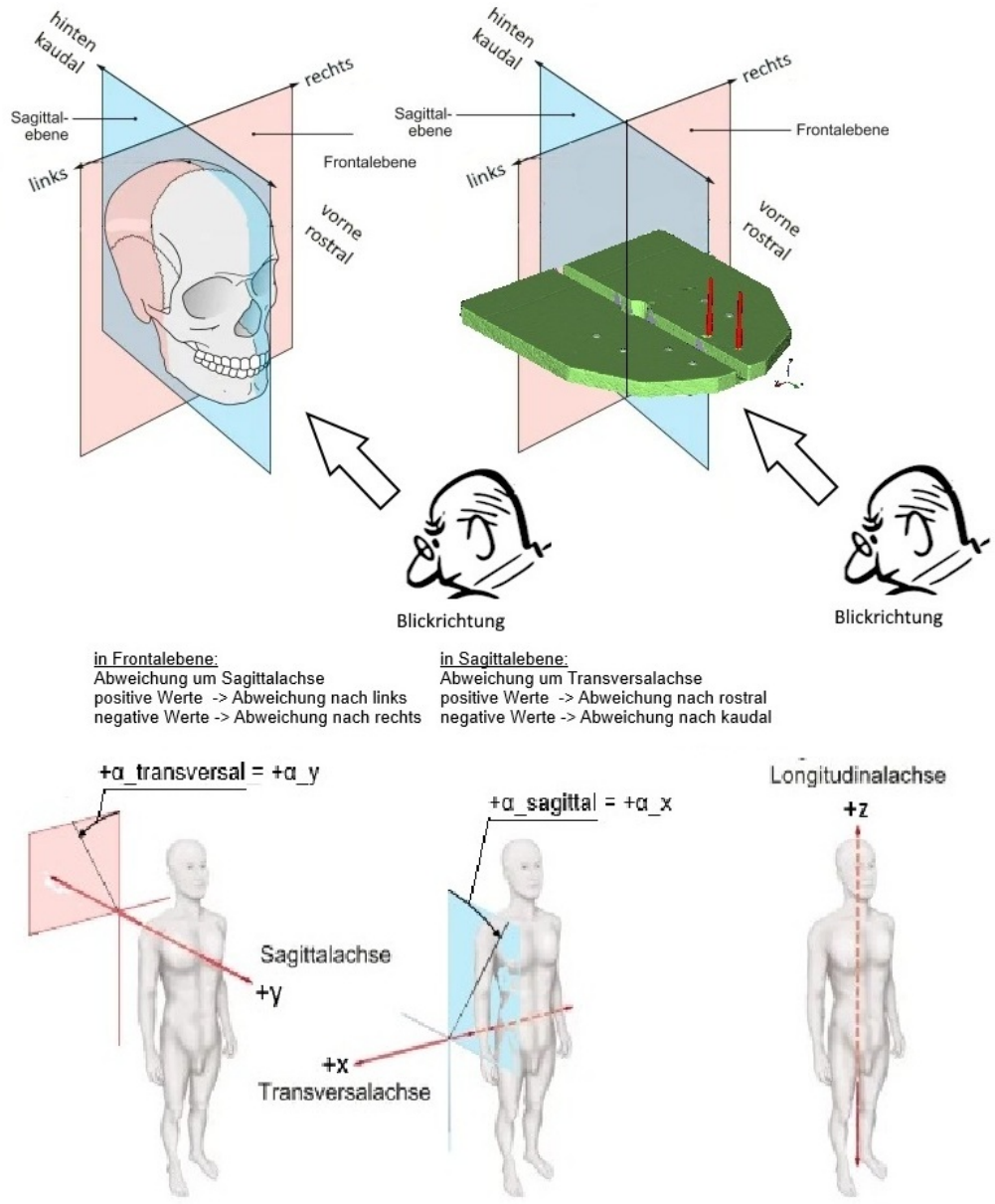
Die Daten wurden anonymisiert und fließen folglich auch in eine Gesamtauswertung ein.

3.1 Definitionen der Raumrichtungen

Zu Beginn werden insbesondere mit der Kohorte der Studenten die Raumrichtungen besprochen, um die geforderte Aufgabe umsetzen zu können.

Abbildung 3.1 zeigt die erstellten Skizzen zur Einweisung der Probanden für die Testung. Die Raumrichtungen der Skizzen entsprechen dem kartesischen Koordinatensystem in xyz, die positiven Rotationswinkel entsprechen der rechten Hand-Regel und korrelieren auch mit den Berechnungen in der Auswertung der Daten.

Abbildung 3.1: Abweichungen aus Ansicht des Behandlers



Quelle: [eigene Abbildung in Zusammenarbeit mit Projektpartner [1]]

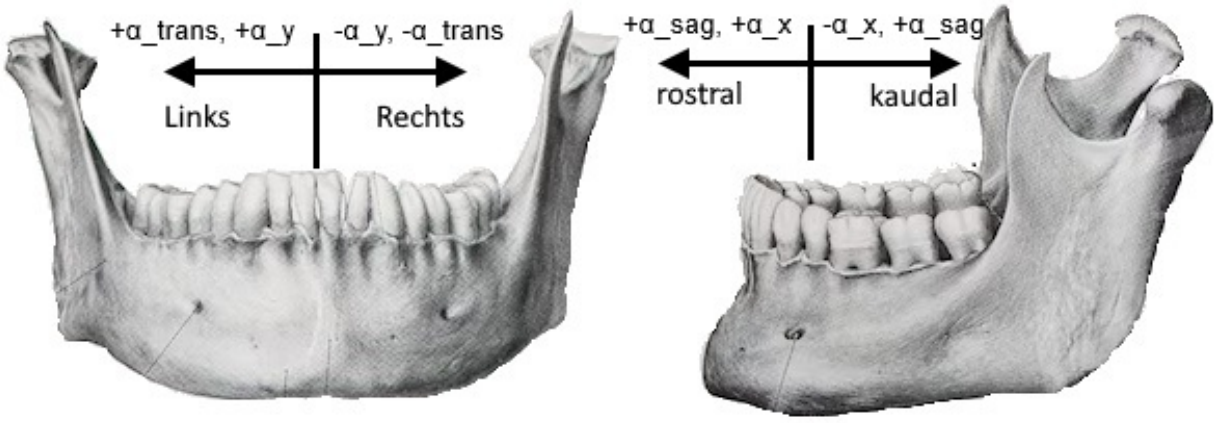
Folgende Festlegung wird getroffen damit die mathematischen Formulierungen der Raumrichtungen, intuitiv mit der Sicht des Behandlers zueinanderpassen. Die Raumrichtungen der Skizzen entsprechen auch den Vorzeichen und Richtungen in den Tabellenkalkulationen:

$\alpha_{sagittal} = \alpha_x$ Winkelabweichung in der Sagittalen
$-\alpha_{sag}$ entspricht einer Abweichung nach kaudal, hinten
$+\alpha_{sag}$ entspricht einer Abweichung nach rostral, vorne

$\alpha_{transversal} = \alpha_y$ Winkelabweichung in der Transversalen
$-\alpha_{trans}$ entspricht einer Abweichung nach rechts
$+\alpha_{trans}$ entspricht einer Abweichung nach links

Abbildung 3.2 zeigt eine einfache Darstellung zur Orientierung, diese wurde auch in den Graphen verwendet. Damit die Abweichung der Ansicht des Behandlers entspricht, werden alle Graphen in den Auswertungen mit entsprechend umgekehrten Vorzeichen der Achsrichtungen dargestellt.

Abbildung 3.2: Winkelabweichungen aus Ansicht des Behandlers



Quelle: [eigene Abbildung in Zusammenarbeit mit Projektpartner [1]]

3.2 Durchführung Implantationstest

Dankenderweise wurde durch die Firma BEGO® kostenfrei etwa 40 Testimplantate zur Verfügung gestellt. Bei doppelter Verwendung der Testimplantate, bedingt dies ein aus-schrauben der Implantate nach Durchführung und Auswertung der halben Versuchsreihe um anschließend wiederverwendet werden zu können.

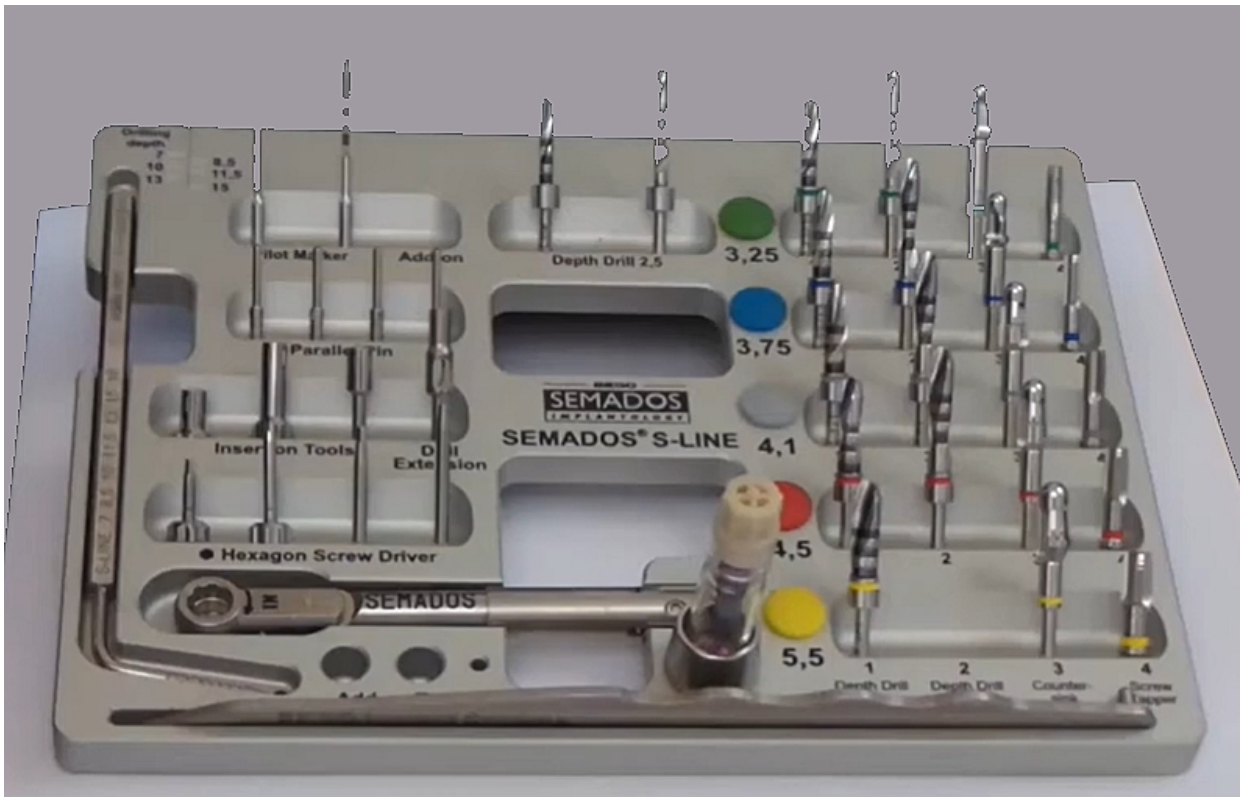
Für ein freihändiges und ein navigiertes Modell und vier Implantaten pro Modell können in Summe somit 20 Probanden getestet werden. Bei Aufteilung auf zwei Kohorten, „Erfahren“und „Unerfahren“, ergeben sich 10 Personen je Kohorte.

Entsprechend wurden 40 Testkörper benötigt die ebenfalls von der Firma BEGO® bereit gestellt wurde sowie zwei vollständige Implantationstrays mit den notwendigen Bohrern.

Um jegliche Befangenheit oder Abhängigkeit auszuschließen wird hier angemerkt, dass Hersteller oder Marke der Implantate für das Ergebniss der Testung vollkommen unerheblich ist.

Abbildung 3.3 zeigt das verwendete Implantationstray von BEGO®, mit den Verwendeten Vorbohren, Kopfsenkern und Gewindeschneidern.

Abbildung 3.3: BEGO® Implantationstray



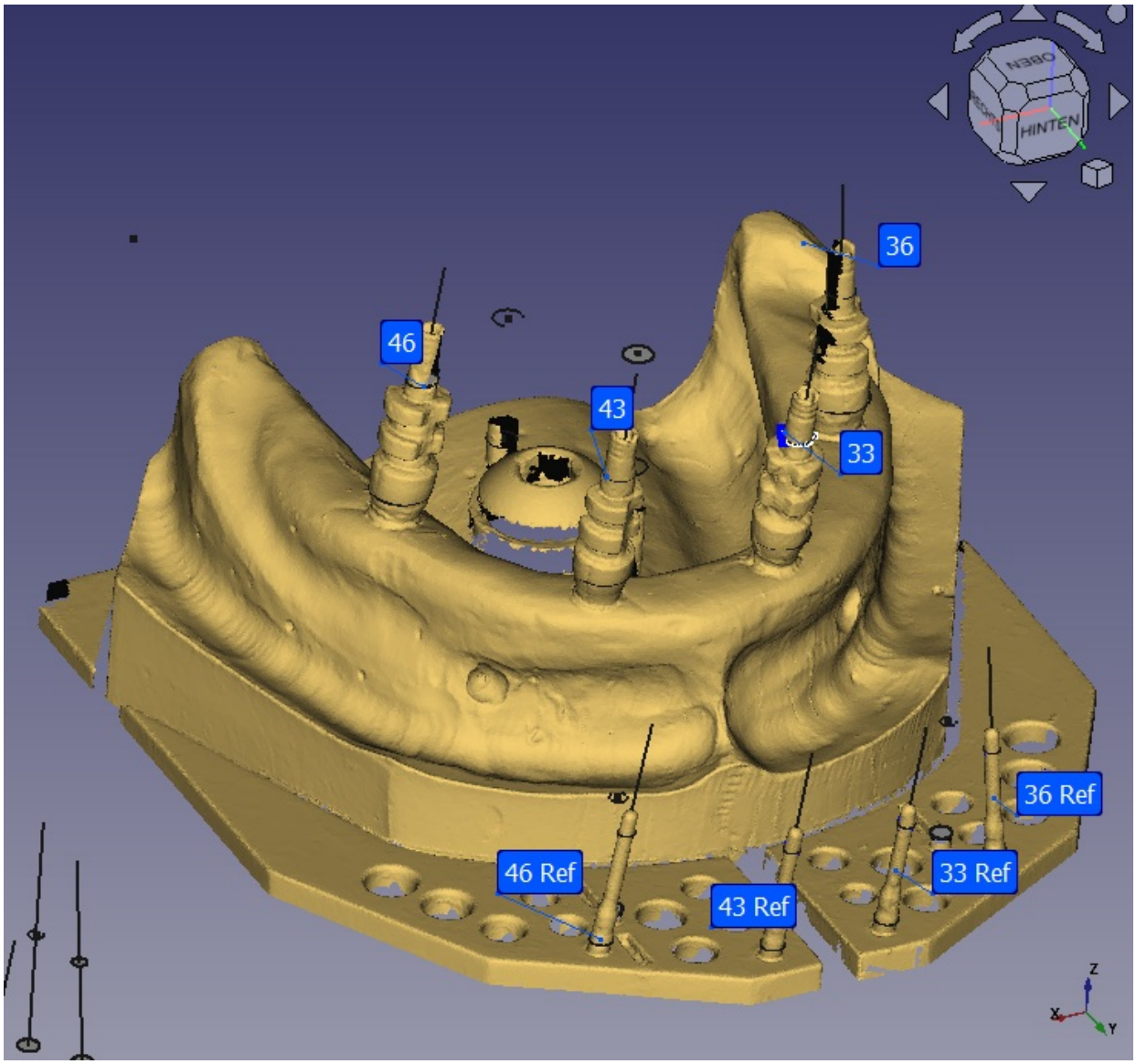
Quelle: [eigene Fotografie]

Je Testperson wurde jeweils ein Modell freihand und ein Modell navigiert implantiert. Das genaue Testschema und Vorgehen wird in diesem Kapitel beschrieben.

Damit die Testperson die entsprechend richtige Position und Angaben zur Implantatbettpräparation findet, wurde dies für den Testkörper graphisch visualisiert.

Abbildung 3.4 zeigt das erstellte 3D-Modell bzw. die Skizze zur Einweisung für den Implantationstest.

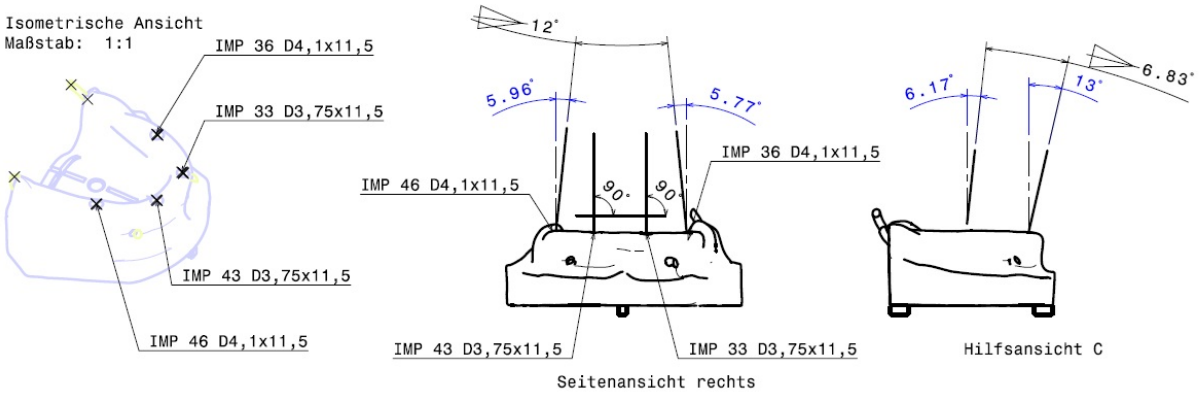
Abbildung 3.4: Implantatpositionen am Testkörper



Quelle: [eigene Abbildung]

Abbildung 3.5 zeigt einen Auszug aus dem Angabenblatt der Implantationsplanung, diese findet sich vollständig im Anhang dieser Arbeit. Diese soll der Testperson alle Angaben bieten und zudem auch intuitiv verständlich sein.

Abbildung 3.5: Vorgaben zur Setzung der Implantate

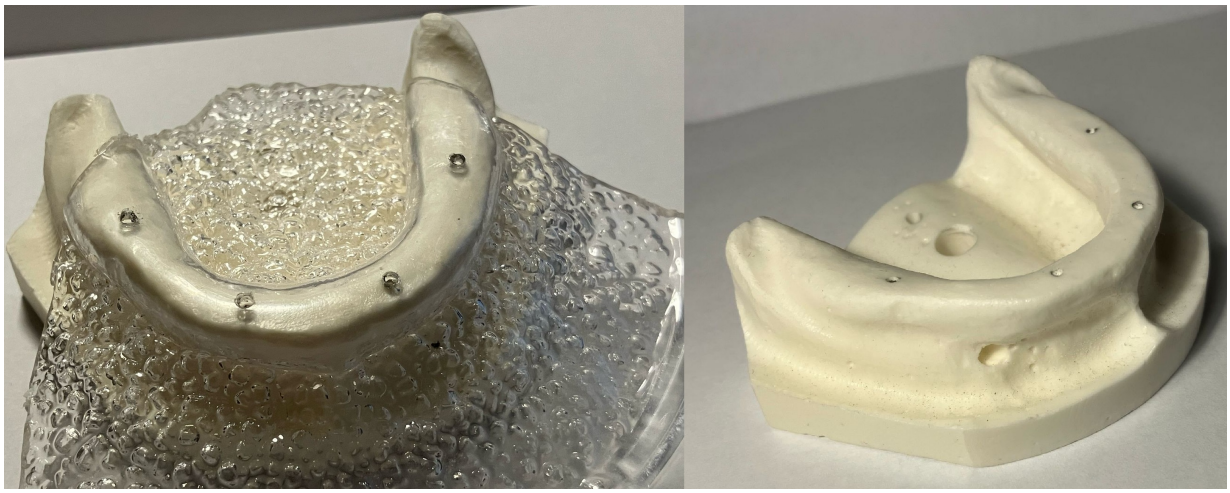


Quelle: [eigene Zeichnung]

Die vollständige Zeichnung findet sich im Anhang der vorliegenden Arbeit.

Abbildung 3.6 zeigt eine Tiefziehschiene mit entsprechenden Löchern angefertigt um schnell und reproduzierbar die Punkte auf den Testkörper übertragen zu können. Daneben das für die Testung vorbereitete Modell.

