

Aus der Klinik für Unfall- und Handchirurgie des Klinikums Saarbrücken,

Lehranstalt des Universitätsklinikums des Saarlandes

(Geschäftsführer und Ärztlicher Direktor: Dr. med. Christian Braun)

Klinik für Unfall- und Handchirurgie

(Chefarzt: Prof. Dr. med. Christof Meyer)

**Vergleichende Studie der präoperativen Planung und postoperativen radiologischen
Resultate bei Umstellungsosteotomien nach fehlverheilten Fraktur des distalen Radius
und bei Madelung Deformität mittels individualisierter Implantate**

Dissertation zur Erlangung des medizinischen Doktorgrades an der Medizinischen Fakultät der
Universität des Saarlandes

2025

vorgelegt von

Katharina Nonnweiler, geb. Schirra

geboren am 03.12.1987

in Quierschied

Tag der Promotion: 09.06.2026

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Matthias Hannig

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Christof Meyer

Univ.-Prof. Dr. med. Stefan Landgraeber

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	iv
Zusammenfassung	v
Abstract	vi
1 Einleitung	1
1.1 Distale Radiusfraktur	1
1.2 Madelung Deformität.....	1
1.3 Korrekturosteotomie	2
1.3.1 „Herkömmliche“ Radiuskorrekturosteotomie	2
1.3.2 Computergestützte Radiuskorrekturosteotomie und Verwendung von patientenspezifischen Implantaten.....	2
1.4 Studienziel.....	4
2 Material und Methoden	6
2.1 Studiendesign.....	6
2.1.1 Präoperative computergestützte Planung.....	6
2.1.2 Durchführung der Operation.....	11
2.1.3 Bestimmung der Messwerte	14
2.2 Ethikantrag.....	16
2.3 Patientenpopulation.....	18
2.4 Klinische Endpunkte.....	18
2.5 Fallzahlschätzung.....	19
2.6 Statistische Auswertung	19
3 Ergebnisse	21
3.1 Deskriptive Statistik.....	21
3.2 Radiale Länge	22
3.2.1 Messung der Variable	22
3.2.2 Messwerte der radialen Länge.....	22
3.2.3 Häufigkeitsverteilung	24
3.2.4 Vergleich der Messwerte präoperativ geplant und postoperativ	25
3.2.5 Hypothesentest.....	26
3.3 Ulnavarianz	30
3.3.1 Messung der Variable	30
3.3.2 Messwerte der Ulnavarianz	30
3.3.3 Häufigkeitsverteilung	32
3.3.4 Vergleich der Messwerte präoperativ geplant und postoperativ	33
3.3.5 Hypothesentest.....	33
3.4 Palmarinklination.....	37

3.4.1	Messung der Variable	37
3.4.2	Messwerte der Palmarinklination	37
3.4.3	Häufigkeitsverteilung	39
3.4.4	Vergleich der Messwerte präoperativ geplant und postoperativ	40
3.4.5	Hypothesentest.....	40
3.5	Ulnainklination	44
3.5.1	Messung der Variable	44
3.5.2	Messwerte der Ulnainklination.....	44
3.5.3	Häufigkeitsverteilung	46
3.5.4	Vergleich der Messwerte.....	47
3.5.5	Hypothesentest.....	47
4	Diskussion	51
4.1	Distale Radiusfraktur	51
4.2	Entwicklungen der Korrekturosteotomie am distalen Radius.....	54
4.3	Bisherige Ergebnisse in der aktuellen Literatur	55
4.3.1	Ergebnisse der Korrekturosteotomien nach dreidimensionaler Planung und Verwendung patientenspezifischer Schablonen.....	56
4.3.2	Ergebnisse der Korrekturosteotomien mit Hilfe dreidimensionaler Planung und patientenspezifischer Bohr-/Sägeschablonen sowie patientenspezifischer Plattenosteosynthese .	58
4.3.3	Einordnung der Ergebnisse mit der aktuellen Literatur.....	59
4.4	Limitationen.....	63
4.5	Schlussfolgerung und Ausblick.....	64
5	Literaturverzeichnis.....	65
6	Abbildungsverzeichnis	70
7	Tabellenverzeichnis	72
8	Danksagung.....	73
9	Lebenslauf.....	74
10	Anhang	76

Abkürzungsverzeichnis

AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese
AWMF	Arbeitsgemeinschaft der wissenschaftlichen medizinischen Fachgesellschaften e.V.
DASH Fragebogen	Disabilities of Arm, Shoulder and Hand Questionnaire
EQ-5D-5L	Gesundheitsfragebogen der EuroCol-Gruppe
MHOQ	The Michigan Hand Outcomes Questionnaire
PRWE Score	Patient-Rated Wrist Evaluation
VAS	Visuelle Analogskala

Zusammenfassung

Ziel

Diese Studie untersucht, ob bei Fehlstellung nach distaler Radiusfraktur bzw. bei Madelung-Deformität eine computergestützte dreidimensional geplante Korrekturosteotomie am distalen Radius bzw. am distalen Unterarm unter Verwendung dreidimensional-gedruckter patientenspezifischer Schablonen und Plattenosteosynthesen exakt umgesetzt werden kann.

Methodik

Anhand dreidimensionaler computergestützter präoperativer Planung unter Orientierung an der nicht betroffenen Gegenseite wurden Säge- und Osteotomiekeil-Schablonen sowie Plattenosteosynthesen in Drucktechnik erstellt. Von insgesamt 60 Patienten aus drei verschiedenen Ländern (Deutschland, Großbritannien, Niederlande), die sich diesem Operationsverfahren unterzogen hatten, wurden prä- und postoperative operative CT-Bilder und Röntgenbilder anonymisiert ausgewertet. Hierbei wurden die präoperativen radiologischen Messwerte der Planung mit dem postoperativ erreichten Ergebnis anhand der Kriterien der radialen Länge, der Ulnavarianz sowie der Winkel Ulna- und Palmarinklination verglichen.

Ergebnisse

Auf Grundlage der aktuellen Literatur wurde ein Toleranzbereich bestimmt, in dessen Grenzen die Umsetzung der präoperativen Planung als exakt gewertet wurde ($\pm 2\text{mm}$ für die Längen, $\pm 3^\circ$ für die Winkel). Bei der radialen Länge lagen 63,3 % der Messwerte, bei der Ulnavarianz 100% der Messwerte innerhalb des Toleranzbereiches. Die Winkel der Palmarinklination und der Ulnainklination konnten in 83,3% und 86,7% der Fälle exakt umgesetzt werden.