Abbildung 3.6: Tiefziehschiene zur Übertragung der Implantatpositionen und Testkörper



Quelle: [eigene Fotografie]

Folgendes Vorgehen ist vom Probanden umzusetzen. Je Test ist ein eigener Testkörper zu verwenden.

Umsetzung Reihe „Freihändig“:

1. Die Reihenfolge der Bohrungen kann vom Probanden selbst gewählt werden. Es sind die in der Zeichnung vogegebenen Implantate (⌀ und Länge) sowie entsprechenden Angulierungen möglichst genau umzusetzten.
2. Das vorgegebene Bohrprotokoll des Implantatsystems ist einzuhalten.
3. Freihändige Implantatbettvorbereitung der Löcher [43][33][46][36]. Die Verwendung von Parallelisierungspins zur Achslage der Bohrungen untereinander sind erlaubt.
4. Setzen der vorgegebenen Implantate.

Umsetzung Reihe „Navigiert“:

1. Die Reihenfolge der Bohrungen kann vom Probanden selbst gewählt werden. Es sind die in der Zeichnung vogegebenen Implantate (⌀ und länge) sowie entsprechenden Angulierungen möglichst genau umzusetzten.
2. Das vorgegebene Bohrprotokoll des Implantatsystems ist einzuhalten.
3. Kalibration des Navigationssystems in entsprechender Bohrung in der Fußplatte, durch Aussprechen des Befehls „kalibrieren“durch den Probanden.
4. Navigierte Implantatbettvorebereitung der Löcher [43][33][46][36], die Verwendung von Parallelisierungspins zur Achslage der Bohrungen untereinander sind erlaubt.
5. Setzen der vorgegebenen Implantate.

Anmerkung:
Der gesamte Test wird von dem Autor beaufsichtigt und der Proband begleitet. Die Verwendung von Hilfsmitteln ist untersagt. Lediglich die Veränderung des eigenen Blickwinkels, die der Phantomkopf und Vorgabe der Phantommaske zulässt, ist erlaubt, um eine ähnliche Situation zur realen Einsichtmöglichkeit in das Cavum oris zu gewährleisten. Ein Verschieben der Maske ist untersagt. Die Bedienung des Navigationssystems, Eingaben um die Kalibrierung durchzuführen, werden durch entsprechenden Befehl des Probanden durch den Autor umgesetzt. Des Weiteren werden die notwendigen Bohrer durch den Autor gereicht.

Nach diesen Schritten wird der Testkörper zur Nachvollziehbarkeit beschriftet. Zur Weiteren Auswertung werden Abformpfosten an entsprechenden Implantaten eingeschraubt, in einer Scanbox digitalisiert und ausgewertet.

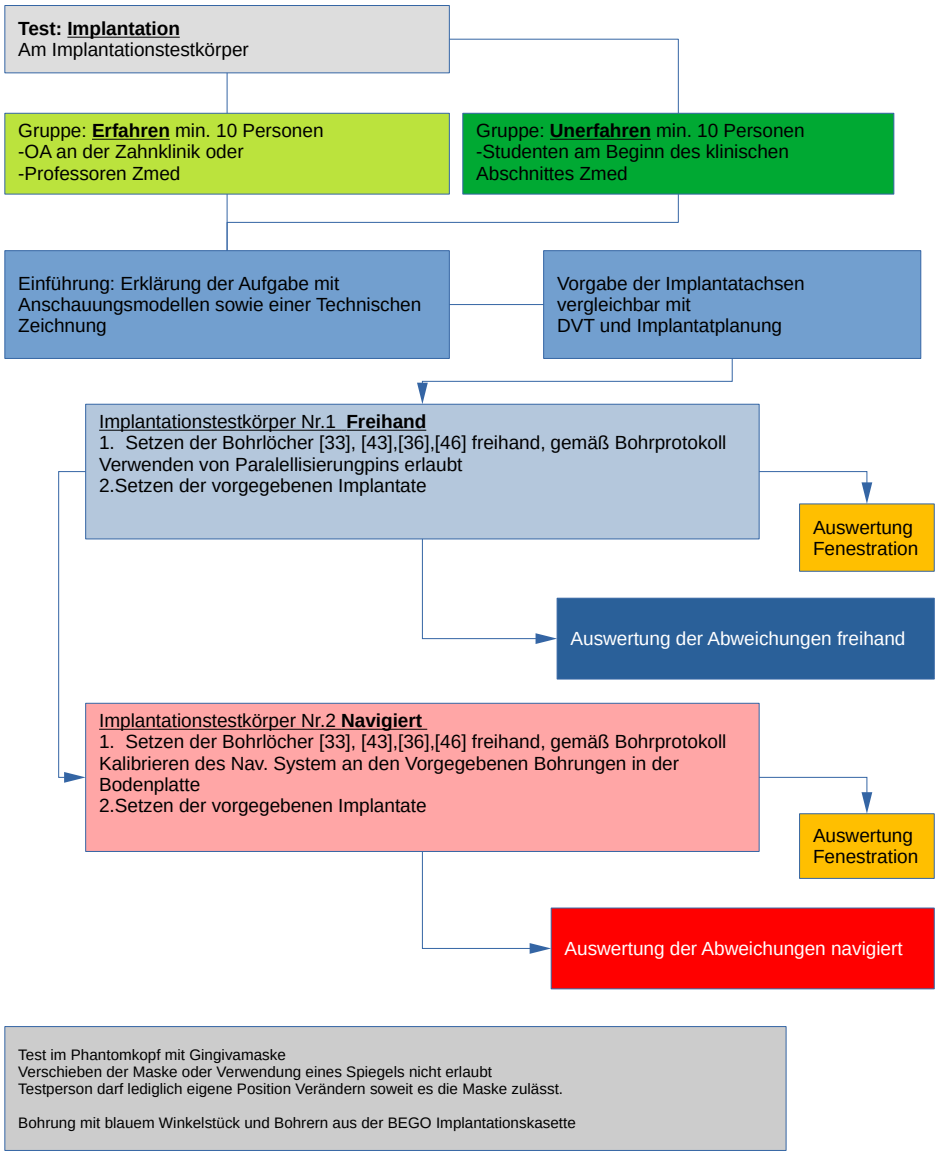
Auswertung der Bohrungen [43][33][46][36] auf Parallelität zur Referenzbohrung in der Fußplatte der jeweiligen Testreihe freihand bzw. navigiert.

Die minimal festgelegte Probandenanzahl könnte überschritten werden, es konnten 12 Studenten und 11 Ärzte auf freiwilliger Basis zur Teilnahme motiviert werden.

3.3 Testschema Implantationstest

Abbildung 3.7 zeigt das entwickelte Testschema die Abweichungen zwischen freihändiger- und navigierter Vorgangsweise, um die Abweichung von Implantatachsen zu einer vorgegebenen Planung auf zwei Gruppen („Erfahren“ und „Unerfahren“) zu testen. Das Schema findet sich zusätzlich im Anhang zur vorliegenden Arbeit.

Abbildung 3.7: Ablauf der Implantationstestung



Quelle: [eigenes Schema]

3.4 Bewertungsmethode Implantationsqualität

Für die Einzelauswertung des Implantationstest wurde zusätzlich ein Bewertungschema entwickelt, das die Qualität der Implantation am Testkörper beschreibt. Hierzu wurden zur Bewertung vier Codes, die einem negativen Punktesystem entsprechen, entwickelt. Dies soll eine nummerische Auswertung von größeren Studien und entsprechender Datensätze erleichtern.

Implantationsfehler:

Code [0]:

- Sehr gut, bestmögliche Ausnutzung der Knochenstärke, keine dünnen Stellen, Implantatachse entspricht der Vorgabe, Implantatschulter gut eingefasst.

Code [1]:

- dünne Stelle bzw. Impl. tangiert Kortikalis, Implantat ragt jedoch nicht über die Kortikalis hinaus, Implantatschulter dünne Stelle.

Code [2]:

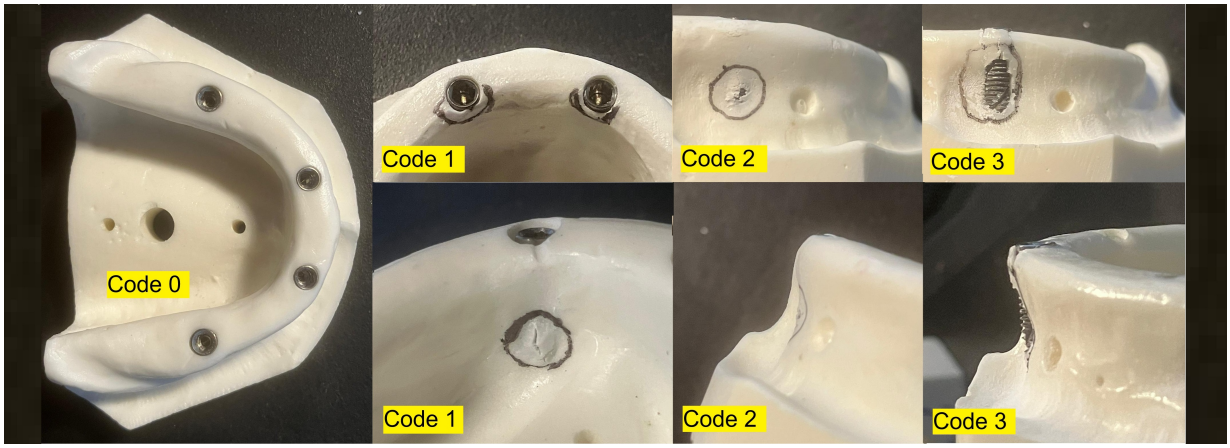
- eindeutiges Fenestrationsfenster, Impl. überragt die Kortikalis leicht oder Implantatschulter tangiert Kortikalis.

Code [3]:

- großflächiges Fenestrationsfenster, starke Achsenabweichung, Implantat steht aus dem Knochen heraus.

Abbildung 3.8 zeigt Beispiele für die entwickelte Klassifikation. Dieses Klassifikationmodell kann in Vitro bzw . mit Bildgebenden Verfahren verwendet werden. Im klinischen Umfeld mit der entsprechender Schleimhaut über dem Knochen ist dieses Bewertungsschema nur bedingt oder in modifizierter Form anwendbar.

Abbildung 3.8: Entwickeltes Bewertungsschema für Implantationsqualität



Quelle: [eigene Fotografie/Collage]

4 Ergebnisse Implantationstest:

Um das Mitwirken des Probanden an der Testreihe zu belohnen wurde ein Einzelauswertungsschema entwickelt damit der Proband seine eigenen Leistungen intuitiv in einer graphischen Darstellung begutachten kann. So können die ermittelten Daten der einzelnen Probanden auch didaktisch weiterverwendet werden, um eine eigene Awareness für die selbst verantworteten Abweichungen zu bekommen.

Die Einzelauswertung kann im individuellen Fall ebenfalls anzeigen, ob der Prototyp zur Navigation zu einer Verbesserung der freihändigen Leistungen führt.

Es wird angemerkt, dass alle Ergebnisse anonymisiert wurden.

Von großem Interesse ist die Auswertung der Summe aller ermittelten Daten hinsichtlich der sagittalen und transversalen Achse entsprechend der gewählten Kohorten, erfahrenen Ärzte sowie unerfahrenen Studenten unter freihändiger Arbeitsweise als auch mithilfe des navigierten Prototypen.

Hierzu wurden die Abweichungen in XY Plots dargestellt und die Standardabweichungen um die Mittelwerte dargestellt.

4.1 Einzelauswertungen Implantationstest

Alle erstellten Einzelauswertungen des Parallelitätstests sind im Anhang der vorliegenden Arbeit zu finden.

Exemplarisch wird hier die Darstellung einer Einzelauswertung aufgeführt um den didaktischen Mehrwert darzustellen.

Abbildung 4.1 zeigt das anonymisierte Auswertungsblatt 3 des Implantationstests. Hierzu wurden eine kraniale Ansicht mit stilisierter Mandibula in einem XY Diagramm erstellt an dem man die einzelnen Messwerte hinsichtlich Ihrer Größe und Richtung betrachten kann. An den Projektionen findet sich auch eine Auswertung des jeweiligen Implantats in transversaler und sagittaler Richtung.

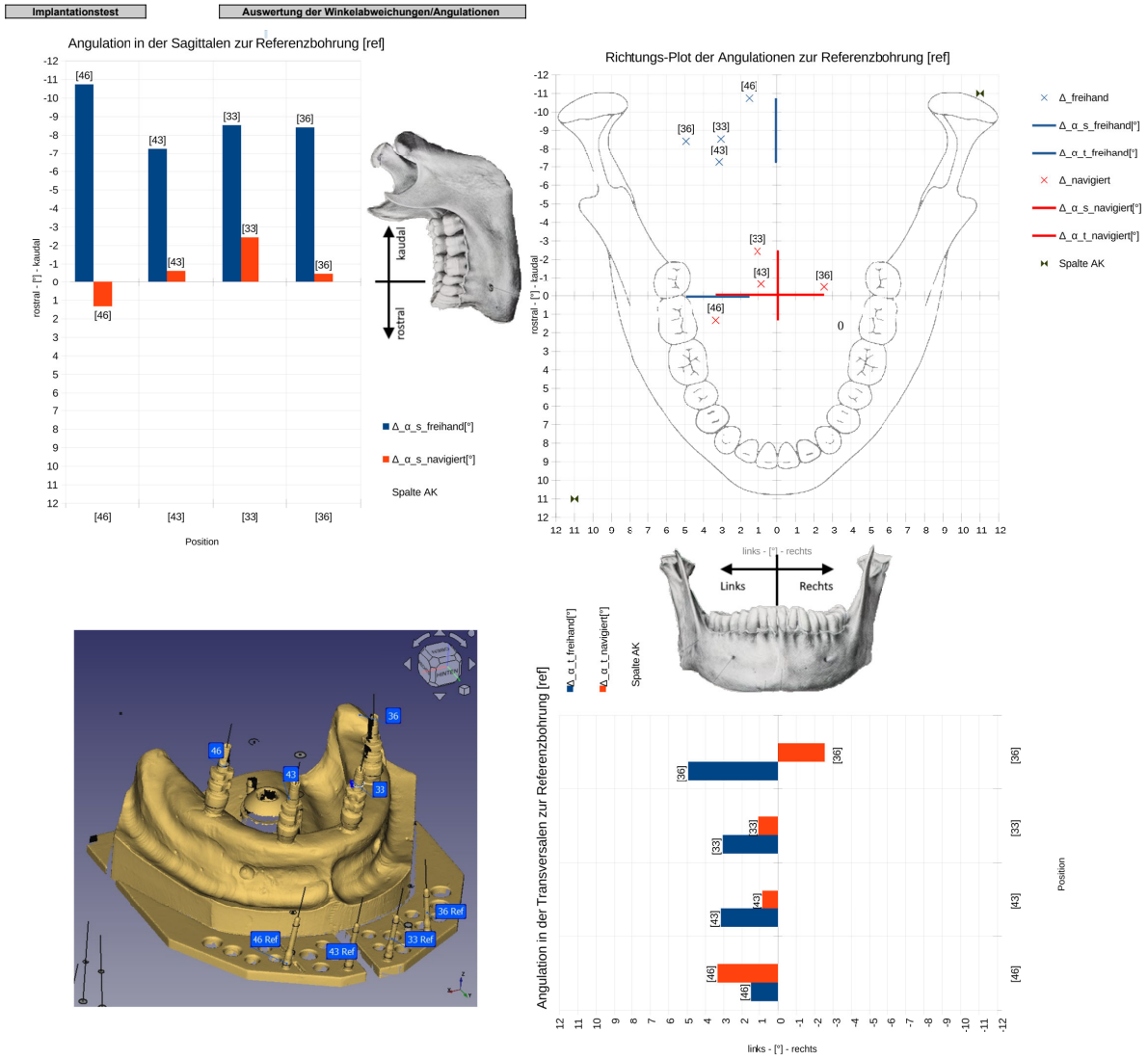
Abbildung 4.2 zeigt das anonymisierte Auswertungsblatt 3-2 des Implantationstests, Säulendiagramme der Abweichungen in sagittaler und transversaler Richtung als RMS Werte. Dies zeigt wenn vorhanden einen deutlichen Unterschied zwischen den optischen Achsen. Des weiteren wird auch die Gesamtabweichung dargestellt und die Mittelwerte werden miteinander verglichen.

Abbildung 4.3 zeigt das anonymisierte Auswertungsblatt 4 des Implantationstests. Säulendiagramme der Bewertungscodes zu entsprechender Implantatregion zeigen an, ob die gesetzen

Implantate einwandfrei oder mit Fehlern gesetzt wurden. Mann beachte, dass die Punkte in der negativen Achse dargestellt werden.

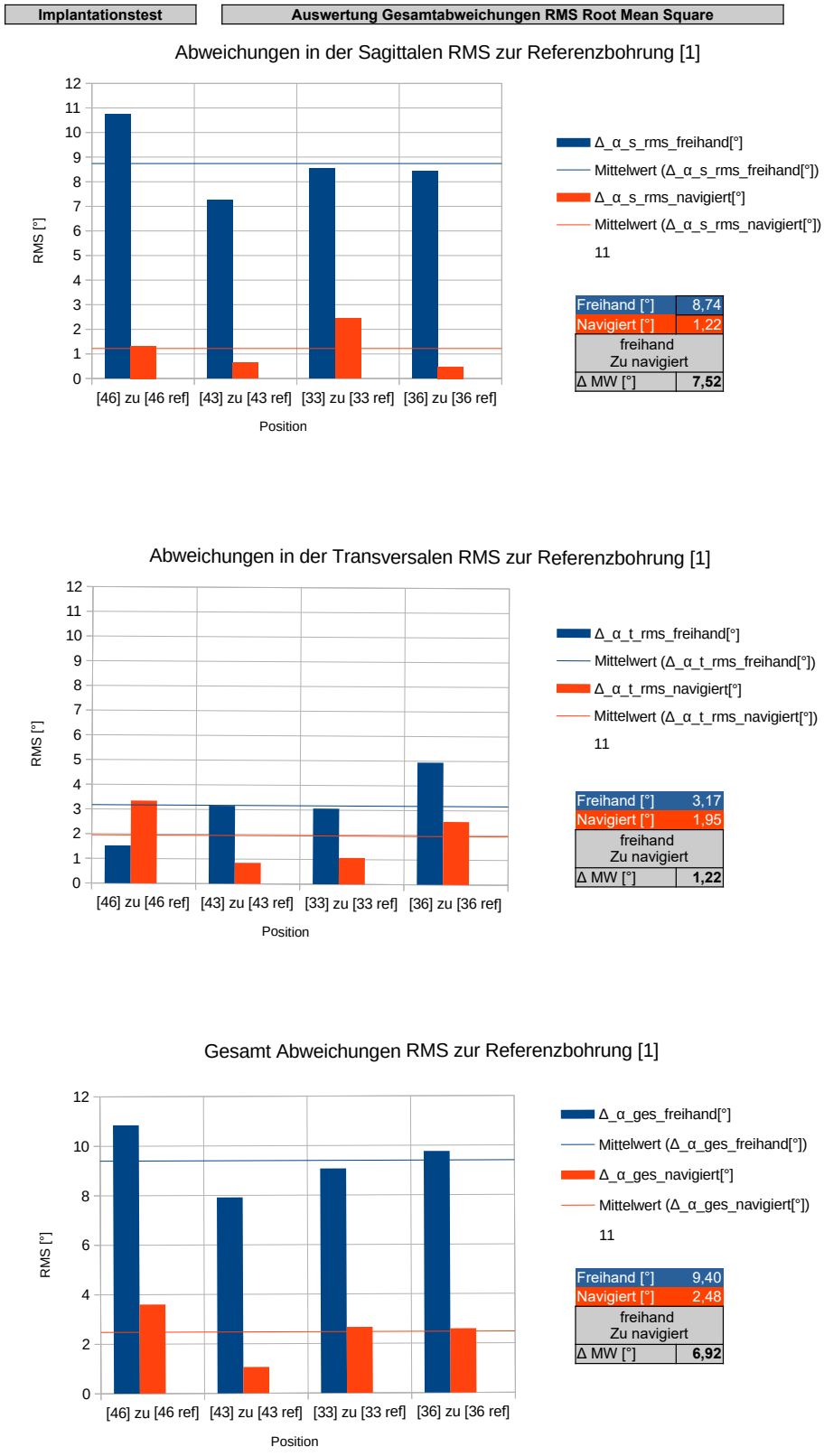
Abbildung 4.4 zeigt das anonymisierte Auswertungsblatt 4-2 des Implantationstests. Säulendiagramme der Messabweichung durch die Auswertung mittels Scanbox und Rekonstruktion. Eine Information welche die Fehlerabweichung der verwendeten Auswertemethode repräsentativ beschreibt.