Schlussfolgerung

In der Literatur ist bislang lediglich eine Publikation zu finden, die die präoperativ geplanten mit den postoperativ erreichten radiologischen Messwerte an nur vier Fällen vergleicht (Stockmans et al., 2013). Diese Studie ist die erste, die anhand radiologischer Kriterien untersucht, ob die computergestützte dreidimensionale Planung mithilfe patientenspezifischer Schablonen und Implantaten intraoperativ exakt umgesetzt werden kann. Die Ergebnisse unterstreichen den zunehmenden Stellenwert dieses zeitaufwendigen und kostenintensiven Verfahrens.

Abstract

Introduction

This study investigates whether, in cases of malalignment following distal radius fracture or Madelung deformity, a computer-assisted, three-dimensionally planned corrective osteotomy on the distal radius or distal forearm can be performed with precision using three-dimensionally printed patient-specific templates and plate osteosynthesis.

Material-Methods

Based on three-dimensional computer-assisted preoperative planning using the unaffected contralateral side as a guide, saw and osteotomy wedge templates and plate osteosynthesis were created using printing technology. Pre- and post-operative CT images and X-rays from a total of 60 patients from three different countries (Germany, Great Britain, Netherlands) who had undergone this surgical procedure were evaluated anonymously. The preoperative radiological measurements from the planning were compared with the postoperative results based on the criteria of radial length, ulnar variance, and ulnar and palmar inclination angles.

Results

Based on the current literature, a tolerance range was determined within which the implementation of the preoperative planning was considered accurate (± 2 mm for lengths, $\pm 3^\circ$ for angles). For radial length, 63.3% of the measurements were within the tolerance range, while for ulnar variance, 100% of the measurements were within the tolerance range. The angles of palmar inclination and ulnar inclination could be implemented exactly in 83.3% and 86.7% of cases.

Discussion

To date, only one publication in the literature compares the preoperative planned radiological measurements with the postoperative measurements in only four cases (Stockmans et al., 2013). This study is the first to use radiological criteria to investigate whether computer-assisted three-dimensional planning can be accurately implemented intraoperatively using patient-specific templates and implants. The results underscore the increasing importance of this time-consuming and cost-intensive procedure.

1 Einleitung

1.1 Distale Radiusfraktur

Die distale Radiusfraktur ist mit ca. 200.000 Fällen pro Jahr die häufigste Fraktur in Deutschland. Der Altersgipfel liegt im Jugendalter zwischen 9 und 18 Jahren und bei weiblichen Erwachsenen über 50 Jahren. Das Risiko eine distale Radiusfraktur zu erleiden, liegt bei unter 65-Jährigen bei 1:1000, hingegen bei über 85-Jährigen bei 12:1000 deutlich höher (Ruchholtz, 2012).

Die knöcherne Konsolidierung in Fehlstellung ist sowohl bei konservativer als auch bei operativer Behandlung eine der Hauptkomplikationen nach distaler Radiusfraktur (Prommersberger & Lanz, 1998). Häufig hat die Ausheilung in Fehlstellung keine Konsequenz für den Patienten. Sind aber Schmerzen, Kraftverlust oder Verlust der Feinmotorik vorhanden, sind eine entsprechende Diagnostik und Therapie notwendig. Ein Therapieverfahren ist die Korrekturosteotomie der fehlverheilten distalen Fraktur.

Man unterscheidet intra- von extraartikulären Frakturen. Bei intraartikulären Frakturen ist der Verbleib einer Gelenkstufe nach Versorgung ein entscheidender präarthrotischer Faktor. Extraartikuläre Frakturen können zu einer Inkongruenz im distalen Radioulnargelenk DRUG führen. Die Fehlstellung ist durch die mögliche Verkipfung des Radius nach dorsal oder palmar, eine veränderte Ulnainklination sowie durch die Rotationskomponente des distalen Radiusfragmentes meist in drei Ebenen vorhanden. Jede Fehlstellung des distalen Radius bedingt eine Verminderung der Kontaktfläche im DRUG. Dies zeigt, dass eine möglichst exakte Korrektur der Radiusfehlstellung zum Erreichen eines guten klinisch-funktionellen Ergebnisses notwendig ist (Bade & Lobeck, 1991; Prommersberger et al. 2007).

1.2 Madelung Deformität

Eine weitere Indikation für Korrekturosteotomien des distalen Radius ist die Madelung-Deformität, ein seltenes Krankheitsbild mit einer Inzidenz von 1,7% (Flatt, 1994). Hierbei kommt es zu einem ulnopalmaren Verschluss der distalen Radiuswachstumsfuge, was zur Ausbildung einer dreidimensionalen Handgelenkdeformität mit Steilstellung und Zunahme der Palmarinklination der Radiusgelenkfläche sowie einer konkav geformten Fossa lunata führt. Der Carpus subluxiert nach palmar und ist v-förmig konfiguriert. Der gesamte Unterarm erscheint relativ verkürzt und in Varusstellung (Farr, 2021; Peymani et al., 2019). Die Patienten klagen über eine zunehmende Bewegungseinschränkung und chronische Handgelenksschmerzen vor allem bei Dorsalextension und Supination (Schmidt-Rohlfing et al., 2001). Die Therapie der Wahl zur Wiederherstellung der Radiusgelenkfläche sowie der korrekten Längenverhältnisse ist die Radiusosteotomie (Farr, 2021). Aufgrund der komplexen dreidimensionalen Fehlstellung ist eine exakte Planung der Korrektur und

Umsetzung dieser zur Erlangung eines guten Ergebnisses essenziell. Einzelne Fallberichte konnten diesbezüglich gute Ergebnisse nach dreidimensionaler computergestützter Planung und Erstellung von Schablonen mittels 3D-Druckverfahren zeigen (Imai et al., 2013; Yanagisawa et al., 2017).

1.3 Korrekturosteotomie

1.3.1 „Herkömmliche“ Radiuskorrekturosteotomie

Seit Jahrzehnten ist die Korrekturosteotomie des distalen Radius von palmar mittels winkelstabiler Platte etabliert. Die Planung erfolgt über zweidimensionale Röntgenbilder. Da aber eine dreidimensionale Fehlstellung vorliegt, wird die Rotationskomponente außer Acht gelassen (Labèr & Schweizer, 2023). Die Platte wird intraoperativ soweit distal wie möglich angelegt und nach dem geplanten Korrekturwinkel der Ulnainklination ausgerichtet. Dieser Winkel wird zwischen radialer Radiuskante und radialem Rand des Plattenschaftes gemessen, so dass die Platte nach Befestigung am Plattenstiel proximal entsprechend dem Korrekturwinkel vom Knochen absteht. Die Osteotomiehöhe wird markiert und der Knochen wird in zwei Ebenen im Verlauf der Winkelhalbierenden des Korrekturwinkels osteotomiert. Die Platte wird nochmals angelegt und distal fixiert. Danach wird der Osteotomiespalt so weit aufgespreizt, bis sich die Platte am Knochen anlegt und die korrekte Radiuslänge eingestellt ist. Die entstandene Lücke im Osteotomiespalt wird je nach Größe mit Spongiosa oder einem Beckenkammspan aufgefüllt (Prommersberger & van Schoonhoven, 2007).

1.3.2 Computergestützte Radiuskorrekturosteotomie und Verwendung von patientenspezifischen Implantaten

Seit gut einem Jahrzehnt ist es möglich, die Korrektur dreidimensional zu planen (Labèr & Schweizer, 2023) und patientenspezifische Schablonen und Implantate mittels 3D-Druckverfahren herzustellen.

Von der Planung bis zum 3D-Druck erfolgen mehrere Arbeitsschritte (Abb. 1). Die mittels Computertomographie gewonnenen Daten werden zusammengeführt und als DICOM-Dateien (Digital Imaging and Communications in Medicine) gespeichert. Damit der 3D-Drucker diese Daten verarbeiten kann, erfolgt im Anschluss die Segmentierung der gewünschten Strukturen und Verfeinerung der Darstellung (Kalaskar, 2022). Das nun gewonnene 3D-Modell wird mittels einer CAD-Software (Computer Aided Design) in eine STL-Datei transformiert, auf deren Basis der 3D-Drucker das gewünschte Modell drucken kann.

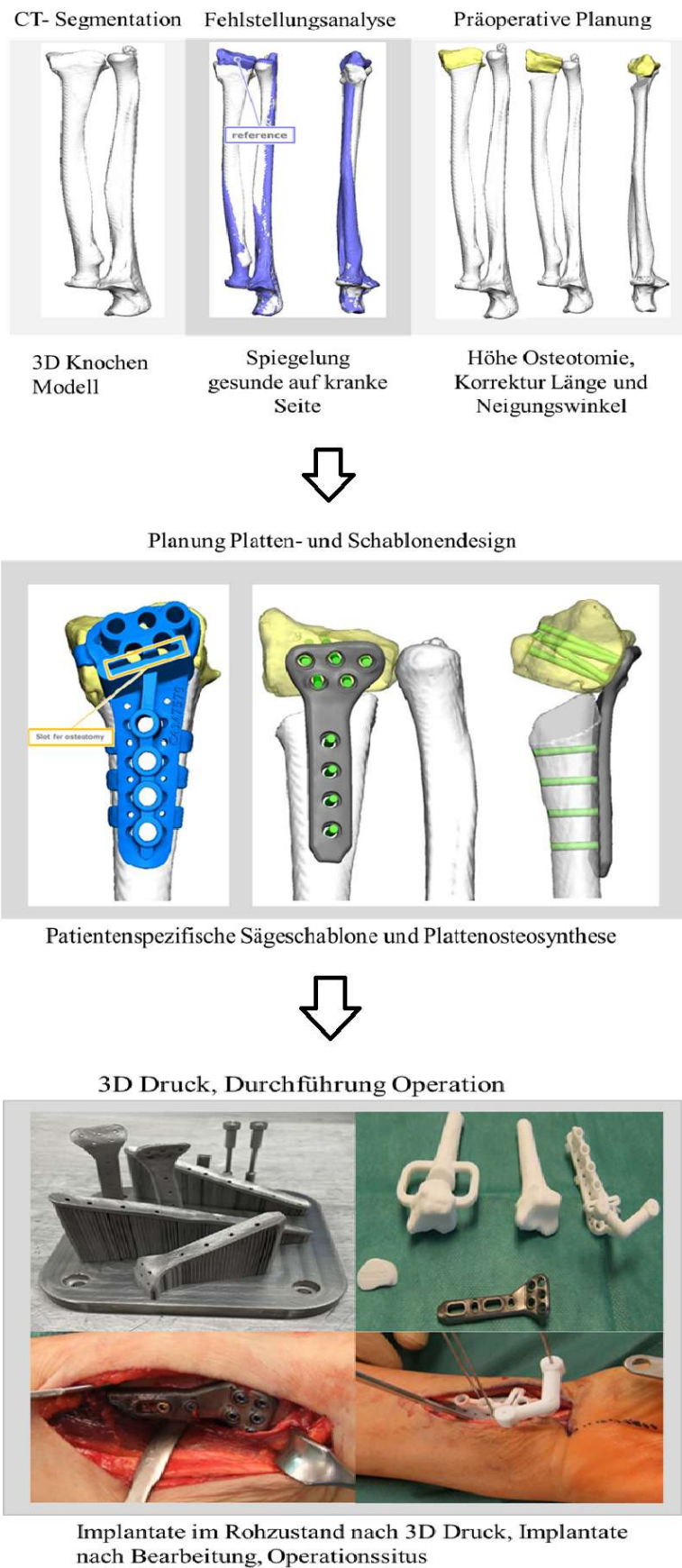


Abbildung 1: Prozessablauf Herstellung patientenspezifischer Implantate (PSI)

In dieser Studie kam ausschließlich das selektive Laser-Melting Verfahren zum Einsatz. Hierbei werden die Materialien Metall (Titan) oder Kunststoff in Pulverform auf eine Plattform aufgebracht. Die Konturen werden mittels eines Laserstrahls schichtweise in vertikaler Richtung in das Pulverbett geschmolzen und das überschüssige Pulver wird danach beseitigt (Segaran et al., 2021).