Abbildung 4.1: Einzelauswertung Implantationstest Blatt 3:



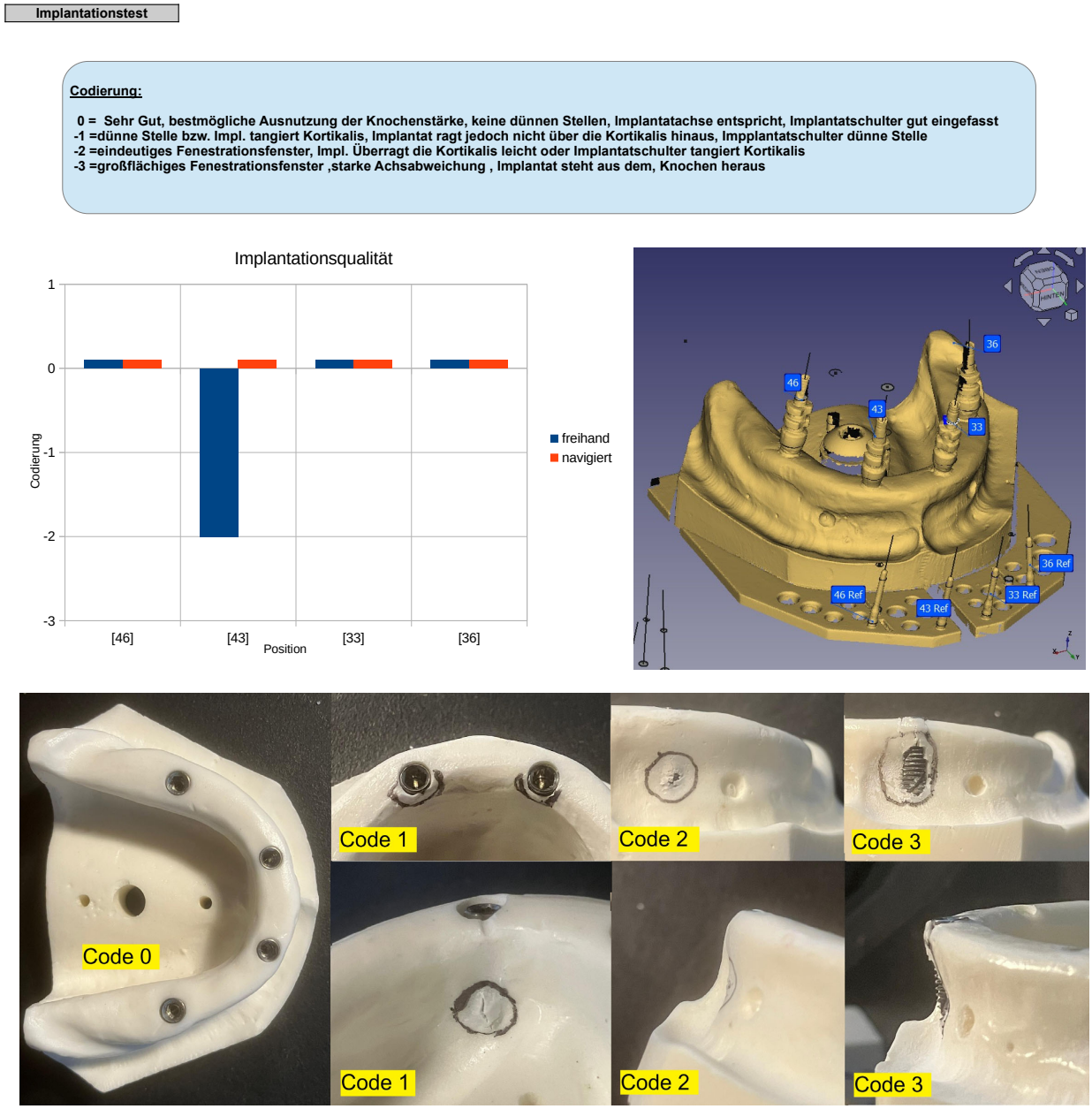
Quelle: [eigenes Schema]

Abbildung 4.2: Einzelauswertung Implantationstest Blatt 3-2:



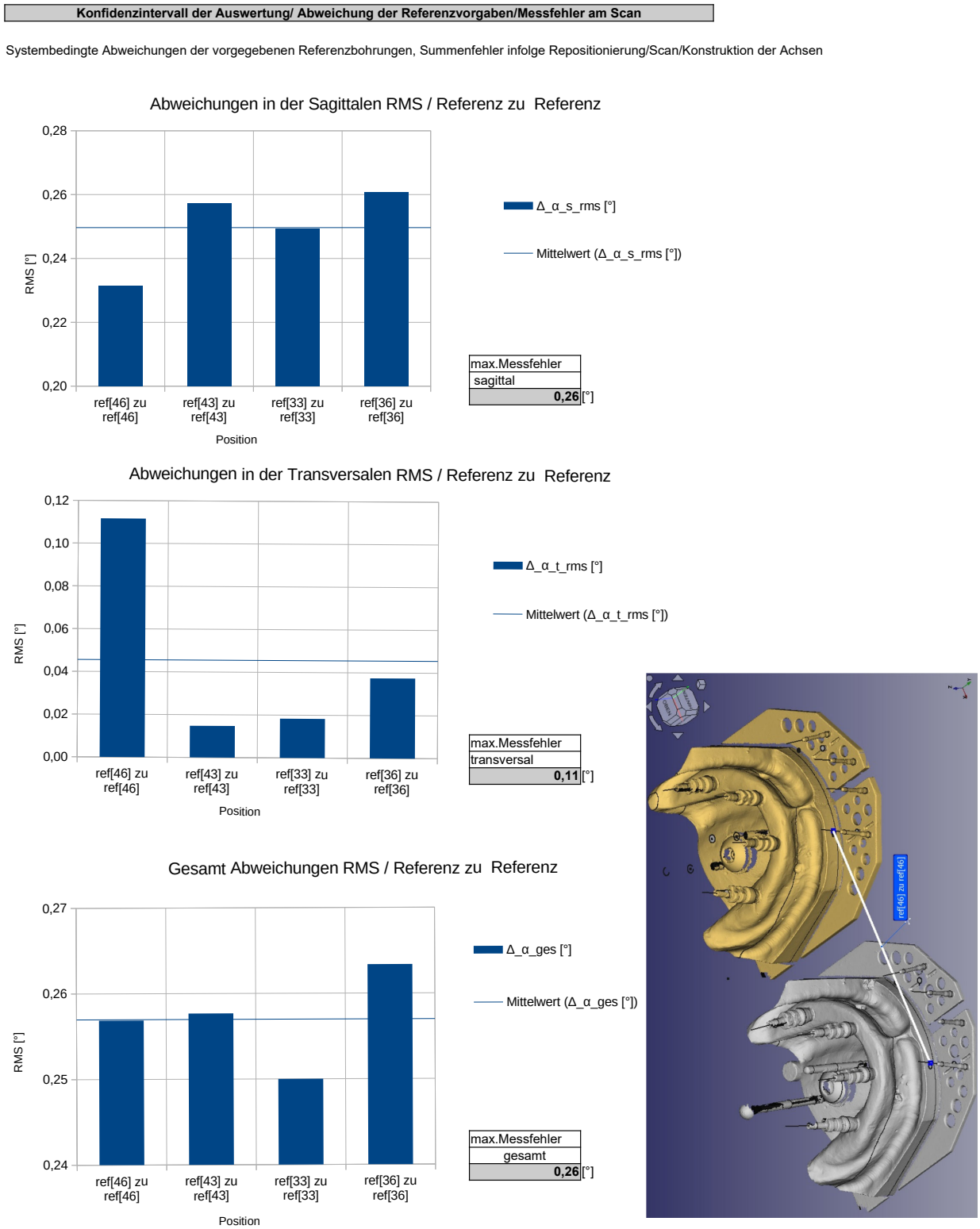
Quelle: [eigenes Schema]

Abbildung 4.3: Einzelauswertung Implantationstest Blatt 4:



Quelle: [eigenes Schema]

Abbildung 4.4: Einzelauswertung Implantationstest Blatt 4-2

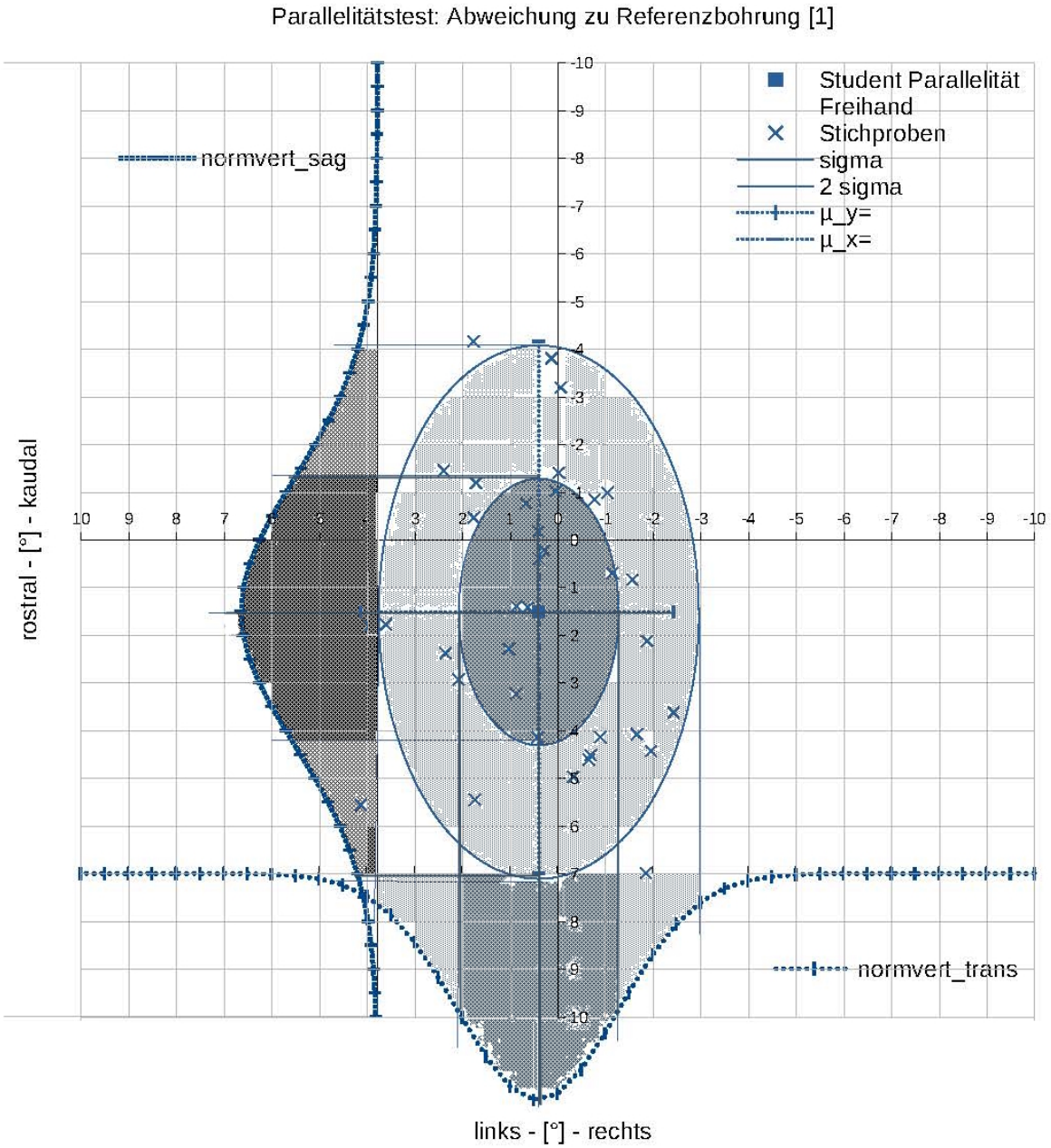


Quelle: [eigenes Schema]

4.2 Gesamtauswertung Implantationstest

Abbildung 4.5 zeigt eine schematische Darstellung, der einfachen Standardabweichung 66% (dunkel Schraffiert), sowie der doppelten Standardabweichung 95% (hell Schraffiert) der Messwerte im XY Diagramm bezogen auf die sagittale sowie transversale Achse zur Verständlichkeit der folgenden Auswertungen.

Abbildung 4.5: Schematische Häufigkeitsverteilungen im XY-Diagramm

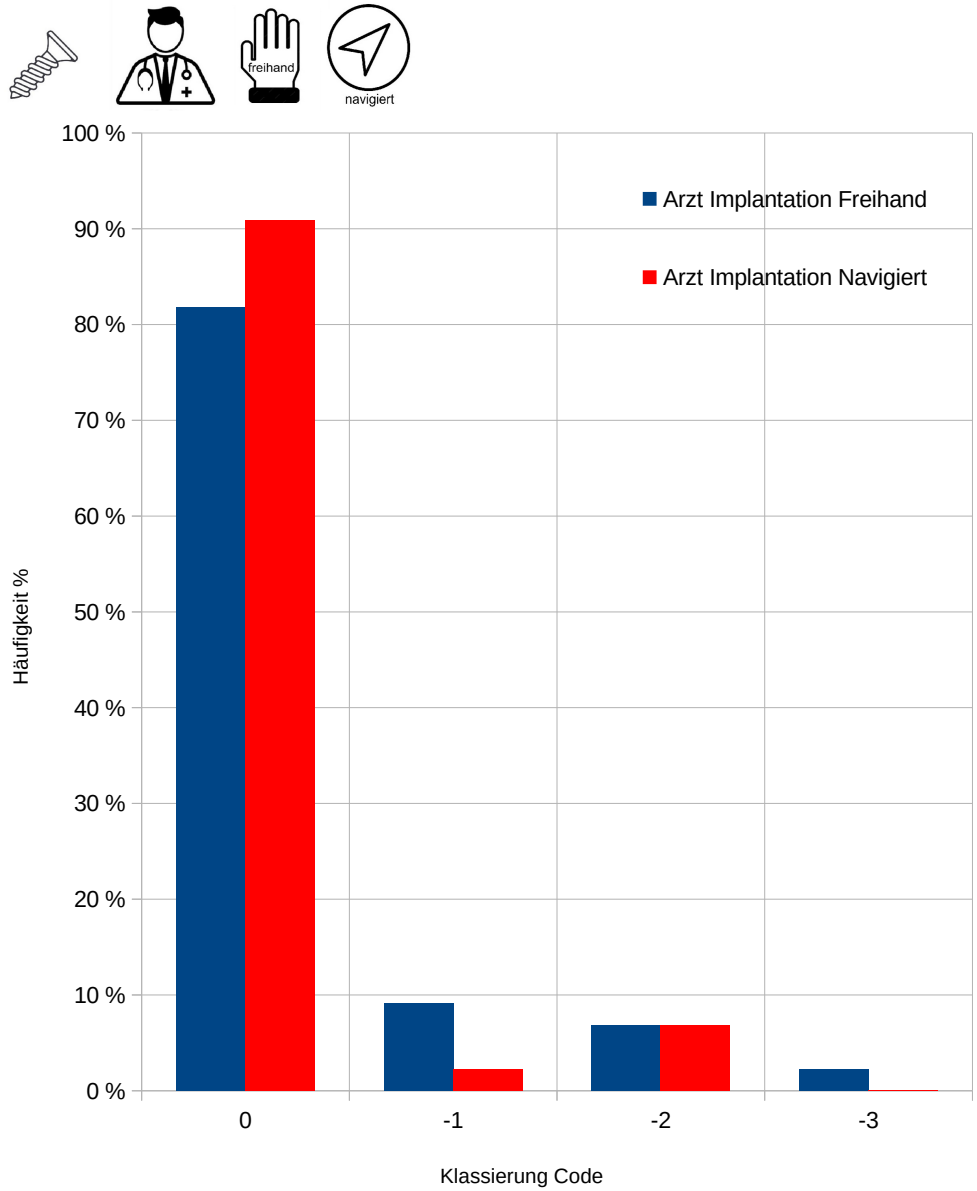


Quelle: [eigene Darstellung]

4.2.1 Auswertung Implantationsqualität/Fenestration

Abbildung 4.6 zeigt die Auswertung aller Fenestrationstests der Kohorten „Ärzte Freihand“ vs. „Ärzte Navigiert“ in einem Säulendiagramm. Es wurden 11 Ärtze getestet. Pro Test ergeben sich vier unabhängige Messwerte. Dies ergibt eine gesamte Stichprobenanzahl von 44 je Kohorte.

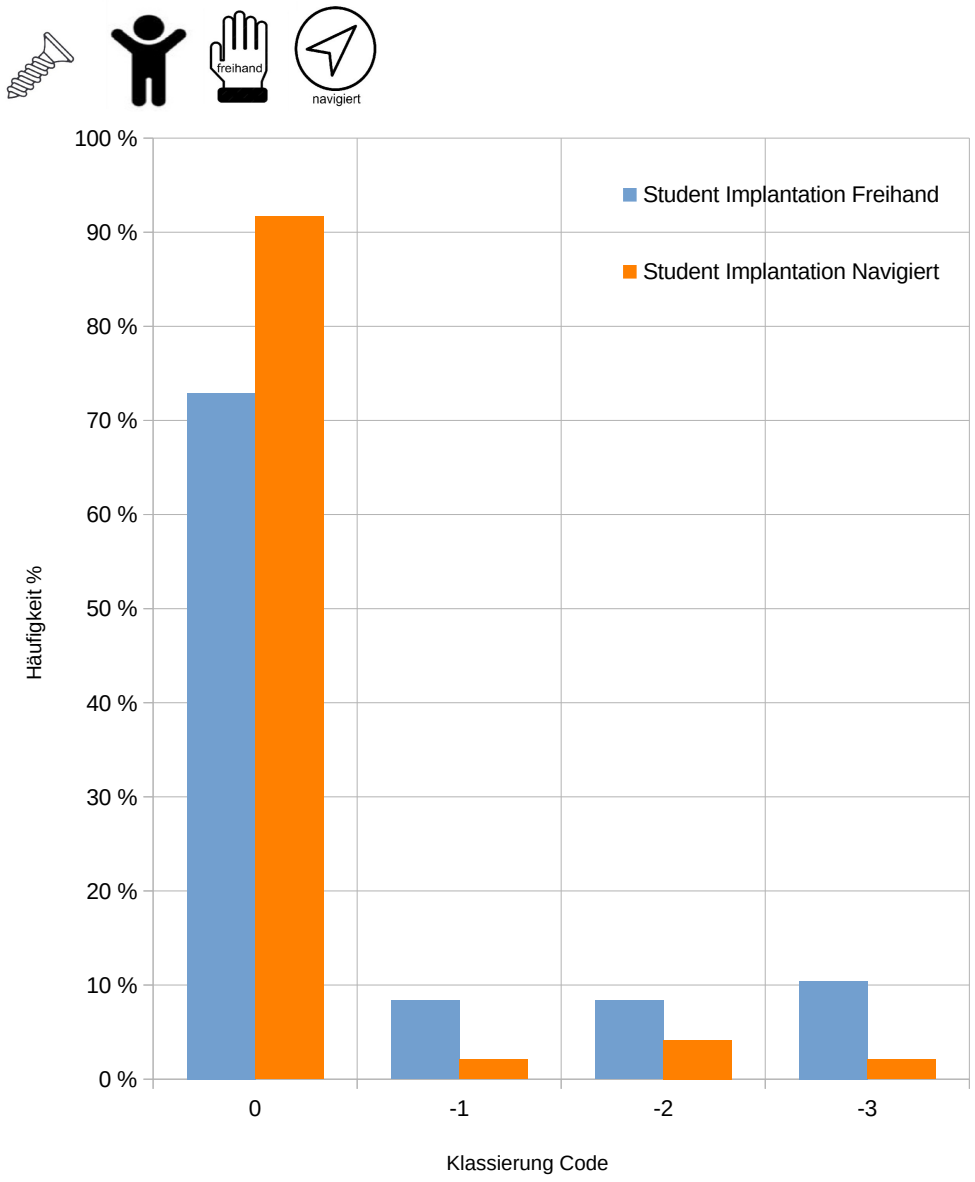
Abbildung 4.6: Fenestrationen Ärzte



Quelle: [eigene Darstellung]

Abbildung 4.7 zeigt die Auswertung aller Fenestrationstests der Kohorten „Studenten Freihand“ vs. „Studenten Navigiert“ in einem Säulendiagramm. Es wurden 12 Studenten getestet. Pro Test ergeben sich vier unabhängige Messwerte. Dies ergibt eine gesamte Stichprobenanzahl von 48 je Kohorte.