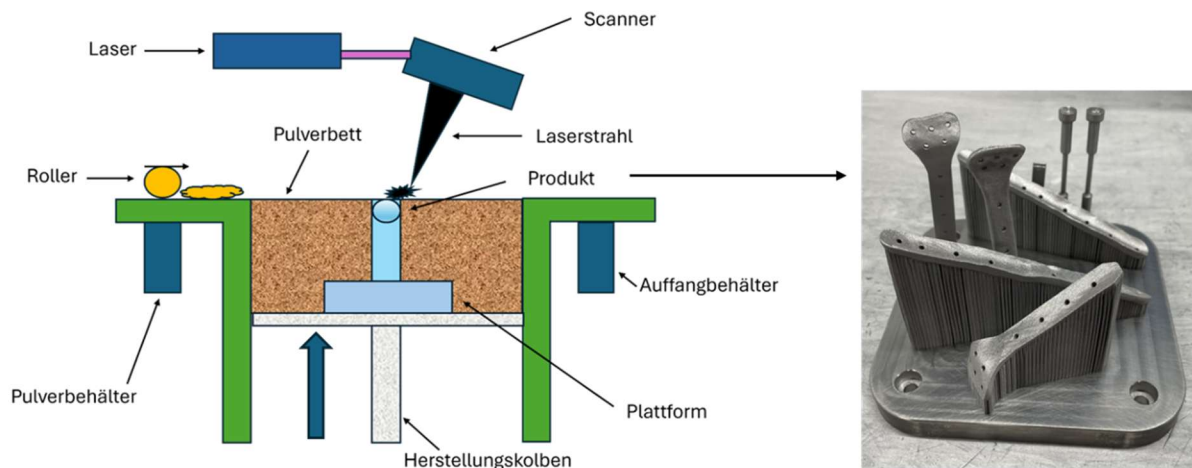


Abbildung 2: Schematischer Prozessablauf selektives Laser-Melting

1.4 Studienziel

Seit Jahrzehnten wird eine symptomatische Fehlstellung des distalen Radius mittels Korrekturosteotomie operativ versorgt, die anhand von zweidimensionalen Röntgenbildern geplant wird. Dabei werden zufriedenstellende klinische Ergebnisse erzielt, die jedoch streng mit dem postoperativ erreichten, radiologischen Ergebnis korrelieren (Prommersberger & Van Schoonhoven, 2007). Das heißt je präziser die Korrektur, je genauer die Wiederherstellung der anatomischen Gegebenheiten, desto besser ist das postoperative klinisch-funktionelle Ergebnis (Schmerzlinderung, Zunahme Beweglichkeit etc.) des Patienten.

Mit dem Fortschritt der computergestützten Planung ist es nun möglich 3D-Modelle der fehlgestellten sowie der gesunden Seite zu erstellen und aufeinander zu spiegeln. Dadurch kann eine möglichst genaue Korrektur geplant werden. Zusätzlich können durch spezielle Computerprogramme Vorlagen für Sägeschablonen und auch für individuelle patientenspezifische Osteosynthese-Platten entworfen werden. Diese werden dann nach abgeschlossener Planung mit einem speziellen 3D Druckverfahren (Laser-Melting-Verfahren) hergestellt. Somit soll die Umsetzung der präoperativen Planung im Operationssaal möglichst genau durchzuführen sein.

In dieser Studie soll die Fragestellung beantwortet werden, ob das postoperative Ergebnis der computergestützten präoperativen Planung unter Verwendung von patientenspezifischen Schablonen und Implantaten entspricht.

Als Hypothese wird angenommen, dass die präoperative computergestützte Planung exakt umgesetzt werden kann.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign

2.1.1 Präoperative computergestützte Planung

In Zusammenarbeit mit der Firma KLS Martin (Tuttlingen) wurden in verschiedenen Ländern (u.a. Großbritannien, Niederlande, Deutschland) seit 2019 Korrekturoperationen nach fehlverheilten distalen Radiusfrakturen oder bei Madelung-Deformität (anlagebedingtes Fehlwachstum des Handgelenks) mittels computergestützter Korrekturplanung und patientenspezifischen Schablonen und Implantaten durchgeführt. Zur präoperativen Planung wurden standardisierte Computertomographien beider Unterarme nachfolgenden Kriterien angefertigt (Scan-Protokoll, IPS Implants Radius/Forearm Reconstruction; KLS Martin Group (https://www.klsmartin.com/mediathek/90-381-01-04_IPS_Implants_Scan-Protokoll_Radius__Forearm_Reconstruction.pdf)):

- Abbildung beider Unterarme, von Karpalknochen bis zum proximalen Teil von Radius und Ulna, inklusive des Ellenbogengelenkes.
- Schichtdicke zwischen 0,5mm und 1,25mm.
- Gantry Neigung bei 0°.
- Neutrale Position beider Unterarme.
- Axiale Schichten
- Speichern der Daten in DICOM-Format.

Die präoperativen und postoperativen CT-Daten wurden von den jeweiligen Operateuren auf der Plattform der Firma KLS Martin IPS-Gate zur Verfügung gestellt. Diese Plattform ist passwortgeschützt und nur für zulässige Personen mittels Authentifizierungscode freigeschaltet. Zur Bearbeitung der Datenerstellung von 3D-Modellen und Planung der exakten Korrektur, kam das Computerprogramm Freeform® (3D Systems, Rock Hill, South Carolina, USA) zum Einsatz. Die gewonnenen Bilddateien wurden segmentiert und dreidimensionale Knochenmodelle beider Unterarme angefertigt. Um das Ausmaß der Fehlstellung zu erkennen und eine entsprechende Korrektur zu planen, wurde die „gesunde“ Seite auf die in Fehlstellung verheilte Seite gespiegelt (siehe Abbildung 3).