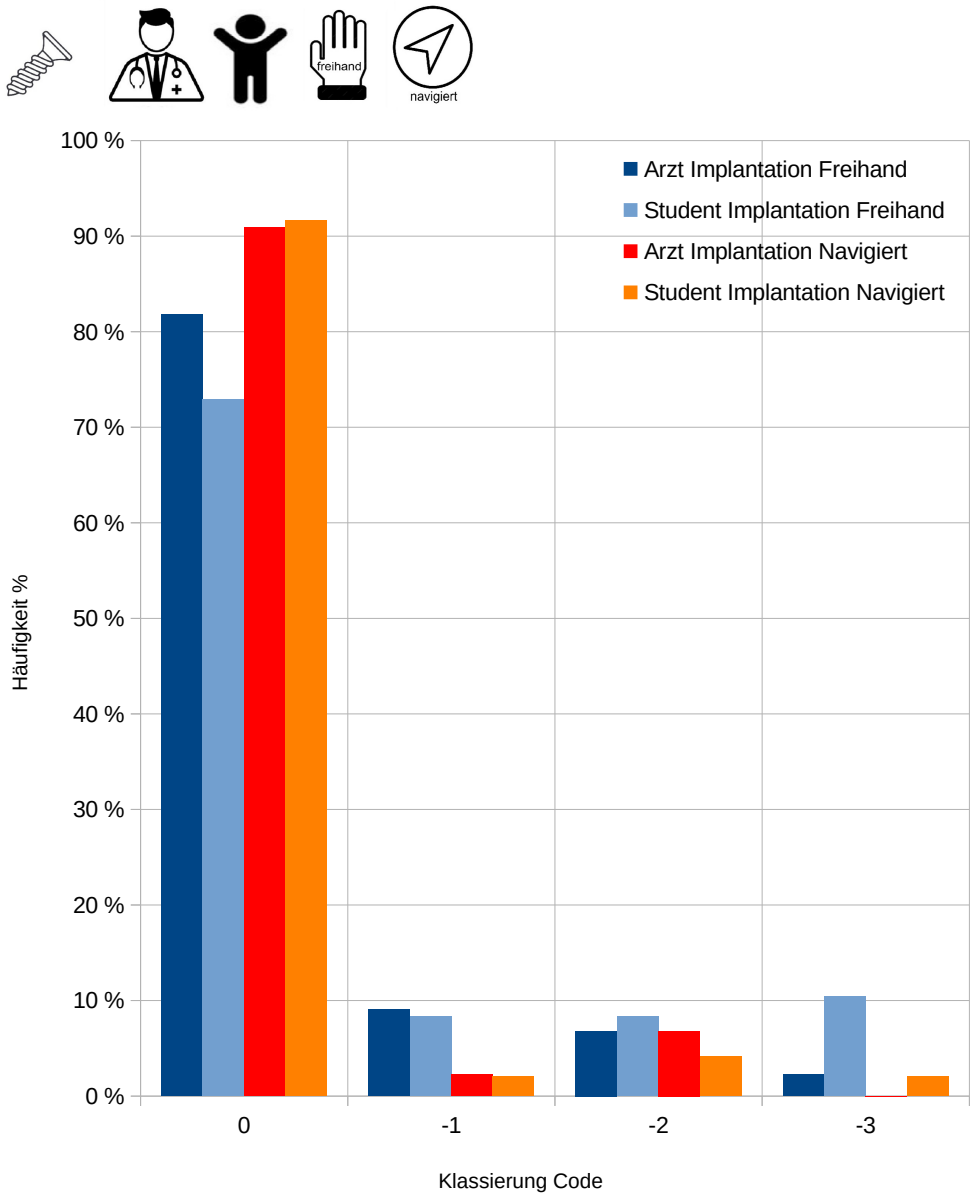
Abbildung 4.7: Fenestrationen Studenten



Quelle: [eigene Darstellung]

Abbildung 4.8 zeigt die Auswertung aller Fenestrationstests der Kohorten „Ärzte Freihand“ vs. „Studenten Freihand“ sowie „Ärzte Navigiert“ vs. „Studenten Navigiert“ in einem Säulendiagramm.

Abbildung 4.8: Fenestrationen Ärzte vs. Studenten



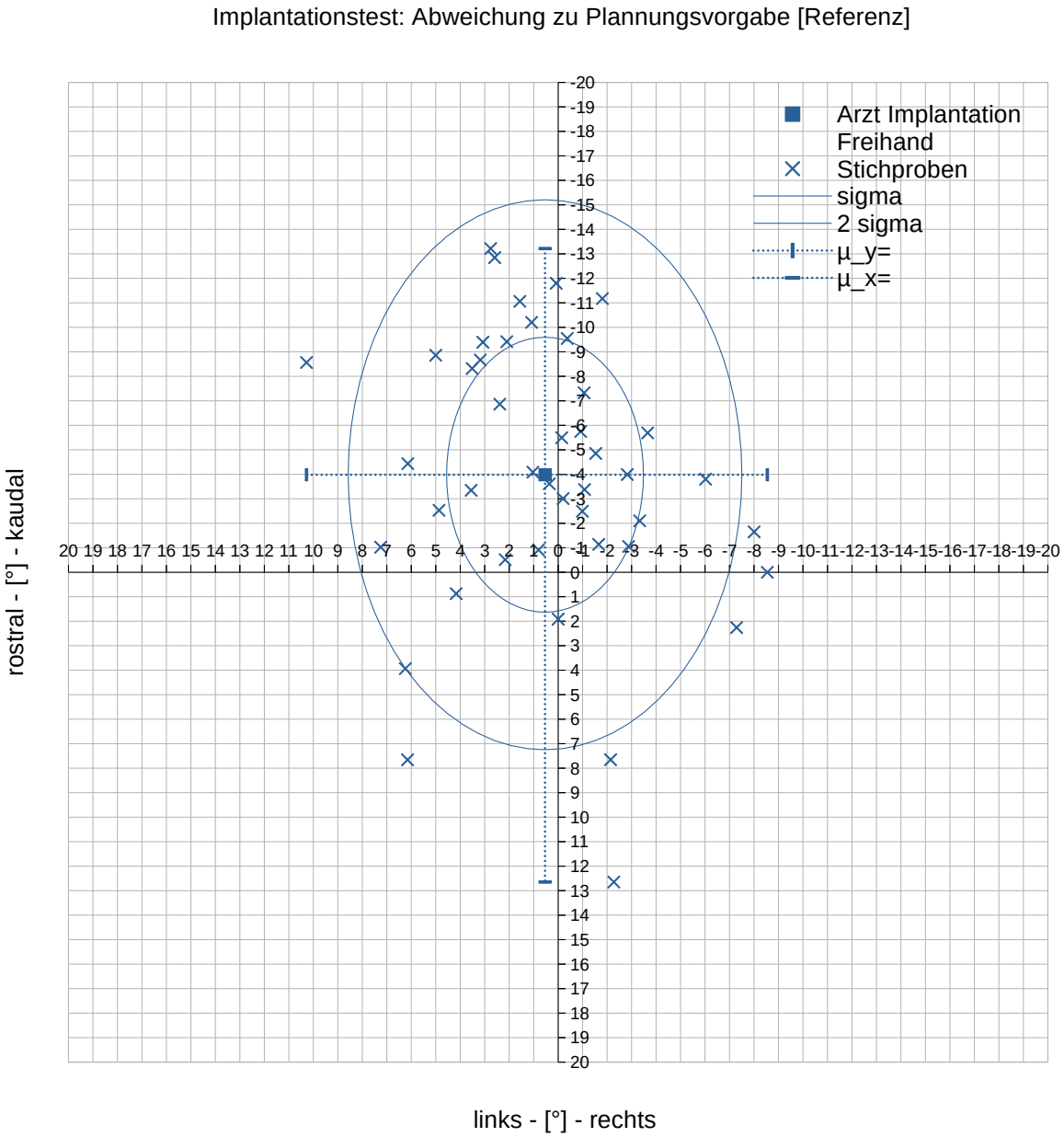
Quelle: [eigene Darstellung]

4.2.2 Auswertung Abweichungen Implantationstest

Abbildung 4.9 zeigt die Auswertung aller Implantationstests der Kohorte „Ärzte Freihand“ in einem XY-Diagramm. Es wurden 11 Ärzte getestet. Pro Test ergeben sich vier unabhängige Messwerte. Dies ergibt eine gesamte Stichprobenanzahl von 44.

Abbildung 4.9: Implantationstest Ärzte Freihand

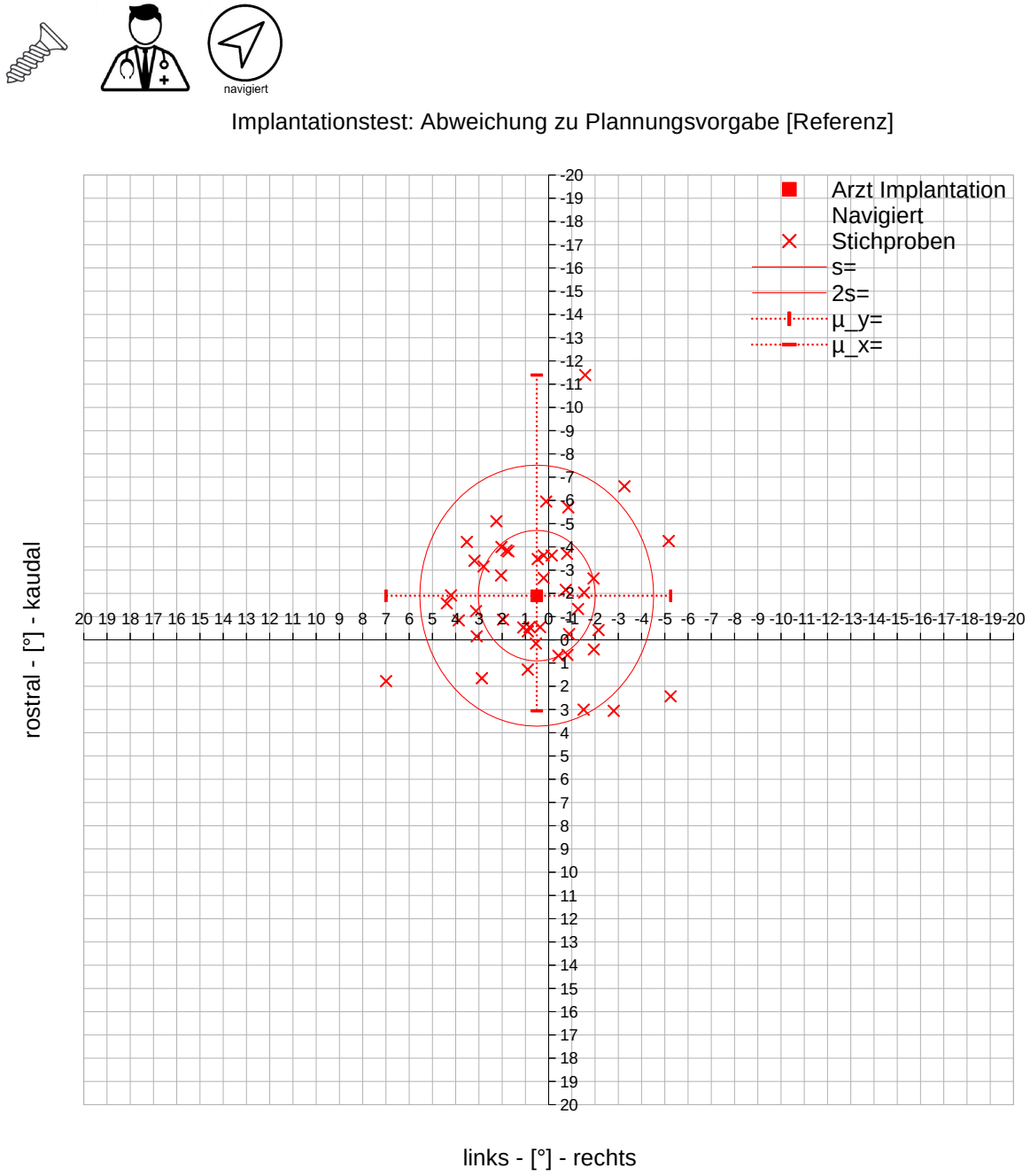




Quelle: [eigene Darstellung]

Abbildung 4.10 zeigt die Auswertung aller Implantationstests der Kohorte „Ärzte Navigiert“ in einem XY-Diagramm. Es wurden 11 Ärzte getestet. Pro Test ergeben sich vier unabhängige Messwerte. Dies ergibt eine gesamte Stichprobenanzahl von 44.

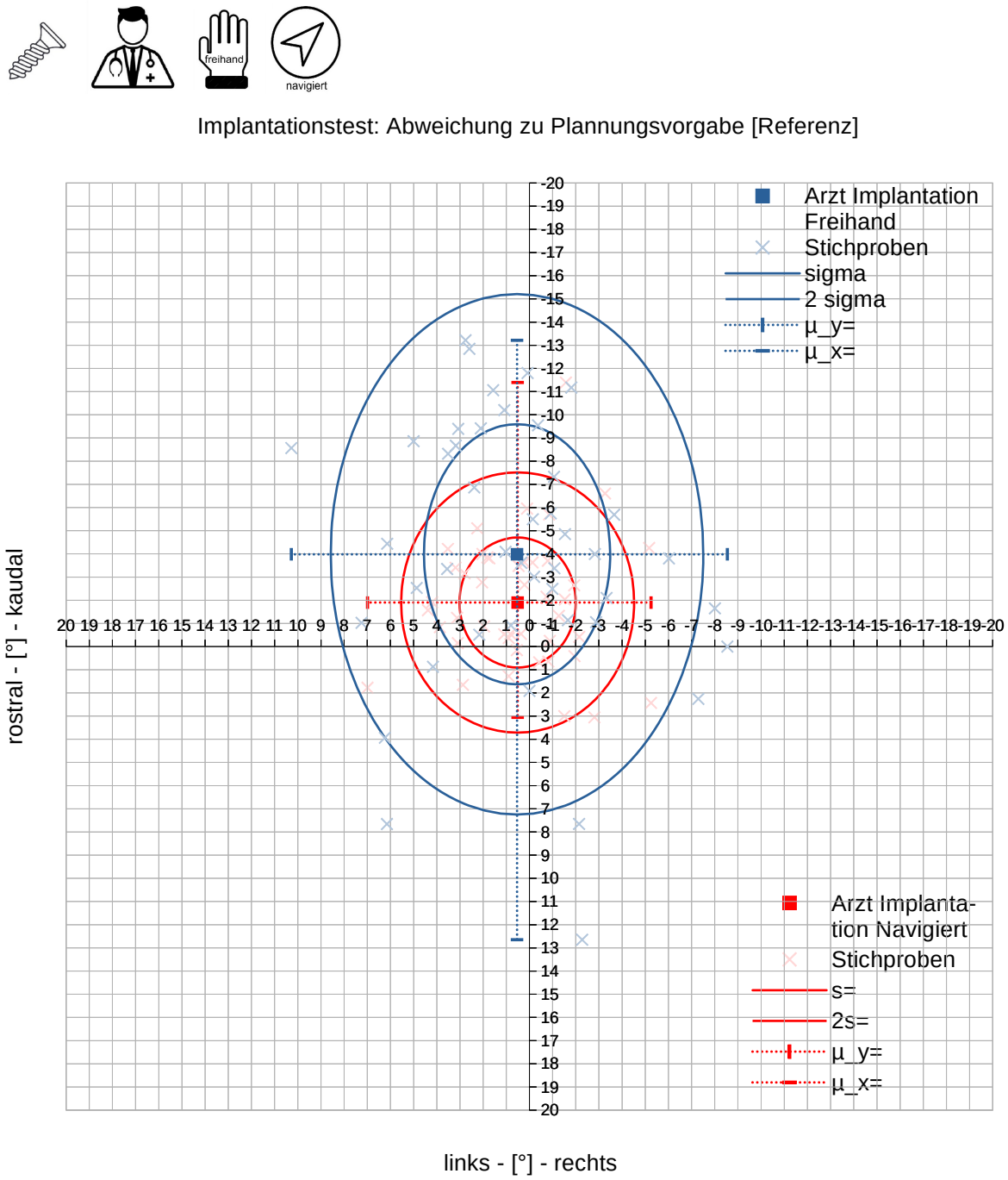
Abbildung 4.10: Implantationstest Ärzte Navigiert



Quelle: [eigene Darstellung]

Abbildung 4.11 zeigt die Auswertung aller Implantationstests der Kohorten „Ärzte Freihand“ vs. „Ärzte Navigiert“ in einem XY-Diagramm.

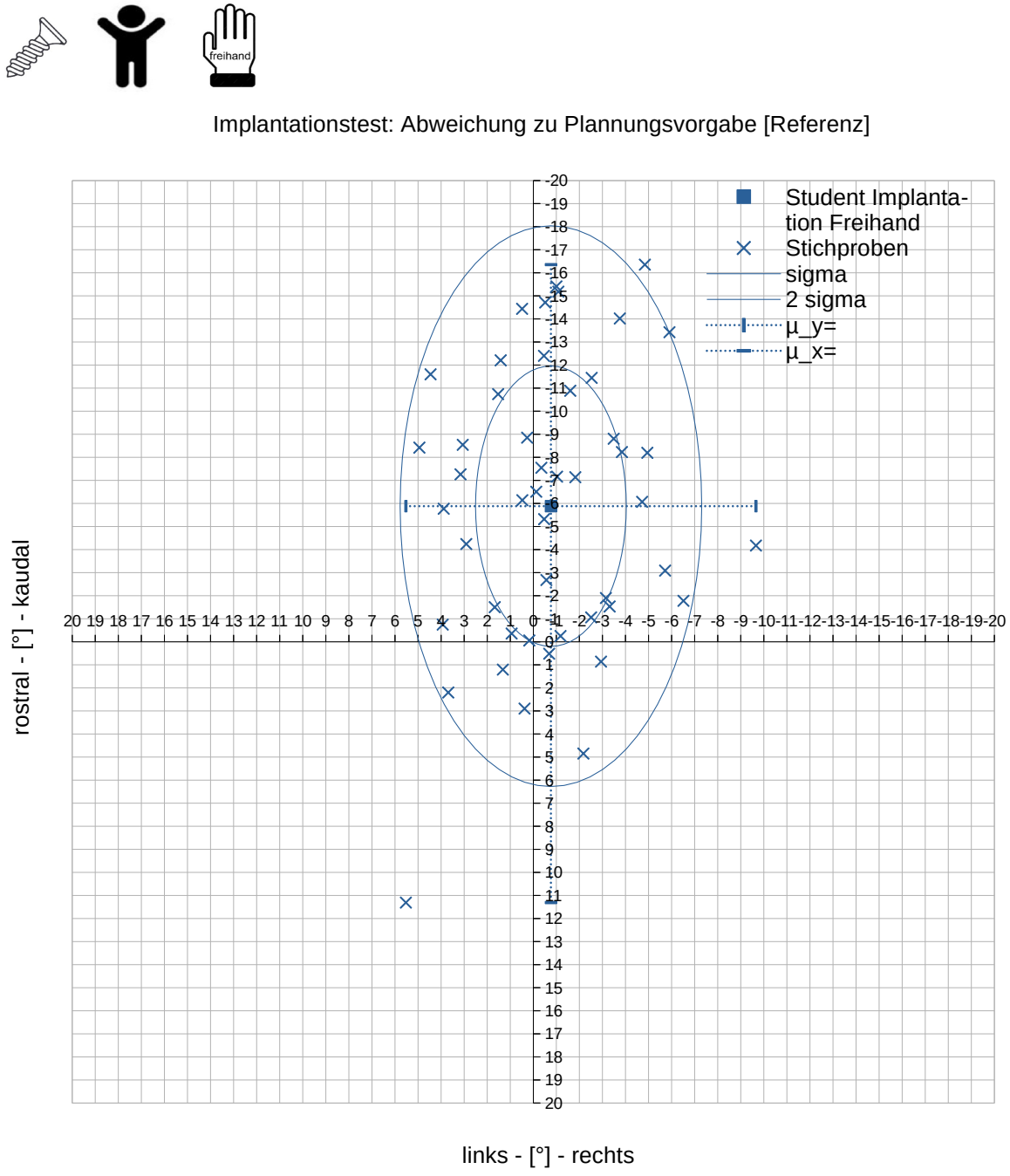
Abbildung 4.11: Implantationstest Ärzte Freihand vs. Navigiert



Quelle: [eigene Darstellung]

Abbildung 4.12 zeigt die Auswertung aller Implantationstests der Kohorte „Studenten Freihand“ in einem XY-Diagramm. Es wurden 12 Studenten getestet. Pro Test ergeben sich vier unabhängige Messwerte. Dies ergibt eine gesamte Stichprobenanzahl von 48.