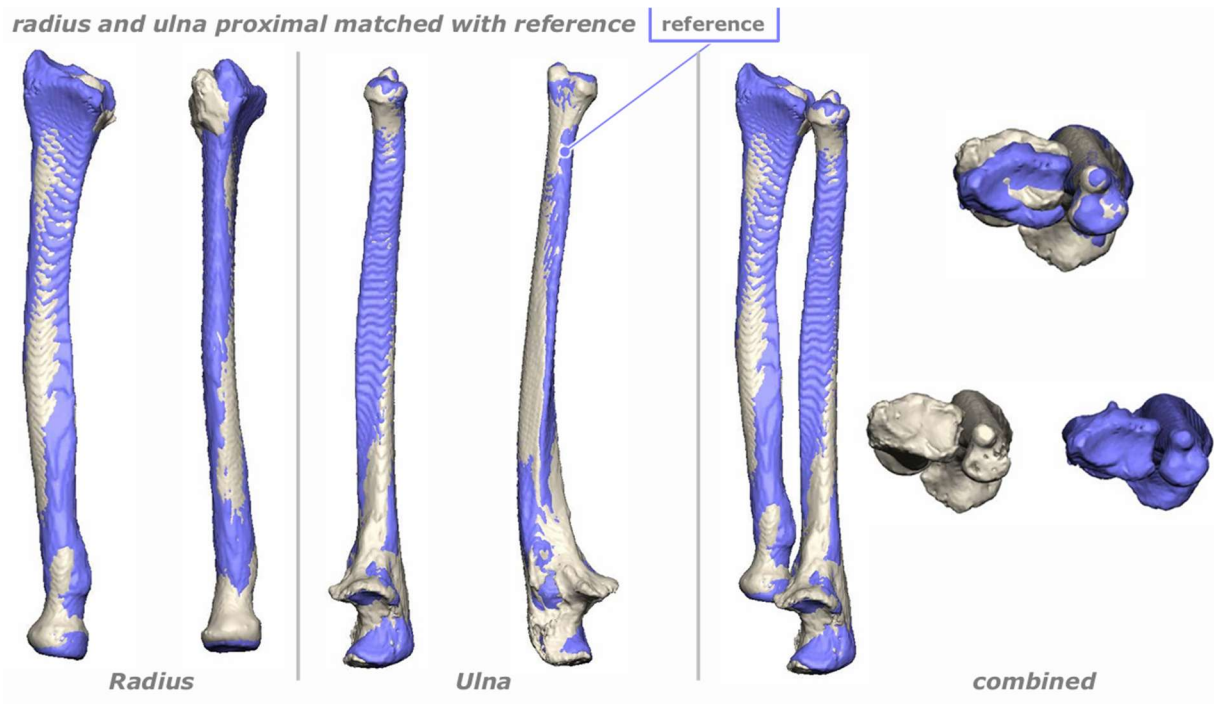


Abbildung 3: Spiegelung der "gesunden" Seite (blau) auf die in Fehlstellung verheilte Seite (beige)

Anhand von Referenzpunkten wurde die Osteotomiehöhe bestimmt und die grad- und längengenaue Korrektur geplant (siehe Abbildung 4, Abbildung 5 und Abbildung 6). Entscheidend sind hierbei die radiale Länge und die Ulnavarianz sowie die palmare und ulnare Neigung. Zusätzlich wurde eine Rotationskomponente berücksichtigt und wenn nötig korrigiert.

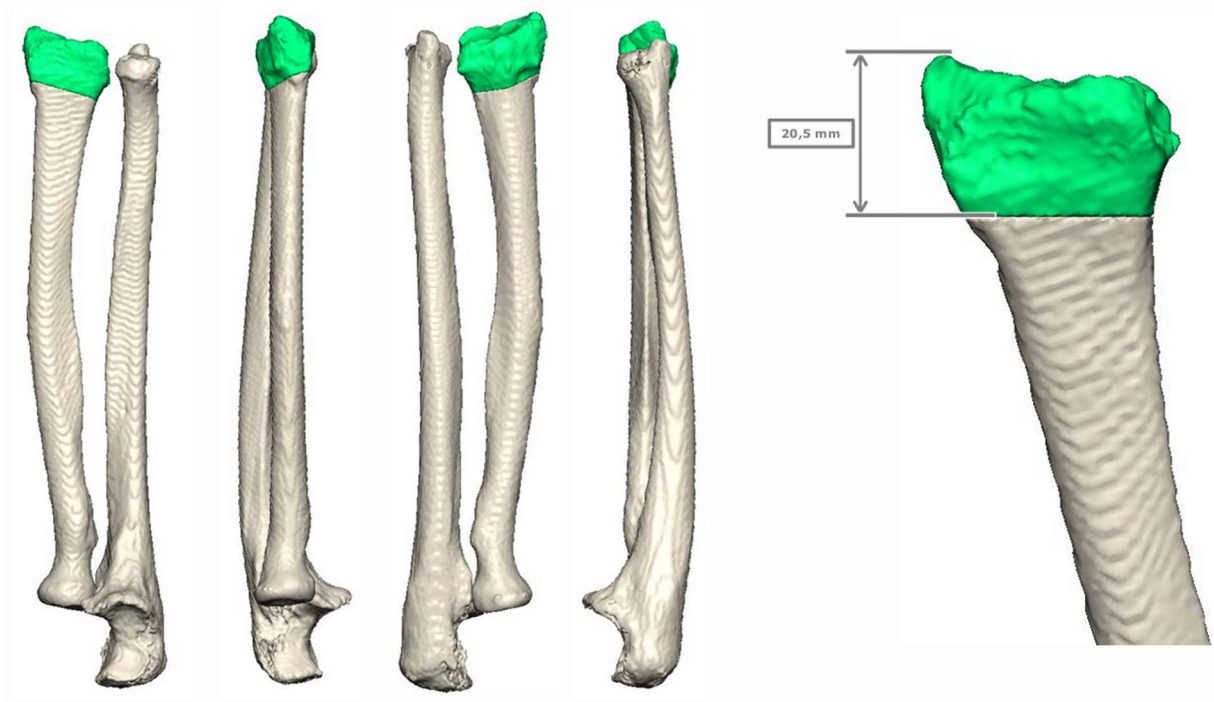


Abbildung 4: Planung der Osteotomiehöhe

reconstruction

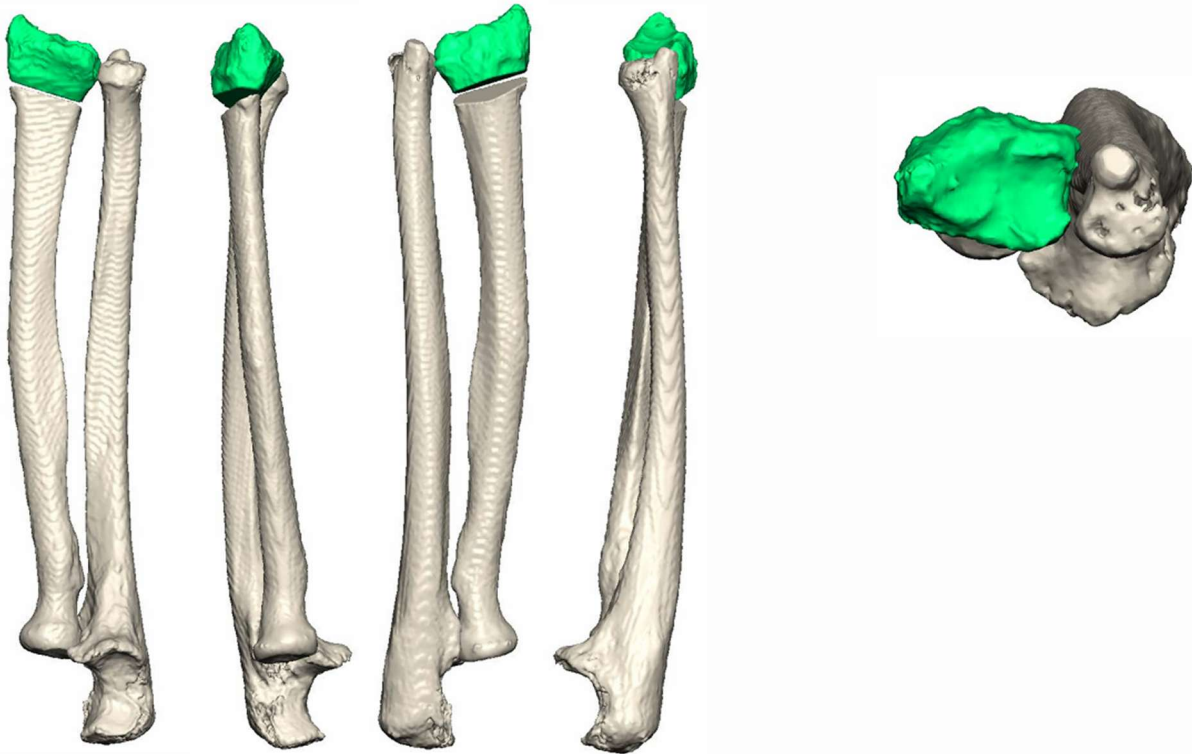


Abbildung 5: Rekonstruktion nach Osteotomie

reconstruction compared with reference

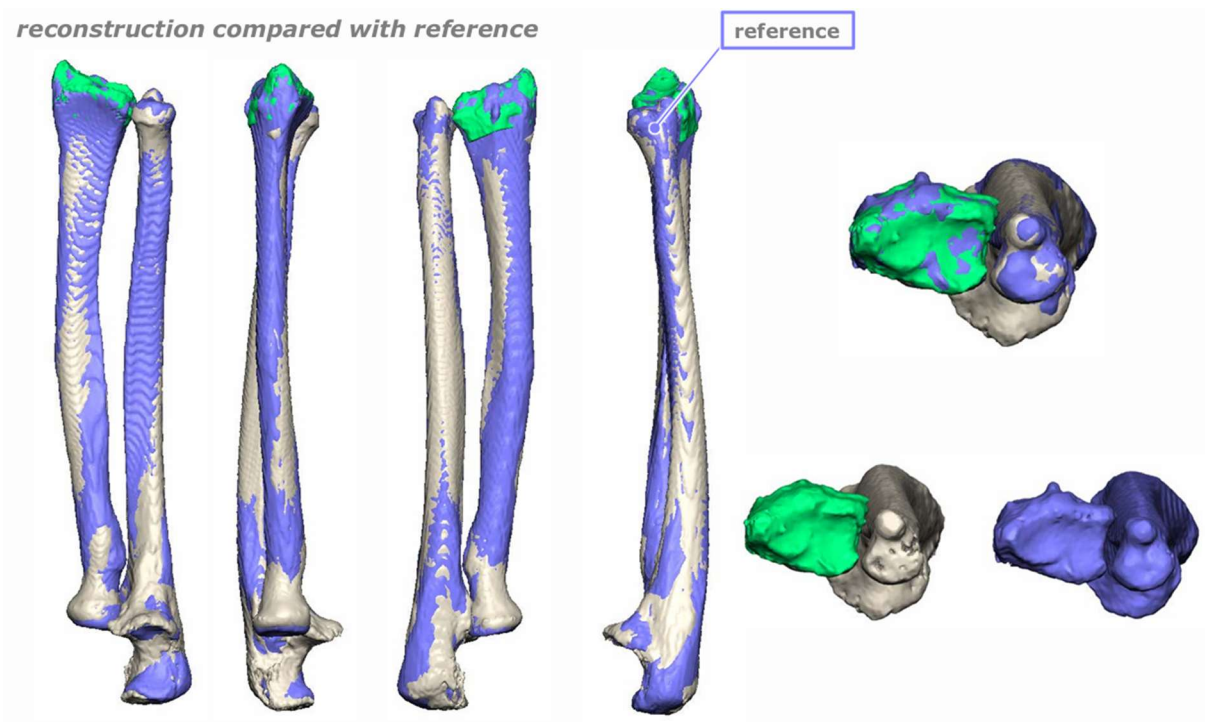


Abbildung 6: Vergleich der Rekonstruktion (grün) mit der "gesunden" Referenzseite (blau)

Damit diese Planung nun im Operationssaal möglichst exakt umgesetzt werden kann, erfolgte die Planung der Säge- und Bohrschablone passgenau an das Knochenmodell (siehe Abbildung 7). Nach Erstellung der Korrekturplanung erfolgte ein virtuelles Meeting mit dem jeweiligen Operateur. Hierbei

konnten nochmals Korrekturen an der Planung durchgeführt werden, bevor dann die patientenspezifischen Schablonen und Implantate im 3D-Drucker erstellt wurden. Das Planungsprotokoll wurde dem Operateur auf der Plattform IPS-Gate zur präoperativen Vorbereitung zur Verfügung gestellt.