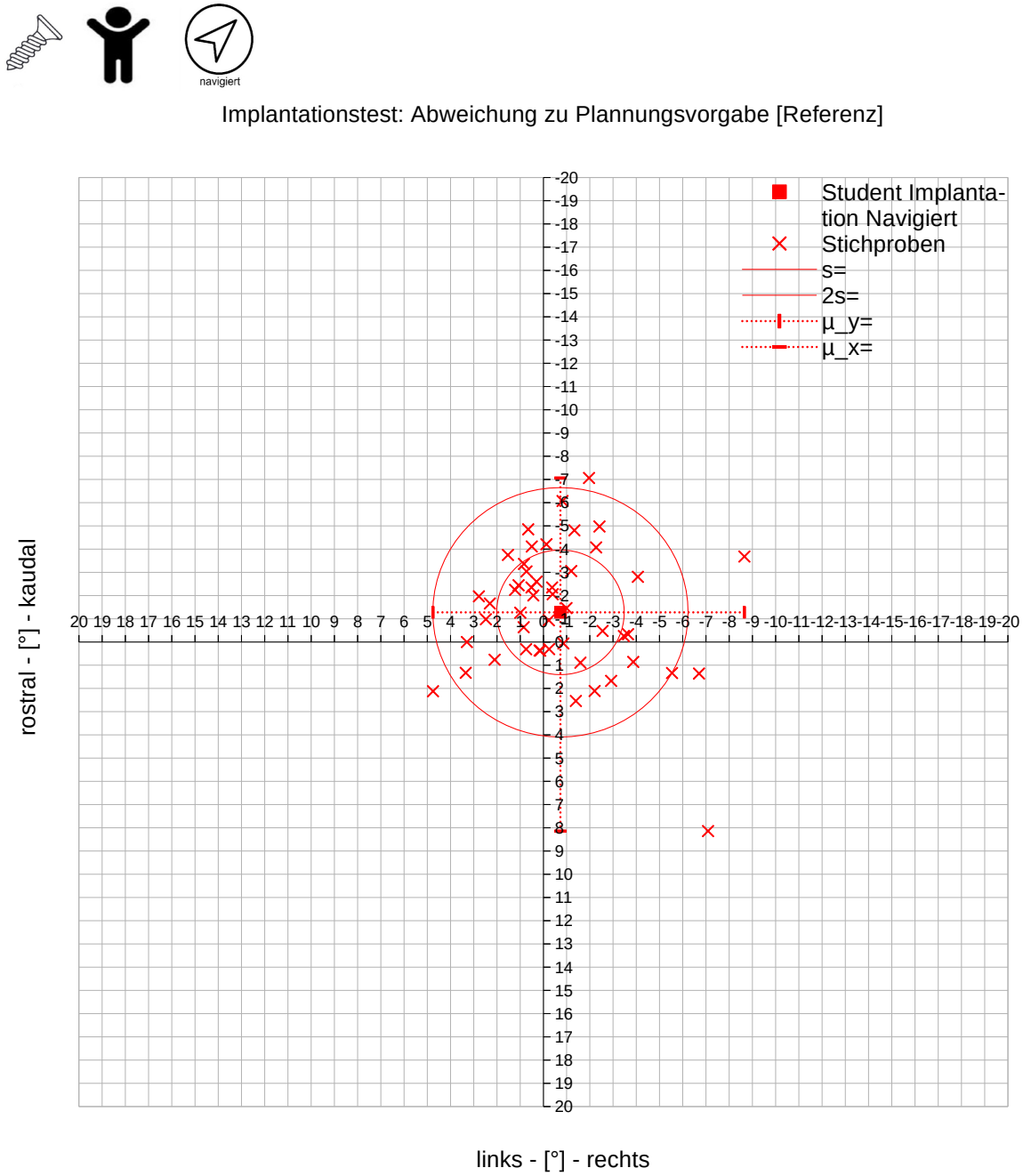
Abbildung 4.12: Implantationstest Studenten Freihand



Quelle: [eigene Darstellung]

Abbildung 4.13 zeigt die Auswertung aller Implantationstests der Kohorten „Studenten Navigiert“ in einem XY-Diagramm. Es wurden 12 Studenten getestet. Pro Test ergeben sich vier unabhängige Messwerte. Dies ergibt eine gesamte Stichprobenanzahl von 48.

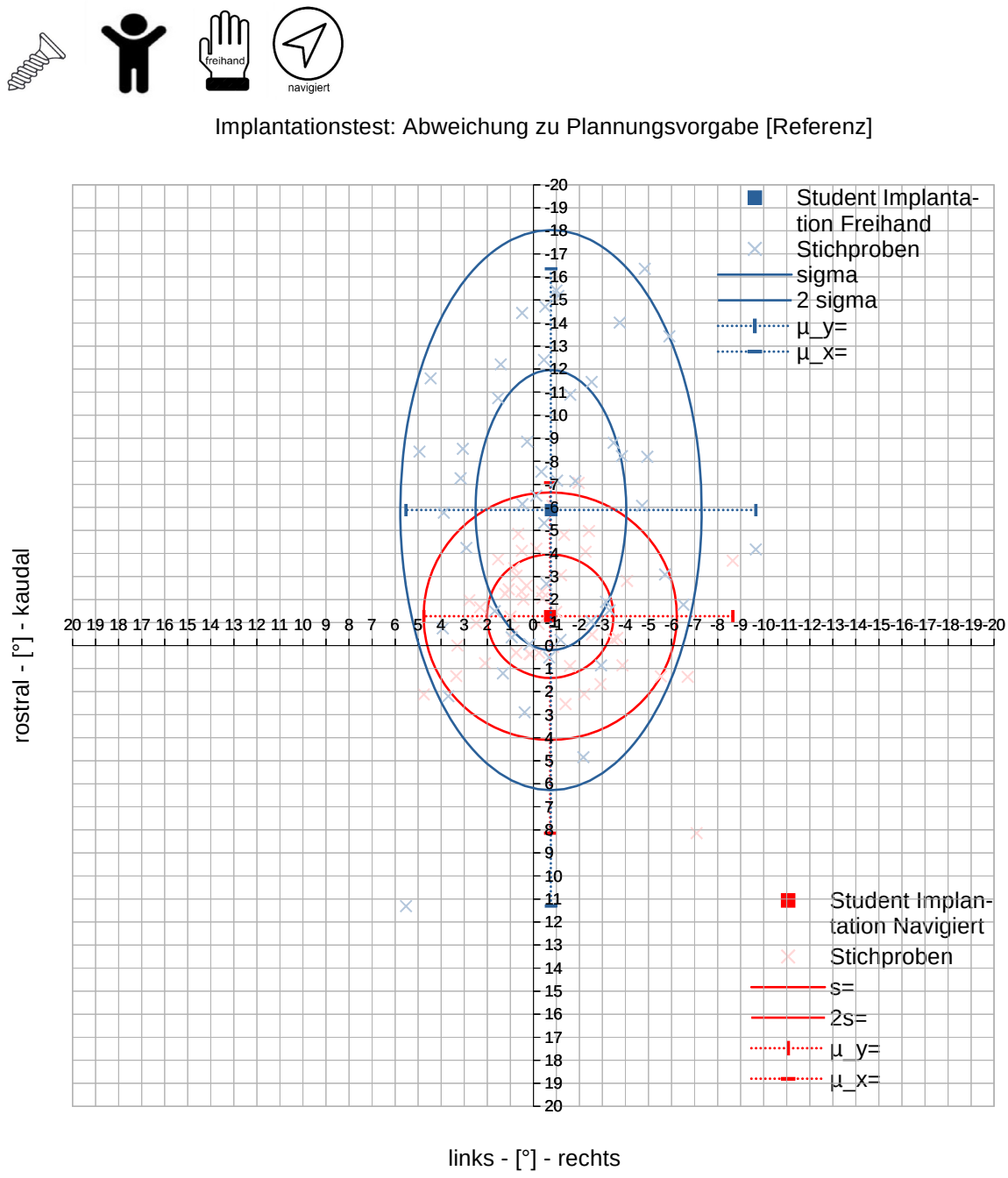
Abbildung 4.13: Implantationstest Studenten Navigiert



Quelle: [eigene Darstellung]

Abbildung 4.14 zeigt die Auswertung aller Implantationstests der Kohorten „Studenten Freihand“ vs. „Studenten Navigiert“ in einem XY-Diagramm.

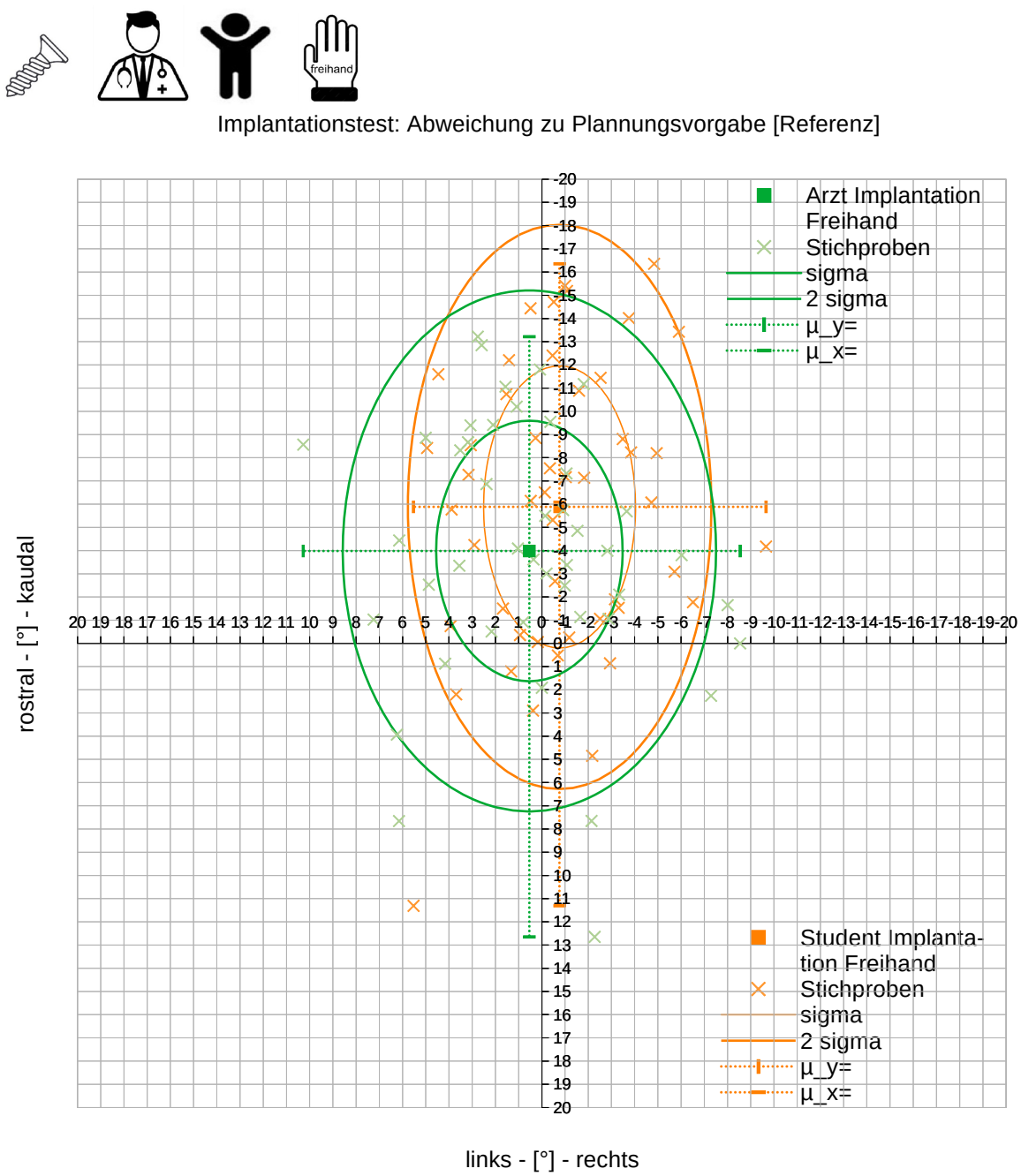
Abbildung 4.14: Implantationstest Studenten Freihand vs. Navigiert



Quelle: [eigene Darstellung]

Abbildung 4.15 zeigt die Auswertung aller Implantationstests der Kohorten „Studenten Freihand“ vs. „Ärzte Freihand“ in einem XY-Diagramm.

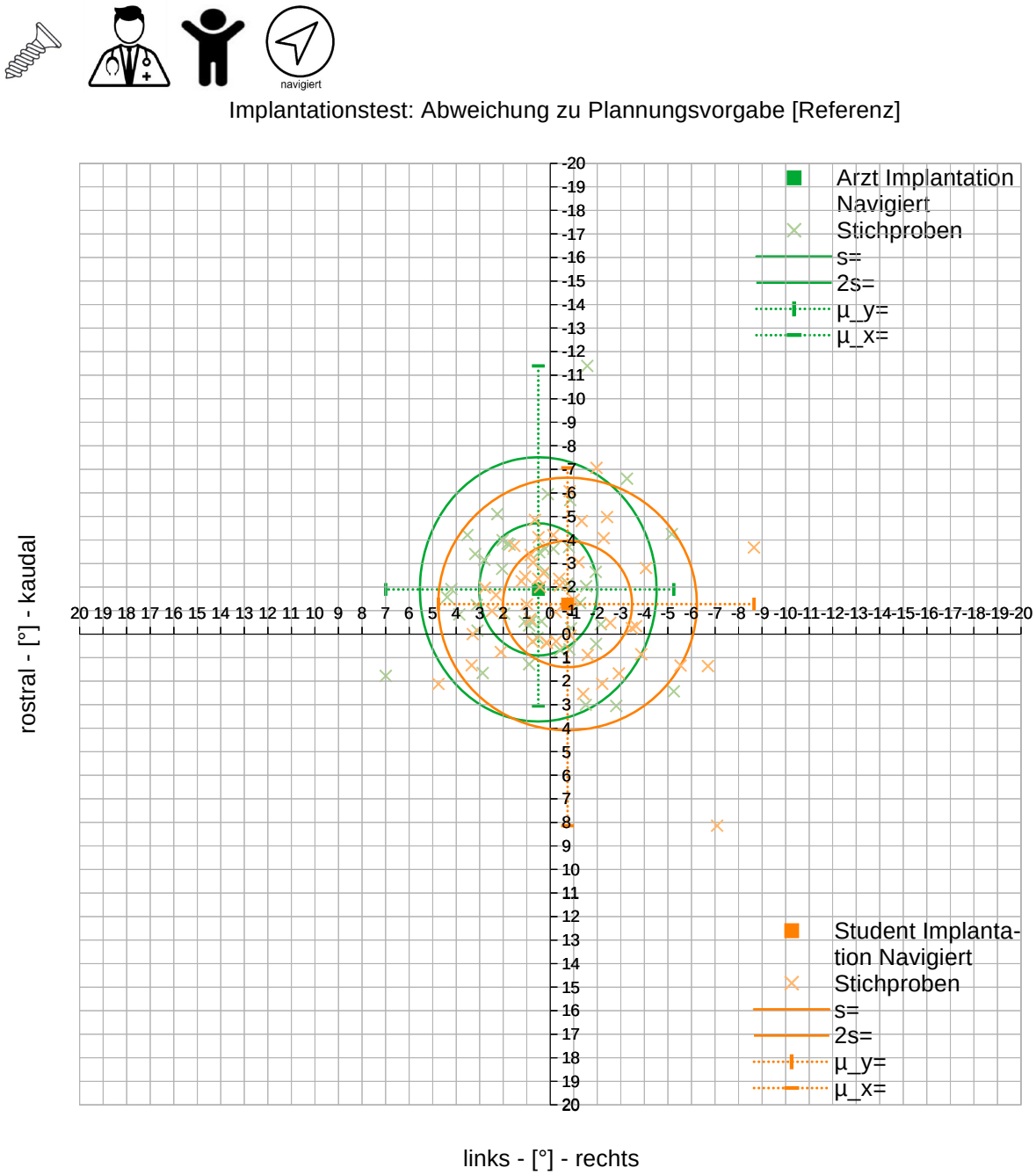
Abbildung 4.15: Implantationstest Studenten und Ärzte Freihand



Quelle: [eigene Darstellung]

Abbildung 4.16 zeigt die Auswertung aller Implantationstests der Kohorten „Studenten Navigiert“ vs. „Ärzte Navigiert“ in einem XY-Diagramm.

Abbildung 4.16: Implantationstest Studenten und Ärzte Navigiert



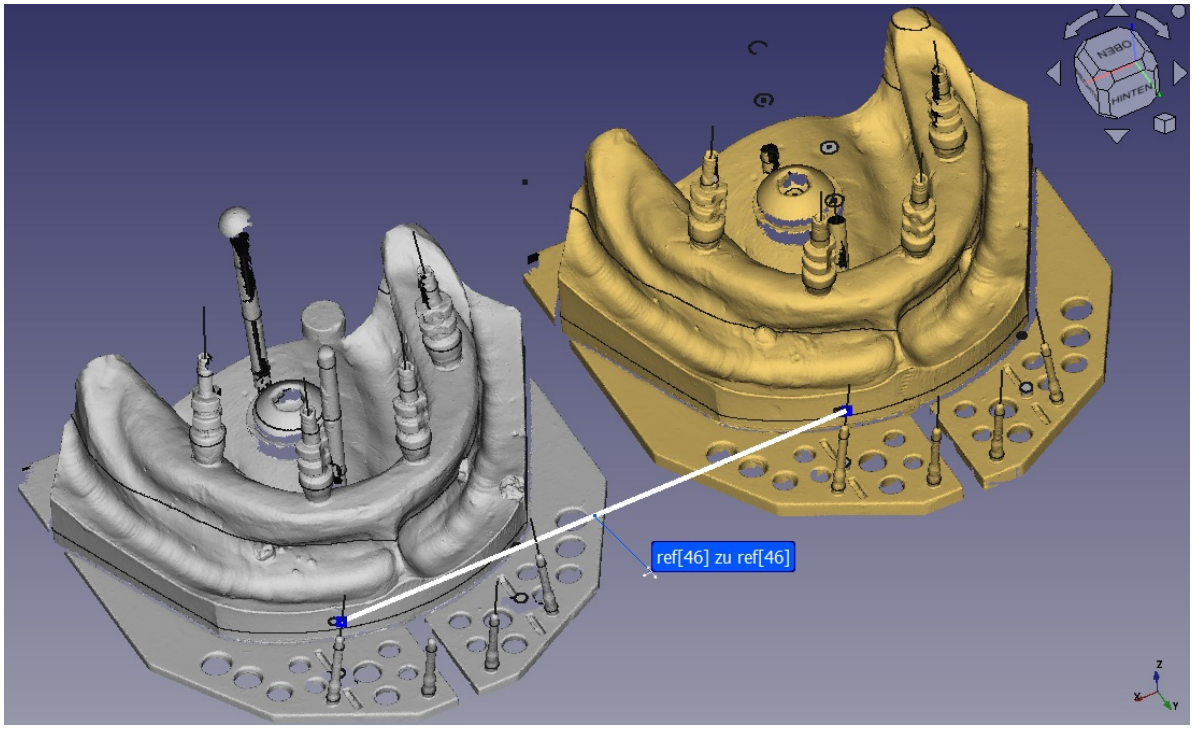
Quelle: [eigene Darstellung]

4.2.3 Messgenauigkeit Referenz zu Referenz

An jedem Implantattestmodell wurden die entsprechenden Referenzbohrungen gescannt, dadurch ergibt sich eine hohe Anzahl an Stichproben, welche die Genauigkeit der Reposition und des Scans sowie die Methode der Rekonstruktion beschreibt. Entsprechend müsste diese Auswertung bezüglich der Standardabweichung mit dem im Vorfeld durchgeführten Parallelitätstest korrelieren.

Abbildung 4.17 zeigt die 3D Modelle und entsprechende Referenzbohrungen in den Fußplatten des Implantationstests welche zur Auswertung der Messgenauigkeit herangezogen werden.

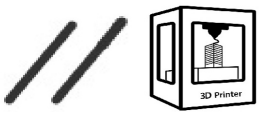
Abbildung 4.17: Darstellung der Referenzbohrungen

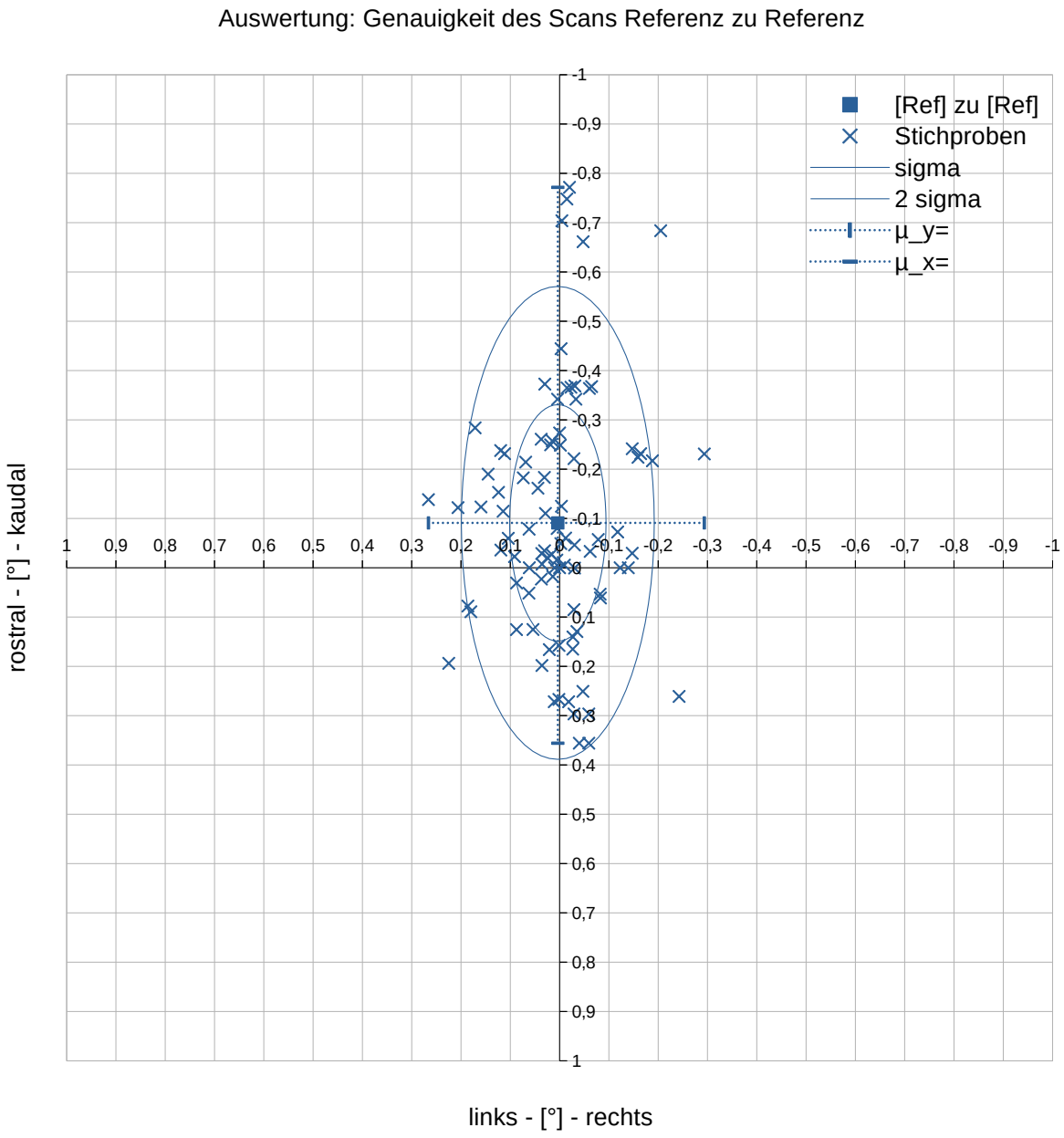


Quelle: [eigene Darstellung]

Abbildung 4.18 zeigt die Auswertung aller Messabweichungen der Kohorten „Referenz zu Referenz“ in einem XY-Diagramm. Es wurden 23 Implantationmodelle getestet. Pro Modell ergeben sich vier unabhängige Messwerte. Dies ergibt eine gesamte Stichprobenanzahl von 92. Welche der Genauigkeit des 3D Druckes entsprechen.

Abbildung 4.18: Auswertung der Abweichungen Referenzbohrungen der Implantattestmodelle

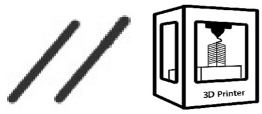


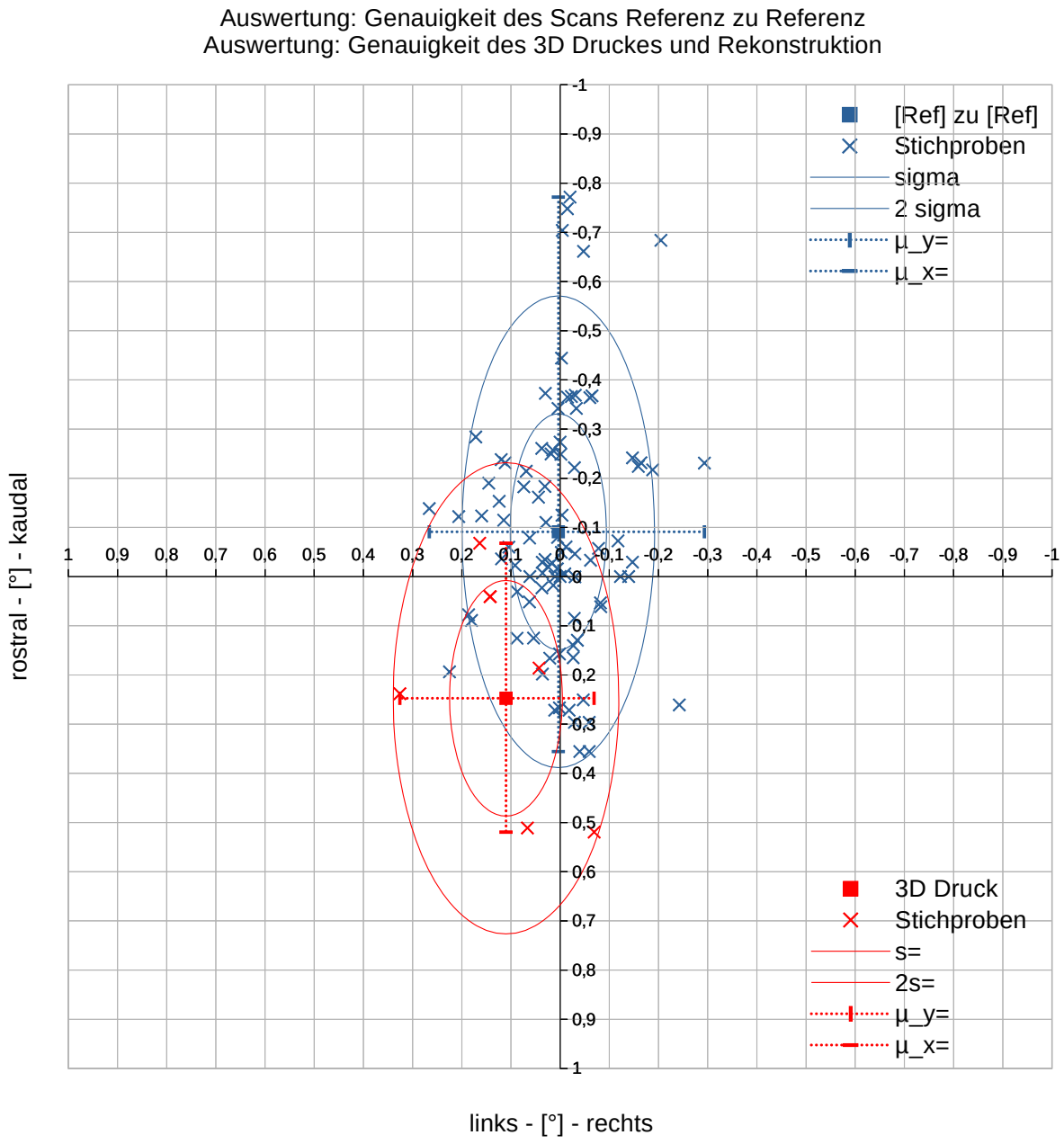


Quelle: [eigenes Schema]

Abbildung 4.19 zeigt die Ähnlichkeit der XY Diagramme der 92 Messwerte zu der beschriebenen Genauigkeit des 3D Druckes aus der Arbeit von Manuel Grabner [1]. Die Ellipsen zeigen eine Ähnliche Ausdehnung welche jedoch unterscheide in der Mittelpunktsabweichung zeigen.

Abbildung 4.19: Referenzabweichungen im vgl. zur gemessenen 3D Druckgenauigkeit





Quelle: [eigenes Schema]

Es kann festgestellt werden, dass die Referenzabweichungen zu der 3D Druck Genaugkeit [1] eine gewisse Ähnlichkeit aufweist. Möglicherweise handelt es sich bei der Differenz der Mittelpunkte um Positionierungsfehler in der Scanbox.

5 Diskussion:

Retrospektiv lief der Prototyp stabil und überstand die Testung machanisch ohne Ausfälle. Auch die Webbrowser basierende Visualisierung am Laptop lief fehlerfrei. Einige Verbesserungspotentiale werden folgend beschrieben, sowie auch die Ergebnisse der Auswertungen interpretiert und in tabellarischer Form zusammengefasst.

5.1 Verbesserungspotentiale Prototyp

Es muss aber angemerkt werden, dass die Bedienung des Navigationssystems durch den Autor sichergestellt wurde, die eigenständige Bedienung durch den Probanden würde zu viel Zeit benötigen und von der Testaufgabe ablenken.

Um die Komplexität gering zu halten wurde ein blaues Winkelstück mit Übersetzung 1:1 gewählt, dies erwies sich jedoch im Implantationstest kontraproduktiv, da bei den größeren Bohrdurchmessern das erforderliche Drehmoment nur unter voller Drehzahl (durchgedrücktes Pedal) erreicht werden konnte und manchmal der Bohrer im Testkörper stecken blieb. Für weitere Tests wäre es sinnvoll, ein grünes Winkelstück mit der Untersetzung 5:1 an der Dentaleinheit oder einen speziellen Implantatmotor z.B. W&H Implantmed (W&H Dentalwerk, Bürmoos, Österreich) zu verwenden, welcher für die entsprechenden Momente ausgelegt ist.

Für den Parallelitätstest Bohrdurchmessers ⌀1,6 mm war das verfügbare Moment vollkommen ausreichend.

Da das Winkelstück ohnehin per Motorschlauch mit der Einheit verbunden ist, stört die Verkabelung nicht, jedoch wäre eine kabellose Variante dennoch denkbar, um sich die zusätzliche Verkabelung zu sparen. Eine solche Funklösung ist auf eine eventuelle Zeitverzögerung aufgrund der Drahtlosprotokolle zu prüfen.

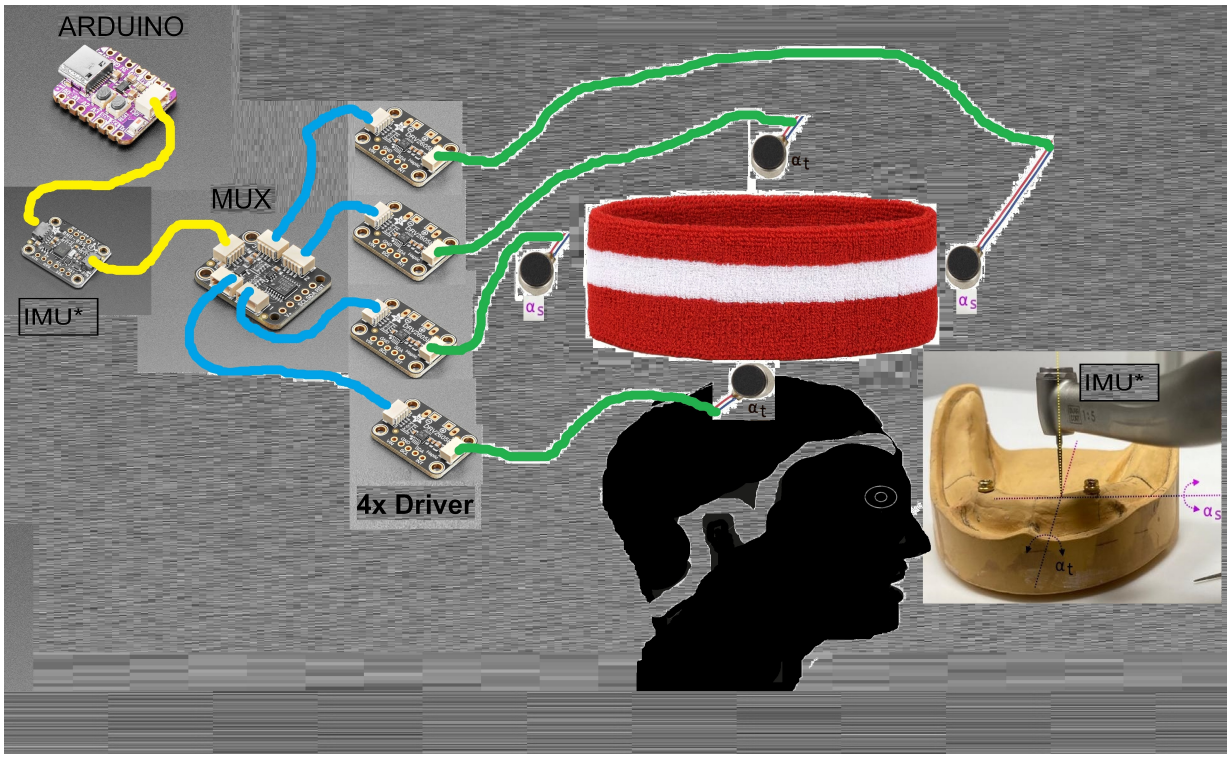
Das Arbeiten mit fixiertem Phantomkopf war für die Probanden kein Problem, der zusätzliche Gewinn an Realismus durch Verwendung eines zweiten IMU Senors, der die Kieferposition bestimmt, wäre dennoch eine wünschenswerte Weiterentwicklung.

Die Ablenkung vom eigentlichen OP Gebiet durch Blick auf den Monitor, statt in den Patienten Mund ist eine erhebliche Fehlergröße. Zukünftige oder am Markt erhältliche Systeme müssen sich dieser Kritik stellen. Hierzu wären optische Anzeigegräte direkt am Winkelstück, AR Overlays über ein durchsichtiges Display in der Behandlerbrille [1] oder wearables[1] denkbar, die die Aufmerksamkeit dort hinlenken sollten, wo auch die Behandlung stattfindet.

[1] tragbare elektronische Geräte

Abbildung 5.1 zeigt ein vom Autor für den Prototypen konzipiertes Stirnband mit räumlichen Vibrations-Feedback. Je nach Abweichung des Winkelstücks bekommt der Behandler immer stärkere Rückmeldung in den entsprechenden Raumrichtungen, die intuitiv durch richtige Winkelstückbewegung aus gesteuert werden müssen.

Abbildung 5.1: Force Feedback Stirnband



Quelle: [eigene Abbildung]

Die Vielzahl an verschiedenen Winkelstückherstellern mit entsprechenden Geometrien stellen eine Einschränkung in Kompatibilität dar, es handelt sich immer um eine Maßanfertigung an den Winkelstücktyp, die Konstruktion einer flexiblen bzw. adaptierbaren Befestigungsmöglichkeit der IMU an das Winkelstück wäre ebenfalls von Interesse.

5.2 Erfahrungspotentiale Studiendurchführung

Die Studiendurchführung konnte im Kollektiv der Studenten rasch umgesetzt werden, im Kollektiv der Ärzte ist aufgrund der vielen notwendigen Einzeltermine ein entsprechend hoher Zeitaufwand für Vor- und Nachbereitung zu veranschlagen.

Den Test mit einer weiteren Hilfsperson durchzuführen bzw. mehrere Tests hintereinander durchzuführen, hat sich als sehr hilfreich erwiesen.

Die Erfassung weiterer Parameter in der Studie wären besonders im Kollektiv der Studenten von didaktischem Interesse wie z.B. Umgang mit Bohrprotokoll, Kommunikation mit der Assistenz bezüglich gewünschtem Instrument/Implantat. Hier waren eindeutig starke Unsicherheiten bzw. Unwissen im praktischen Umgang bezüglich klarer Befehlskette bzw. Crew Management erkennbar. Des öfteren musste Eingegriffen werden um eine Verwechslung der Implantate zu verhindern. Es abstrahieren sich entsprechende Themengebiete, die in der Lehre mehr Ausbildung oder Übung bedürfen. Beispielsweise gemeinsames Implantieren im Phantomsaal in Zweiergruppen und wechselseitiger Übernahme der Rollenbilder Arzt und Assistenz.

Der Erfahrungsfaktor der Kohorte Ärzte, ist vermutlich zum Teil auf besserer Kenntnis der Anatomie sowie der hohen individuellen Variabilität am Patienten der entsprechenden Knochenstrukturen, geschuldet. Das verwendete Modell ist durchaus herausfordernd (geringe Restknochenstärken und Einziehungen), jedoch in seiner gesamten knöchernen Ausdehnung sichtbar und tastbar. Die studentischen Probanden waren oft über die vorgegebenen Angulationswerte im Vergleich zur eigenen Einschätzung erstaunt.

Selbiger Test mit einem Testkörper unter einer artifiziellen Schleimhaut/Mukosa wäre ein nächster Realitätsschritt aber auch eine Erschwernis bei der Testdurchführung. Des weiteren wären wie eingangs beschrieben, Stops bzw. Kavitäten im Testkörper zur taktilen Wahrnehmung des N. Alveolaris inferior oder Überschreitung einer vorgegebenen Bohrtiefe sinnvoll, um den Übungsfaktor zu erhöhen.

5.3 Ergebnisse

Die in dieser Arbeit dargestellten Ergebnisse, gemessenen und ausgewerteten Abweichungen der Kohorte erfahrener Ärzte und unerfahrener Studenten mit dem Einfluss freihändiger bzw. mit Hilfe der Navigation sind nur für die hier gemessenen Probanden gültig und im Rahmen der beschriebenen Testbedingungen gültig und nicht ohne Weiteres auf eine andere Grundgesamtheit übertragbar.

Es konnte unter genannten Studienbedingungen gezeigt werden, dass:

- Eine Studiendurchfürung mittels des Prototypen auf einfachen und günstigen Komponenten basierend unter Zuhilfenahme der in einer modernen Zahntechnik befindlichen Geräte durchführbar ist.
- Die einfache Auswertemethode durchaus ihre Ungenauigkeiten hat, jedoch für die Aufgabe ausreichend genau ist.
- Systematische Fehler durch Ungenauigkeiten beim Einspannen in die Scanbox auftreten. Zahmedizinisch ist dies meist nicht relevant, da meist relativ im Modell referenziert wird und nicht zum Absolutsystem.

Die Auswertung der Daten unter genannten Studienbedingungen ergab, dass:

- Die Kohorte der Studenten, durch den Prototypen und der Navigation eine Verbesserung von 73% auf 92% einwandfrei gesetzter Implantate zeigte. Dies entspricht einer Verbesserung von 19%.
- Die Kohorte der Ärzte, durch den Prototypen und der Navigation eine Verbesserung von 82% auf 91% einwandfrei gesetzter Implantate zeigte. Dies entspricht einer Verbesserung von 9%.
- Gesagt werden kann, dass die Leistungen der Studenten sowie auch die der Ärzte von dem Prototypen profitierten und die Fehlerquote gemessen an Fenestrationen sank.
- Die richtungsabhängige Abweichung in der Transversalen mit dem Prototypen in etwa gleich oder ähnlich wie die freihändigen Ergebnisse bei Studenten und Ärzten war. Hier brachte der Prototyp keine nennenswerte Verbesserung.
- Die richtungsabhängige Abweichung in der Sagittalen bei Studenten sowie Ärzten mit dem Prototypen jedoch deutlich geringer war, als freihändig. Hier brachte der Prototyp eine messbare Verbesserung.
- Die Varianz der Abweichungen in der Sagittalen durch den Prototypen verbessert werden kann.
- Die Ärzte unnavigiert einen deutlichen Erfahrungsvorteil gegenüber den Studenten zeigen. Das wird anhand der Varianzen ersichtlich.