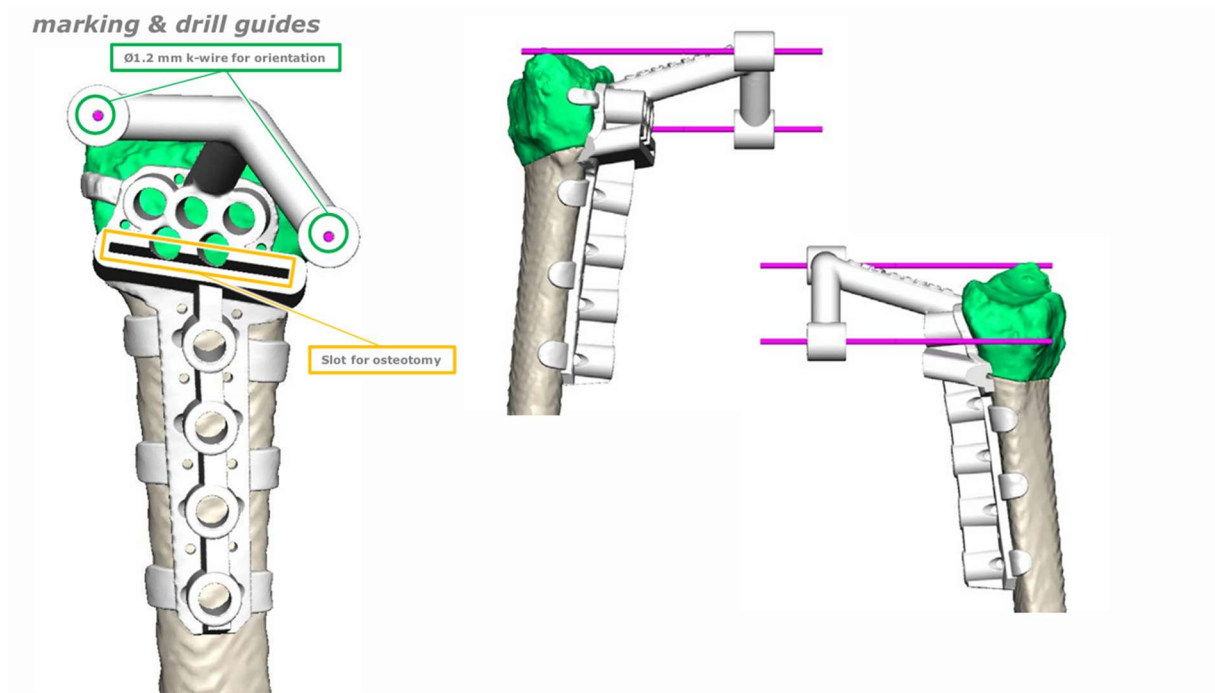


Abbildung 7: Schablone (Guide) zur Durchführung der Osteotomie und Bohrung der Schraubenlöcher für die Plattenosteosynthese

In den meisten Fällen erfolgte eine aufklappende Osteotomie. Zur Überbrückung der entstandenen Lücke wurde ein passgenaues Modell zur Gewinnung eines Beckenkammspans erstellt (siehe Abbildung 8).

bone graft dimension

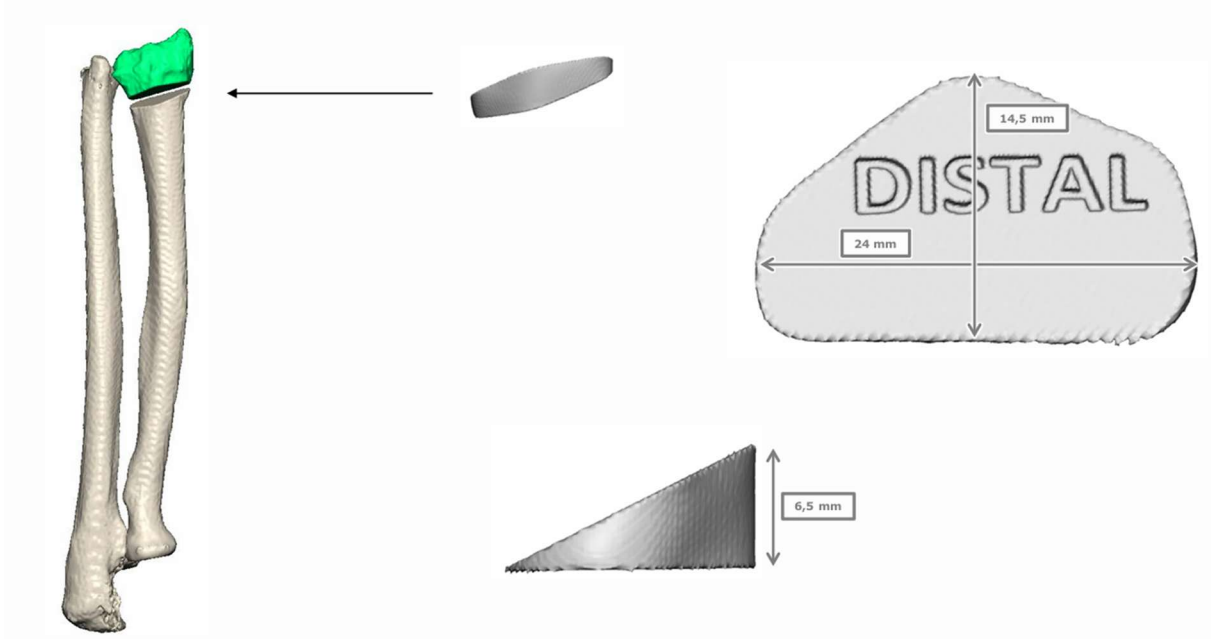


Abbildung 8: Planung Modell Beckenkammspan

Zum Abschluss der Planung wurde eine Platte passgenau an das Knochenmodell geplant, wie in Abbildung 9 dargestellt.