Eine höhere Stichprobenanzahl ist wünschenswert, steht jedoch direkt proportional zu einem erhöhtem Auswertungs- und Materialaufwand.

Die Verwendung eines Student-T Test[2], zur Überprüfung der Daten einer weiteren Stichprobe bzw. Studiendurchführung könnte herangezogen werden, um eine statistische Aussage über den Einfluss des Zufalls in dem getesteten Zusammenhang zu geben.

Anmerkungen/Kritik zur Studiendurchführung:

- Das Vorhandensein eines Trainingbias kann nicht ausgeschlossen werden, da die Tests hintereinander stattfanden
- Die Häufigkeitsverteilungen der gemessenen RMS Gesamtabweichungen zeigen, dass sich die Messwerte nicht einer Standardnormalverteilung folgen.
- Bei weitergehenden Arbeiten und statistischer Auswertung ist dies zu berücksichtigen und alternative Verteilungsfunktionen mit 0-Punkt Durchgang wie Chi² oder Weibull-Verteilungen anzudenken, die den Sachverhalt besser beschreiben.
- Auch bei der Verwendung des Prototyps traten Fenestrationen und Winkelabweichungen auf.

Zur Weiterentwicklung des Prototypen ist zu prüfen, weshalb sich die Fehler bei Verwendung des Prototypen ergeben und worauf diese zurückzuführen sind. Ob es sich um systembedingte Fehler bzw. Störgrößen (Stöße, Magnetfelder, Vibration) oder durch den Behandler (Kalibrationsvorgang, Blickwechsel zum Monitor, Auflösungsvermögen der Zielscheibe) induzierte Fehler handelt.

Die Navigation bzw. Verwendung des Prototypen bietet dennoch keine absolute Sicherheit um Winkelabweichungen oder Fenestrationen zu verhindern. Ein blindes Systemvertrauen bzw. Vertrauen in Hilfsmittel muss ständig hinterfragt werden. Darstellungen auf Bildschirmen oder Vorgaben durch Hilfsmittel sind ständig zu plausibilisieren. Dennoch scheint der entwickelte Prototyp das Potential zu besitzen, als Werkzeug oder Hilfsmittel verwendet werden zu können.

[2] unter dem Pseudonym Student von William Sealy Gosset publiziert um einem einem Disput mit der Guinness-Brauerei zu entgehen

5.4 Ergebnisstabellen

Die geplanten Kohortengrößen konnten sogar überschritten werden. Es erklärten sich schlussendlich 12 Studenten und 11 Ärzte bereit an der Studie teilzunehmen. Die Stichprobenanzahl „n“ergibt sich aufgrund der vier Messstellen je Testkörper. Zum Ende der vorliegenden Arbeit werden die gemessenen Datensätze ausgewertet und in Tabellen zusammengefasst. Die Einzelauswertungen finden sich im Anhang.

Alle Ergebnisse bzw. mathematischen Auswertungen sind mit der abgeschätzten Messungenauigkeit des Scan bzw. Rekonstruktionsverfahrens aus der Arbeit meines Kollegen Manuel Grabner [1] kritisch zu hinterfragen.

Weiteres muss angemerkt werden, dass die geplanten Implantatdurchmesser der Plannungsvorgabe einer hohen Schwierigkeitsstufe entsprechen. Es ergebenden sich Restknochendicken je nach Implantatregion zwischen 0,5 und 1 mm. Dies wurde beabsichtigt damit Abweichungen in der Implantatachse auch Auswirkungen in der Auswertung zeigen. In der klinischen Realität wären so dünn gewählte Vorgaben kontraindiziert, da es zu Mangeldurchblutung des Knochens kommen würde, sowie das Risiko einer Fenestration zu hoch wäre.

Die in dieser Arbeit zu erzielenden Vorgaben sind nur für den Test relevant und dürfen nicht auf die Realität übertragen werden.

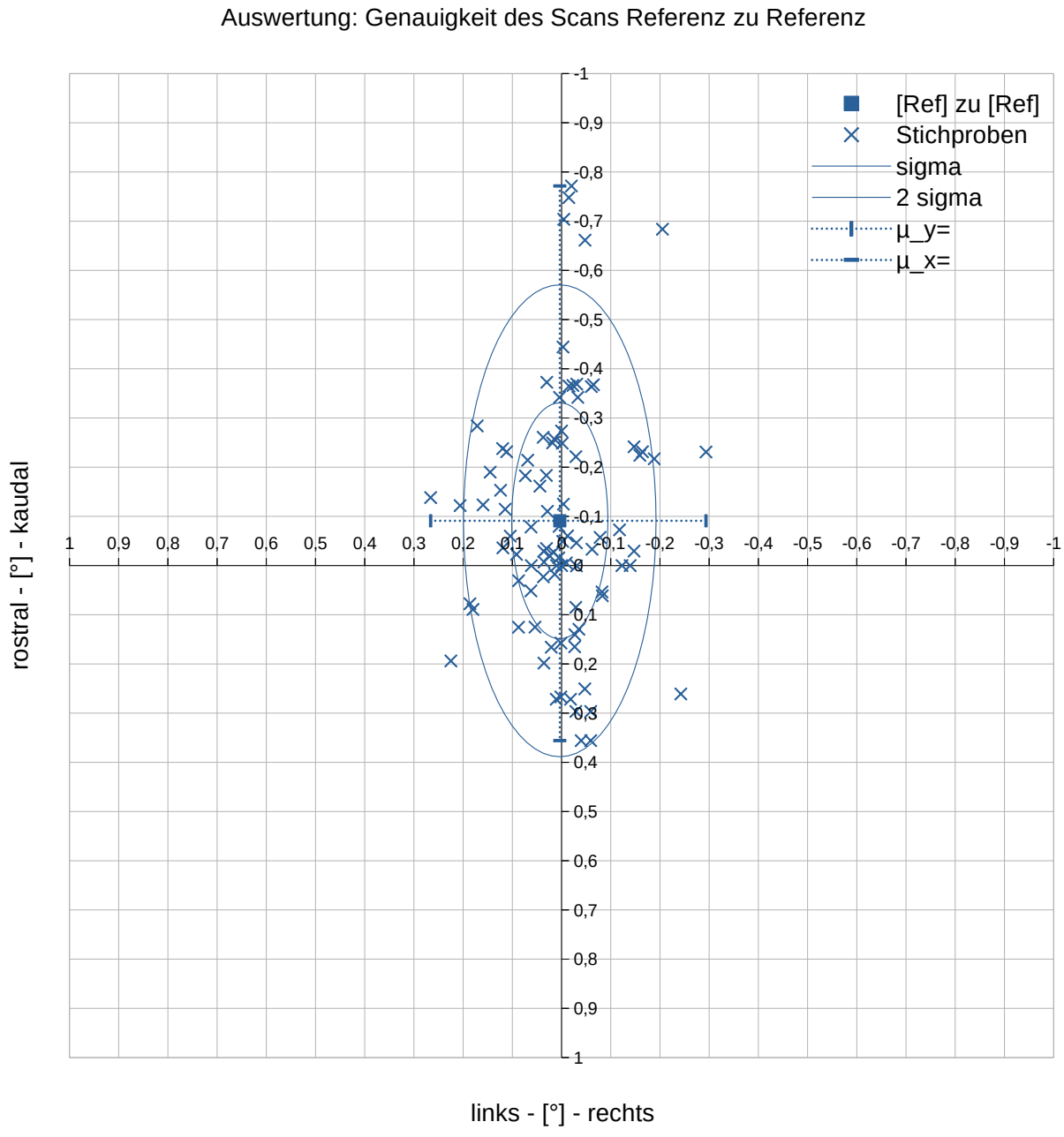
Tabelle 5.1 zeigt die Auswertung aller Messabweichungen der Referenzbohrungen im Implantationsmodell. Es ergaben sich 92 Messungen aufgrund der 23 Studienteilnehmer und vier Messungen je Modell. Die sich ergebenden Standardabweichung sind um etwa eine Größenordnung kleiner als die zu erfassenden Abweichungsgrößen der Messdaten in den folgenden Tabellen.

Tabelle 5.1: Messgenauigkeiten

Messabweichungen der Referenzen am Impl. Modell, Winkelabweichungen in [°]				
		alpha_s [°]	alpha_t [°]	alpha_ges [°]
Mittelwert	µ=	-0,09	-0,00	0,22
Standardabw.	s=	0,24	0,10	0,16
Median	median=	-0,05	0,00	0,20
Varianz	varianz=	0,06	0,01	0,03
Stichproben	n=	92	92	92

Abbildung 5.2 zeigt die Auswertung aller Messabweichungen der Referenzbohrungen im Implantationsmodell. Es ergaben sich 92 Messungen aufgrund der 23 Studienteilnehmer und 4 Messungen je Modell.

Abbildung 5.2: Verteilung der Messgenauigkeiten



Quelle: [eigene Abbildung]

5.4.1 Angulationen

Tabelle 5.2: Arzt Implantation Freihand

Arzt Implantation Freihand, Winkelabweichungen in [°]				
		alpha_s [°]	alpha_t [°]	alpha_ges [°]
Mittelwert	µ=	-3,98	0,54	7,16
Standardabw.	s=	5,61	4,02	3,41
Median	median=	-3,90	0,22	7,35
Varianz	varianz=	31,51	16,16	11,66
Stichproben	n=	44	44	44

Tabelle 5.3: Arzt Implantation Navigiert

Arzt Implantation Navigiert, Winkelabweichungen in [°]				
		alpha_s [°]	alpha_t [°]	alpha_ges [°]
Mittelwert	µ=	-1,90	0,51	3,62
Standardabw.	s=	2,81	2,52	2,18
Median	median=	-1,74	0,42	3,48
Varianz	varianz=	7,88	6,33	4,76
Stichproben	n=	44	44	44

Tabelle 5.4: Student Implantation Freihand

Student Implantation Freihand, Winkelabweichungen in [°]				
		alpha_s [°]	alpha_t [°]	alpha_ges [°]
Mittelwert	µ=	-5,88	-0,76	7,84
Standardabw.	s=	6,08	3,27	4,55
Median	median=	-6,32	-0,54	7,46
Varianz	varianz=	36,95	10,70	20,74
Stichproben	n=	48	48	48

Tabelle 5.5: Student Implantation Navigiert

Student Implantation Navigiert, Winkelabweichungen in [°]				
		alpha_s [°]	alpha_t [°]	alpha_ges [°]
Mittelwert	µ=	-1,28	-0,73	3,47
Standardabw.	s=	2,69	2,75	2,16
Median	median=	-1,36	-0,24	3,20
Varianz	varianz=	7,21	7,55	4,68
Stichproben	n=	48	48	48

5.4.2 Fenestrationen

Tabelle 5.6: Arzt Fenestration Freihand

Arzt Fenestration Freihand Histogramm			
n=44 Klasse	absolute Häufigkeit	relative Häufigkeit	kumulierte Häufigkeit
0	36	82 %	82 %
-1	4	9 %	91 %
-2	3	7 %	98 %
-3	1	2 %	100 %

Tabelle 5.7: Arzt Fenestration Navigiert

Arzt Fenestration Navigiert Histogramm			
n=44 Klasse	absolute Häufigkeit	relative Häufigkeit	kumulierte Häufigkeit
0	40	91 %	91 %
-1	1	2 %	93 %
-2	3	7 %	100 %
-3	0	0 %	100 %

Tabelle 5.8: Student Fenestration Freihand

Student Fenestration Freihand Histogramm			
n=48 Klasse	absolute Häufigkeit	relative Häufigkeit	kumulierte Häufigkeit
0	35	73 %	73 %
-1	4	8 %	81 %
-2	4	8 %	90 %
-3	5	10 %	100 %

Tabelle 5.9: Student Fenestration Navigiert

Student Fenestration Navigiert Histogramm			
n=48 Klasse	absolute Häufigkeit	relative Häufigkeit	kumulierte Häufigkeit
0	44	92 %	92 %
-1	1	2 %	94 %
-2	2	4 %	98 %
-3	1	2 %	100 %

Abbildungsverzeichnis

1.1 INS und Freiheitsgrade . . . 1
1.2 Größenordnungen Vergleich Gyroskop und MEMS . . . 2
1.3 mechanische Parallelisierungsvorrichtung . . . 4
1.4 Hangneigungsmessgerät der Firma PIEPS® . . . 5
1.5 Erster Prototyp zur Bestätigung der Hypothese . . . 6
1.6 Serialplot des Protoypen, einfacher Versuchsaufbau . . . 7
1.7 Schnittbild und Zeichnung eines zahnärztlichen Winkelstückes . . . 7
1.8 Darstellungen einer Implantatplanung . . . 12
1.9 Mobiles OP-DVT, C-Bogen mit Aufnahmen einer verschraubten Tibia . . . 13
1.10 Weichgewebspredilektion in der MKG . . . 14
1.11 AR Overlay am Smartphone der österreichischen Forschergruppe . . . 14
1.12 Flexible Leiterplattenlösung der koreanischen Forschergruppe . . . 15
1.13 ARDUINO® basierter Lösungsansatz einer spanischen Forschergruppe . . . 15
1.14 DenTeach digitaler Zwilling von Tactilerobotics® . . . 16
1.15 Der Roboterarm als verlängerter Arm des Zahnarztes . . . 16
1.16 Virteasy® VR Trainingssystem . . . 18
1.17 Angulationen an einem Studienmodel . . . 19
1.18 Ansichten zur Messung der geometrischen Abweichungen. . . . 20
1.19 Skizze der möglichen Abweichungen an einem Implantat . . . 21
1.20 Konvergenz Winkel, Auswertungsansatz über Projektion . . . 22
1.21 Falschfarbendarstellungen eines PrepCheckers® . . . 22
1.22 Zygoma Implantate im Oberkiefer . . . 23
1.23 Gerade und angulierte Abutments, Locator® Aufbau sowie Multi^{Plus} System 24
1.24 Implantationstestkörper, Achsenvergleich in sagittaler Ebene . . . 25
1.25 Implantationstestkörper, Achsenvergleich in transversaler Ebene . . . 25
1.26 Implantationstestkörper mit Abutments und einem Mock-Up versogt . . . 26
1.27 CAD Darstellung des Prototypen . . . 27
1.28 GUI der entworfenen Softwarelösung . . . 28
1.29 Implantationstestköper auf der Kalibrationsplatform . . . 29
1.30 Implantationstestkörper mit ausmodelierten N. Alveolaris inferior . . . 29
1.31 Implantattestkörper im Phantomkopf . . . 30

2.1 Arbeitsschritte vom Scan zum Schalenmodell . . . 31
2.2 Konstruktion und fertig montierter Prototyp . . . 33
2.3 3D Modell der Aufnahme sowie im Bohrständer montiert . . . 34
2.4 Vermessung der .stl Daten . . . 37

3.1 Abweichungen aus Ansicht des Behandlers . . . 39
3.2 Winkelabweichungen aus Ansicht des Behandlers . . . 40

3.3 BEGO® Implantationstray 41
3.4 Implantatpositionen am Testkörper 42
3.5 Vorgaben zur Setzung der Implantate 43
3.6 Tiefziehschiene zur Übertragung der Implantatpositionen und Testkörper . . 43
3.7 Ablauf der Implantationstestung 45
3.8 Entwickeltes Bewertungsschema für Implantationsqualität 46

4.1 Einzelauswertung Implantationstest Blatt 3: 48
4.2 Einzelauswertung Implantationstest Blatt 3-2: 49
4.3 Einzelauswertung Implantationstest Blatt 4: 50
4.4 Einzelauswertung Implantationstest Blatt 4-2 51
4.5 Schematische Häufigkeitsverteilungen im XY-Diagramm 52
4.6 Fenestrationen Ärzte 53
4.7 Fenestrationen Studenten 54
4.8 Fenestrationen Ärzte vs. Studenten 55
4.9 Implantationstest Ärzte Freihand 56
4.10 Implantationstest Ärzte Navigiert 57
4.11 Implantationstest Ärzte Freihand vs. Navigiert 58
4.12 Implantationstest Studenten Freihand 59
4.13 Implantationstest Studenten Navigiert 60
4.14 Implantationstest Studenten Freihand vs. Navigiert 61
4.15 Implantationstest Studenten und Ärzte Freihand 62
4.16 Implantationstest Studenten und Ärzte Navigiert 63
4.17 Darstellung der Referenzbohrungen 64
4.18 Auswertung der Abweichungen Referenzbohrungen der Implantattestmodelle 65
4.19 Referenzabweichungen im vgl. zur gemessenen 3D Druckgenauigkeit 66

5.1 Force Feedback Stirnband 69
5.2 Verteilung der Messgenauigkeiten 74

Tabellenverzeichnis

5.1 Messgenauigkeiten 73
5.2 Arzt Implantation Freihand 75
5.3 Arzt Implantation Navigiert 75
5.4 Student Implantation Freihand 75
5.5 Student Implantation Navigiert 75
5.6 Arzt Fenestration Freihand 76
5.7 Arzt Fenestration Navigiert 76
5.8 Student Fenestration Freihand 76
5.9 Student Fenestration Navigiert 76

Literaturverzeichnis

[1] Grabner, Manuel: *Machbarkeitsstudie zur Entwicklung von Inertial Measurement Unit´s (IMU) im zahnmedizinischen Umfeld.* Krems an der Donau, DPU DANUBE PRIVATE UNIVERSITY, Diplomarbeit, 2026

[2] Schweber, Bill: *Inertial Measurement Units: hidden key to Apollo success, now MEMS device (Part 2).* https://www.microcontrollertips.com/inertial-measurement-units-key-apollo-success-mems-part-2/, 8 2021. – (Website 21/10/24 20:38)

[3] Reinhold, Arnold: *Apollo IMU inertial Measurement Unit.* https://en.wikipedia.org/wikiFile:Apollo_IMU_at_Draper_Hack_the_Moon_exhibit.agr.jpg, 09 2016. – (Website 21/10/2024 16:19)

[4] Woods, W. D. ; Kemppanen, Johannes ; Alexander, Frank O. ; Turhanov ; Waugh, Lennox J.: *Apollo 13 Flight Journal - Day 3, part 3: Aquarius Becomes a Lifeboat.* https://www.nasa.gov/history/afj/ap13fj/09day3-lifeboat.html, . – (Website 21/10/24 20:38)

[5] Nav, Vector: *What is an Inertial Navigation System.* https://www.vectornav.com/resources/inertial-navigation-articles/what-is-an-ins, 07 2021. – (Website 18/10/2023 16:37)

[6] Sensortec, Bosch: *Smart Sensor BNO055-25 Jahre MEMS Bosch Global.* https://www.bosch.com/de/stories/25-jahre-mems/, 11 2020. – (Website 18/10/2023 16:19)

[7] Courtade, Gerard L. ; Sanell, Carl ; Mann, Arvin W.: The use of pins in restorative dentistry. In: *J. Prosthet. Dent.* 15 (1965), Juli, Nr. 4, 691–703. https://doi.org/10.1016/0022-3913(65)90040-5

[8] Parmlid, Åke: A new intraoral parallelometer. In: *J. Prosthet. Dent.* 18 (1967), November, Nr. 5, S. 469–475

[9] Strub, Jörg R. ; Kern, Matthias ; Türp, Jens C. ; Witkowski, Siegbert ; Heydecke, Guido ; Wolfart, Stefan: *Curriculum Prothetik.* 4. Berlin, Germany : Quintessenz Berlin, 2010 (Curriculum Prothetik)

[10] *British Dental Journal* 187 (1999), Dezember, Nr. 11, 624–627 S. http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.4800350. – DOI 10.1038/sj.bdj.4800350. – ISSN 1476–5373

[11] *Pieps Hangneigungsmesser.* https://www.pieps.com/produkt/30-plus-xt/, . – [Accessed 05-02-2026]

[12] Sensortec, Bosch: *Smart Sensor BNO055.* https://www.bosch-sensortec.com/products/smart-sensor-systems/bno055/, . – (Website 25/10/2023 18:31)

[13] Roos, Michael: *RD PFLEGEFIBEL / Pflege Fibel 2.1 - download*. https://shop.roos-dental.de/Pflege-Fibel-20

[14] Thong, Y.K. ; Woolfson, M.S. ; Crowe, J.A. ; Hayes-Gill, B.R. ; Jones, D.A.: Numerical double integration of acceleration measurements in noise. In: *Measurement* 36 (2004), Juli, Nr. 1, 73–92. http://dx.doi.org/10.1016/j.measurement.2004.04.005. – DOI 10.1016/j.measurement.2004.04.005. – ISSN 0263–2241

[15] Park, Tae-Joon ; Lee, Sang-Hyun ; Lee, Ki-Soo: A method for mandibular dental arch superimposition using 3D cone beam CT and orthodontic 3D digital model. In: *The Korean Journal of Orthodontics* 42 (2012), Januar, Nr. 4, 169. http://dx.doi.org/10.4041/kjod.2012.42.4.169. – DOI 10.4041/kjod.2012.42.4.169

[16] Straumann: *Unterkiefer Frontzahndoppellcke mit Straumann BLT 29mm SC Implantaten*. https://www.straumann.com/ch/de/discover/youtooth/article/esthetics/2017/unterkiefer-frontzahndoppelluecke-mit-straumann--blt-o-2-9mm-sc.html, . – (Website 25/10/2023 21:31)

[17] Jorba-Garcia, Adrià ; Pozzi, Alessandro ; Chen, Zhuofan ; Chow, James ; Doliveux, Romain ; Leung, Yiu Y. ; Maruo, Katsuhiro ; Pimkhaokham, Atiphan ; Sadilina, Sofya ; Siu, Adam ; Vietor, Kay ; Wang, Feng ; Wu, Yiqun ; Yi, Man ; Al-Nawas, Bilal ; Mattheos, Nikos: Glossary of Computer-Assisted Implant Surgery and Related Terms. First Edition. In: *Clinical and Experimental Dental Research* 11 (2025), Juli, Nr. 4. http://dx.doi.org/10.1002/cre2.70148. – DOI 10.1002/cre2.70148. – ISSN 2057–4347

[18] Sadilina, Sofya ; Vietor, Kay ; Doliveux, Romain ; Siu, Adam ; Chen, Zhuofan ; Al-Nawas, Bilal ; Mattheos, Nikos ; Pozzi, Allesandro: Beyond Accuracy: Clinical Outcomes of Computer Assisted Implant Surgery. In: *Clinical and Experimental Dental Research* 11 (2025), Nr. 3, e70129. http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1002/cre2.70129. – DOI https://doi.org/10.1002/cre2.70129

[19] Willemsen, Thomas: *Fusionsalgorithmus zur autonomen Positionsschätzung im Gebäude, basierend auf MEMS-Inertialsensoren im Smartphone*, HafenCity Universität Hamburg, doctoralThesis, 2016. https://repos.hcu-hamburg.de/handle/hcu/444

[20] Wu, Mengfan ; Langerak, Thomas ; Hilliges, Otmar ; Zarate, Juan: *Utilizing Synthetic Data in Supervised Learning for Robust 5-DoF Magnetic Marker Localization*. http://dx.doi.org/10.48550/ARXIV.2211.07556. Version: 2022

[21] Taylor, Cameron R. ; Abramson, Haley G. ; Herr, Hugh M.: Low-Latency Tracking of Multiple Permanent Magnets. In: *IEEE Sensors Journal* 19 (2019), Nr. 23, S. 11458–11468. http://dx.doi.org/10.1109/JSEN.2019.2936766. – DOI 10.1109/JSEN.2019.2936766

[22] Wu, Pengwei ; Sheth, Niral ; Sisniega, Alejandro ; Wang, Tongyu ; Uneri, Ali ; Han, Runze ; Vijayan, Rohan ; Vagdargi, Prasad ; Kreher, Björn ; Kunze, Holger ; Kleinszig, Gerhard ; Vogt, Sebastian ; Lo, Sheng-Fu ; Theodore, Nicholas

; Siewerdsen, Jeffrey: C-Arm Non-Circular Orbits: Geometric Calibration, Image Quality, and Avoidance of Metal Artifacts. (2020), 09. http://dx.doi.org/10.48550/arXiv.2010.00175. – DOI 10.48550/arXiv.2010.00175

[23] Duke, Jennifer ; Fernandez-Bussy, Sebastian ; Reisenauer, Janani: Combined portable cone beam computed tomography and robotic-assisted bronchoscopy impacting diagnosis of a solitary pulmonary nodule: a case report. In: *AME Case Reports* 6 (2021), 01. http://dx.doi.org/10.21037/acr-22-5. – DOI 10.21037/acr–22–5

[24] Zachow, Stefan: *Computergestützte 3D Osteotomieplanung in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung*, Diss., 2005. https://opus4.kobv.de/opus4-zib/frontdoor/index/index/docId/1043

[25] Grün, Pascal ; Pfaffeneder-Mantai, Florian ; Schiepek, Tim ; Mosch, Richard ; Turhani, Flora ; von See, Constantin ; Turhani, Dritan: Smartphone-Based Augmented Reality Application for Dental Implant Placement: A Technical Innovation. In: *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 83 (2025), Nr. 12, 1519-1525. http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joms.2025.08.011. – DOI https://doi.org/10.1016/j.joms.2025.08.011. – ISSN 0278–2391

[26] Mosch, Richard ; Alevizakos, Vasilios ; Ströbele, Dragan A. ; Schiller, Marcus ; See, Constantin von: Exploring Augmented Reality for Dental Implant Surgery: Feasibility of Using Smartphones as Navigation Tools. In: *Clinical and Experimental Dental Research* 11 (2025), Februar, Nr. 1. http://dx.doi.org/10.1002/cre2.70110. – DOI 10.1002/cre2.70110. – ISSN 2057–4347

[27] Nam, Yoon ; Eo, Mi Y. ; Kim, Soung M.: Development of a dental handpiece angle correction device. In: *BioMedical Engineering OnLine* 17 (2018), November, Nr. 1. http://dx.doi.org/10.1186/s12938-018-0606-1. – DOI 10.1186/s12938–018–0606–1. – ISSN 1475–925X

[28] Esteve-Pardo, G. ; Esteve-Colomina, L. ; Fernández, E.: A new inertial navigation system for guiding implant placement. An in-vitro proof-of-concept study. In: *PLOS ONE* 16 (2021), Oktober, Nr. 10, e0255481. http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0255481. – DOI 10.1371/journal.pone.0255481. – ISSN 1932–6203

[29] Maddahi, Yaser ; Chen, Siqi: Applications of Digital Twins in the Healthcare Industry: Case Review of an IoT-Enabled Remote Technology in Dentistry. In: *Virtual Worlds* 1 (2022), September, Nr. 1, 20–41. http://dx.doi.org/10.3390/virtualworlds1010003. – DOI 10.3390/virtualworlds1010003. – ISSN 2813–2084

[30] Ackerman, Evan: Robot Dentist: Startup's bot could save time in the chair. In: *IEEE Spectrum* (2024), Juli. https://spectrum.ieee.org/robot-dentist

[31] Maio, Prof. Dr. G.: *Zahnmedizin hat einen gesellschaftlichen Auftrag.* https://lzk-bw.de/fileadmin/user_upload/4.Presse/60.Hintergrundinformationen/40.Kammer_KONVERSATION/KKonv_2019_Mayo.pdf, . – [Accessed 06-02-2026]

[32] Asimov, Isaac: *Three Laws of Robotics.* https://webhome.auburn.edu/~vestmon/

robotics.html#:~:text={A}%20robot%20may%20not%20injure,the%20{F}irst%20or%20{S}econd%20{L}aw., . – [Accessed 06-02-2026]

[33] Virteasy: *Virteasy Dental VR Simulator*. https://www.twin-medical.com/wp-content/uploads/2023/10/220809-virteasy-dental-v2.pdf. – [Accessed 06-02-2026]

[34] Tahmaseb, Ali ; Wismeijer, Daniel ; Coucke, Wim ; Derksen, Wiebe: Computer Technology Applications in Surgical Implant Dentistry: A Systematic Review. In: *The International Journal of Oral and; Maxillofacial Implants* 29 (2014), Januar, Nr. Supplement. http://dx.doi.org/10.11607/jomi.2014suppl.g1.2. – DOI 10.11607/jomi.2014suppl.g1.2. – ISSN 1942–4434

[35] Somogyi-Ganss, Eszter ; Holmes, Howard I. ; Jokstad, Asbjørn: Accuracy of a novel prototype dynamic computer-assisted surgery system. In: *Clinical Oral Implants Research* 26 (2014), Mai, Nr. 8, 882–890. http://dx.doi.org/10.1111/clr.12414. – DOI 10.1111/clr.12414. – ISSN 1600–0501

[36] Khaohoen, Angkoon ; Powcharoen, Warit ; Sornsuwan, Tanapon ; Chaijareenont, Pisaisit ; Rungsiyakull, Chaiy ; Rungsiyakull, Pimduen: Accuracy of implant placement with computer-aided static, dynamic, and robot-assisted surgery: a systematic review and meta-analysis of clinical trials. In: *BMC Oral Health* 24 (2024), März, Nr. 1. http://dx.doi.org/10.1186/s12903-024-04033-y. – DOI 10.1186/s12903–024–04033–y. – ISSN 1472–6831

[37] Castro, Filipe ; Pereira, Pedro ; Falcão-Costa, Carlos ; Falcão, Artur ; Fernandes, Juliana Campos H. ; Fernandes, Gustavo Vicentis O. ; Rios, José-Vicente: Comparison of the accuracy/precision among guided (static), manual, and dynamic navigation in dental implant surgery: a systematic review and meta-analysis. In: *Oral and Maxillofacial Surgery* 29 (2025), Oktober, Nr. 1. http://dx.doi.org/10.1007/s10006-025-01462-z. – DOI 10.1007/s10006–025–01462–z. – ISSN 1865–1569

[38] Werny, Joscha G. ; Frank, Katharina ; Fan, Shengchi ; Sagheb, Keyvan ; Al-Nawas, Bilal ; Narh, Clement T. ; Schiegnitz, Eik: Freehand vs. computer-aided implant surgery: a systematic review and meta-analysis—part 1: accuracy of planned and placed implant position. In: *International Journal of Implant Dentistry* 11 (2025), Mai, Nr. 1. http://dx.doi.org/10.1186/s40729-025-00622-w. – DOI 10.1186/s40729–025–00622–w. – ISSN 2198–4034

[39] Sailer, Irena ; Karasan, Duygu ; Todorovic, Ana ; Ligoutsikou, Maria ; Pjetursson, Bjarni E.: Prosthetic failures in dental implant therapy. In: *Periodontology 2000* 88 (2022), Nr. 1, 130-144. http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1111/prd.12416. – DOI https://doi.org/10.1111/prd.12416

[40] Gaggl, Alexander ; Schultes, Günter ; Kärcher, Hans: Navigational precision of drilling tools preventing damage to the mandibular canal. In: *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 29 (2001), Oktober, Nr. 5, 271–275. http://dx.doi.org/10.1054/jcms.2001.0239. – DOI 10.1054/jcms.2001.0239. – ISSN 1010–5182

[41] Nordlander, Jeffrey ; Weir, Dennis ; Stoffer, Warren ; Ochi, Shigeru: The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 60 (1988), August, Nr. 2, 148–151. http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(88)90304-6. – DOI 10.1016/0022–3913(88)90304–6. – ISSN 0022–3913

[42] Alsharif, Hanin ; Boyle, Richard ; Maillou, Pauline ; Cherukara, George P.: A study on digital tooth preparation assessment software in undergraduate pre-clinical skills teaching. In: *BDJ Open* 10 (2024), Dezember, Nr. 1. http://dx.doi.org/10.1038/s41405-024-00279-4. – DOI 10.1038/s41405–024–00279–4. – ISSN 2056–807X

[43] *Vita Peer Kämmerer — zm-online.de*. https://www.zm-online.de/artikel/2023/zm-2023-03/zygoma-implantate-eine-loesung-fuer-den-atrophen-oberkiefer, . – [Accessed 03-02-2026]

[44] Germany, BEGO G.: *BEGO Produktkatalog*. https://www.bego.com/fileadmin/user_downloads/Mediathek/Implants/Std_Downloads_global/Implants-Katalog_imp_82422_21_br_de_screen.pdf, 2025. – [Accessed 03-02-2026]

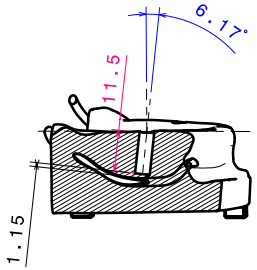
Anhang

- 1.0 Zeichnung/Vorgabe Implantationstest...(1 Seite)
- 2.0 Studienablauf/Testschema Implantation...(1 Seite)
- 3.0 Einzelauswertungen Implantationstest...(92 Seiten)

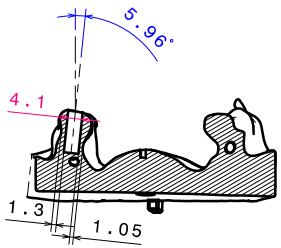
Die entwickelten Bauteilzeichnungen bzw. druckbaren 3D Modelle, stl. Files sind auf folgendem GitHuB Link verfügbar.

https://github.com/Manitiminski/IMU-Dentaldrill_Navigation

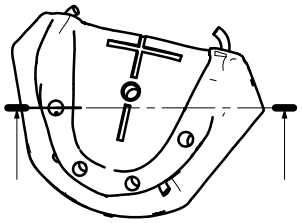
Schnittansicht 46
sagittal-
Maßstab: 1:1



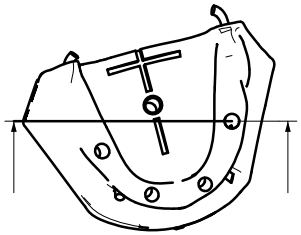
Schnittansicht 46
transversal-
Maßstab: 1:1



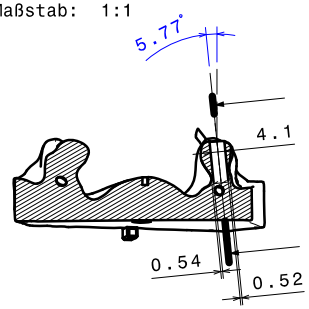
Draufsicht 46
Maßstab: 1:1



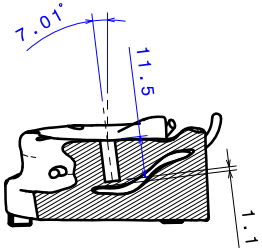
Draufsicht 36
Maßstab: 1:1



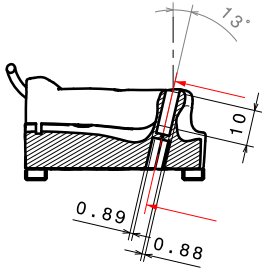
Schnittansicht 36
transversal-
Maßstab: 1:1



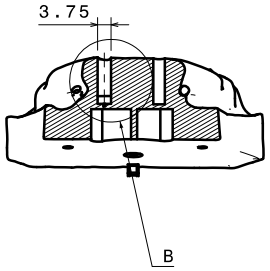
Schnittansicht 36
sagittal-
Maßstab: 1:1



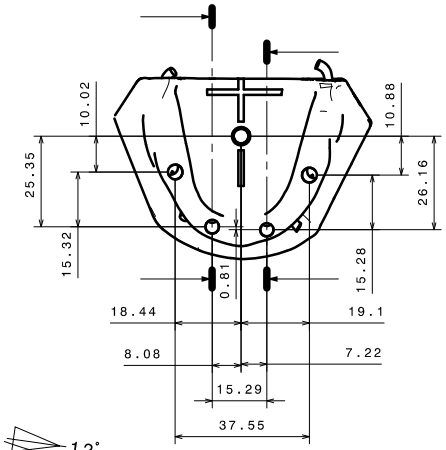
Schnittansicht 43
sagittal-
Maßstab: 1:1



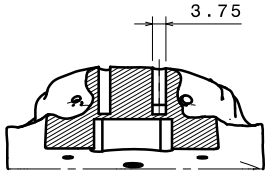
Schnittansicht
43 transversal-
Maßstab: 1:1



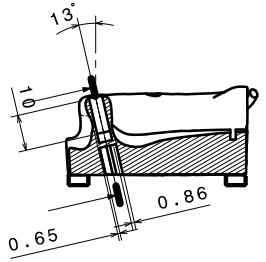
Hilfsansicht A
Maßstab: 1:1



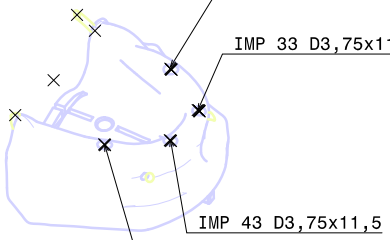
Schnittansicht 33
transversal-
Maßstab: 1:1

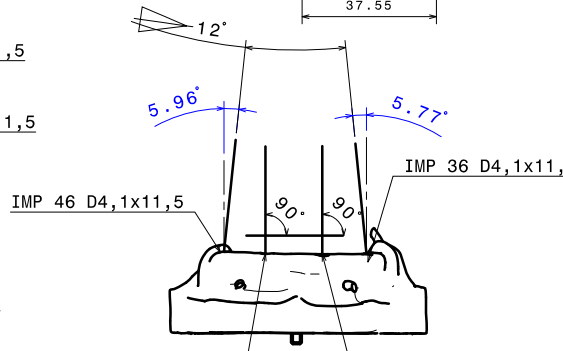


Schnittansicht 33
sagittal-
Maßstab: 1:1

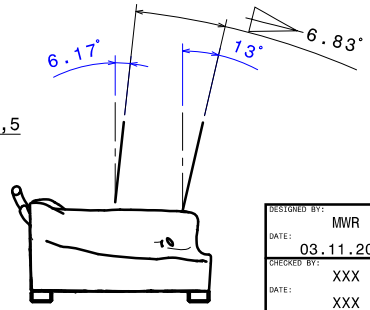


Isometrische Ansicht
Maßstab: 1:1



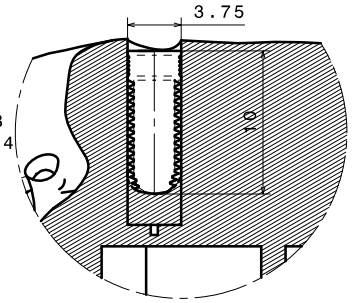


Seitenansicht rechts
Maßstab: 1:1



Hilfsansicht C
Maßstab: 1:1

Detail B
Maßstab:4



DESIGNED BY: MWR		Implantatpositionen Testmodell	
DATE: 03.11.2025			
CHECKED BY: XXX			
DATE: XXX			
SIZE A2		DASSAULT SYSTEMES	
SCALE 1:1	WEIGHT (kg) 0,03	DRAWING NUMBER Document	SHEET 1/1

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

Test: Implantation
Am Implantationstestkörper

Gruppe: **Erfahren** min. 10 Personen
-OA an der Zahnklinik oder
-Professoren Zmed

Gruppe: **Unerfahren** min. 10 Personen
-Studenten am Beginn des klinischen Abschnittes Zmed

Einführung: Erklärung der Aufgabe mit Anschauungsmodellen sowie einer Technischen Zeichnung

Vorgabe der Implantatachsen vergleichbar mit
DVT und Implantatplanung

Implantationstestkörper Nr.1 **Freihand**
1. Setzen der Bohrlöcher [33], [43],[36],[46] freihand, gemäß Bohrprotokoll
Verwenden von Paralellisierungpins erlaubt
2.Setzen der vorgegebenen Implantate

Auswertung Fenestration

Auswertung der Abweichungen freihand

Implantationstestkörper Nr.2 **Navigiert**
1. Setzen der Bohrlöcher [33], [43],[36],[46] freihand, gemäß Bohrprotokoll
Kalibrieren des Nav. System an den Vorgegebenen Bohrungen in der Bodenplatte
2.Setzen der vorgegebenen Implantate

Auswertung Fenestration

Auswertung der Abweichungen navigiert

Test im Phantomkopf mit Gingivamaske
Verschieben der Maske oder Verwendung eines Spiegels nicht erlaubt
Testperson darf lediglich eigene Position Verändern soweit es die Maske zulässt.

Bohrung mit blauem Winkelstück und Bohrern aus der BEGO Implantationskasette