implants

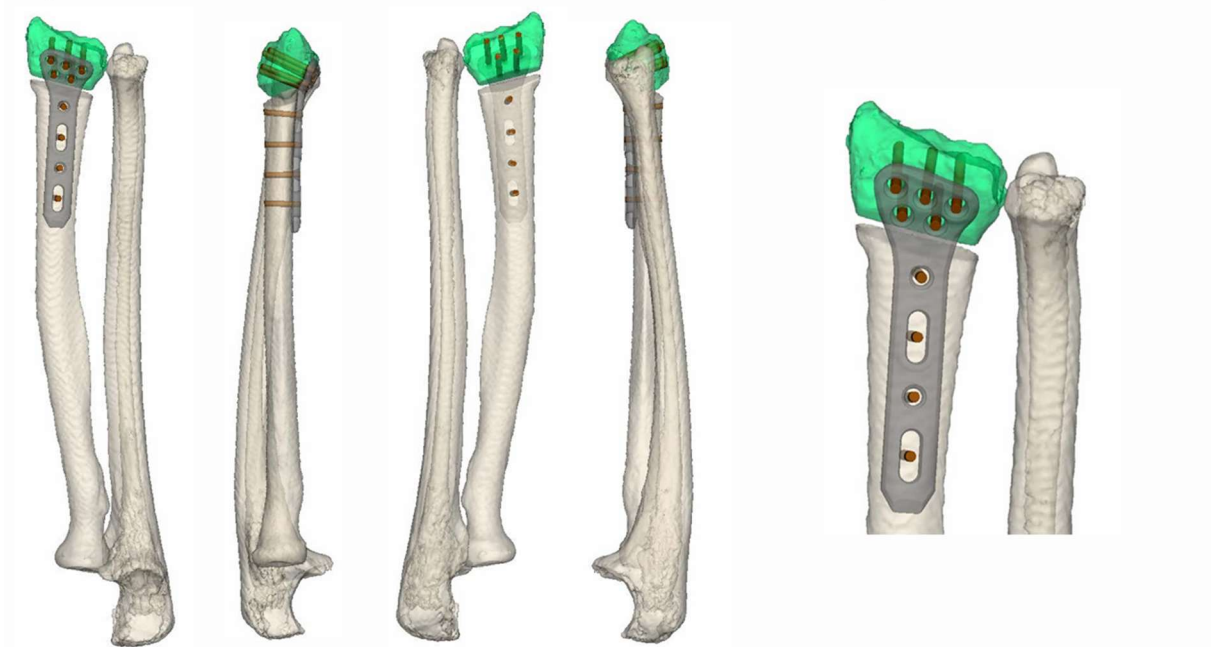


Abbildung 9: Planung der Plattenosteosynthese

2.1.2 Durchführung der Operation

Der Patient wird in Rückenlage mit Oberarmblutsperre gelagert. Der zu operierende Arm ist dabei auf einem Handtisch ausgelagert. Nach sterilem Abwaschen und Abdecken erfolgt ein ca. 7cm langer Hautschnitt radiopalmar über der FCR-Sehne. Die FCR-Sehne wird nach ulnar beiseite gehalten und die Unterarmfaszie eröffnet. Die Muskulatur wird stumpf nach ulnar verdrängt und ein Hohmann-Haken wird jeweils radial und ulnar der Radiuskante eingesetzt. Es erfolgt nun die L-förmige scharfe Abpräparation des Musculus pronator quadratus nach ulnar und Umsetzen der Hohmann-Haken. Je nach Komplexität der Korrektur wird weiter nach radial streckseitig präpariert. Die Äste des Nervus radialis superficialis verbleiben in den Weichteilen und werden sicher geschont. Das erste Strecksehnenfach kann gespalten werden und die darin befindlichen Sehnen des M. abductor pollicis longus und des M. extensor pollicis brevis zur Seite gehalten werden. Die Strecksehnenfächer zwei bis vier werden ebenfalls vom Radius abpräpariert. Nach Abschluss der sorgfältigen Präparation wird die Bohr- und Markierungslehre wie im Case Report beschrieben am Knochen ausgerichtet und mittels drei bis vier Kirschnerdrähten befestigt (siehe Abbildung 10).

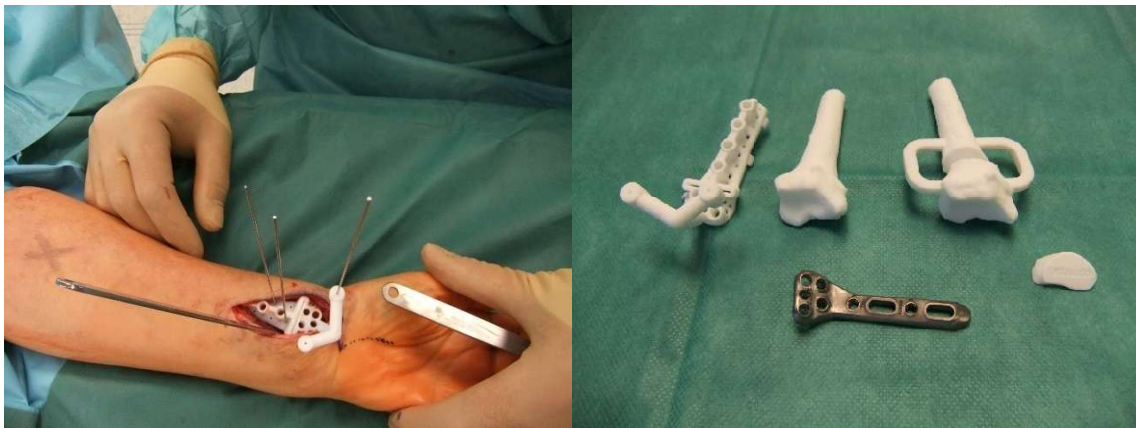


Abbildung 10: Bohr - und Markierungslehre in situ (links); Bohr- und Markierungslehre, Kochen Modell, Modell Beckenkammspan und patientenspezifisches Implantat (rechts)

Im Anschluss wird die Lage mittels Bildwandler Kontrolle überprüft. Bei korrekter Lage werden mit Hilfe der smart Drive®- Bohrführung die Kernlochbohrungen für die proximale Schraubenimplantation vorgebohrt. Vor dem Entfernen der Lehre erfolgt die Markierung der Osteotomie (siehe Abbildung 11).



Abbildung 11: Durchführung der Osteotomie

Die Lehre wird nun entfernt und die Osteotomie mittels oszillierender Säge unter Schonung der Sehnen, Nerven- und Gefäßästen vervollständigt. Es folgt die Mobilisation der Fragmente mittels Arthrodesespreizer. Danach wird das patientenspezifische Implantat eingesetzt. Zur Kontrolle der korrekten distalen Lage dient das mitgelieferte Knochenmodell. Zunächst werden die distalen Schraubenlöcher adressiert. Zum Heranziehen der Platte an den Knochen werden zwei Löcher mittels 2,5mm Kortikalisschrauben besetzt. Die Besetzung der restlichen Schraubenlöcher erfolgt mittels winkelstabiler Schrauben. Die Schraubenlängen sind über die präoperative Planung bereits exakt bestimmt.

Im Anschluss wird die Platte proximal auf die vorgebohrten Löcher im Radiuschaft reponiert und mittels Haltezangen fixiert. Hier werden zunächst die beiden Langlöcher mit Kortikalisschrauben besetzt.

Je nach Größe des Osteotomiespaltes erfolgt die Defektauffüllung mit Spongiosa oder einem bikortikalen Knochenspan aus dem Beckenkamm, mit Hilfe des mitgelieferten Modells passgenau anmodelliert werden kann (siehe Abbildung 12).

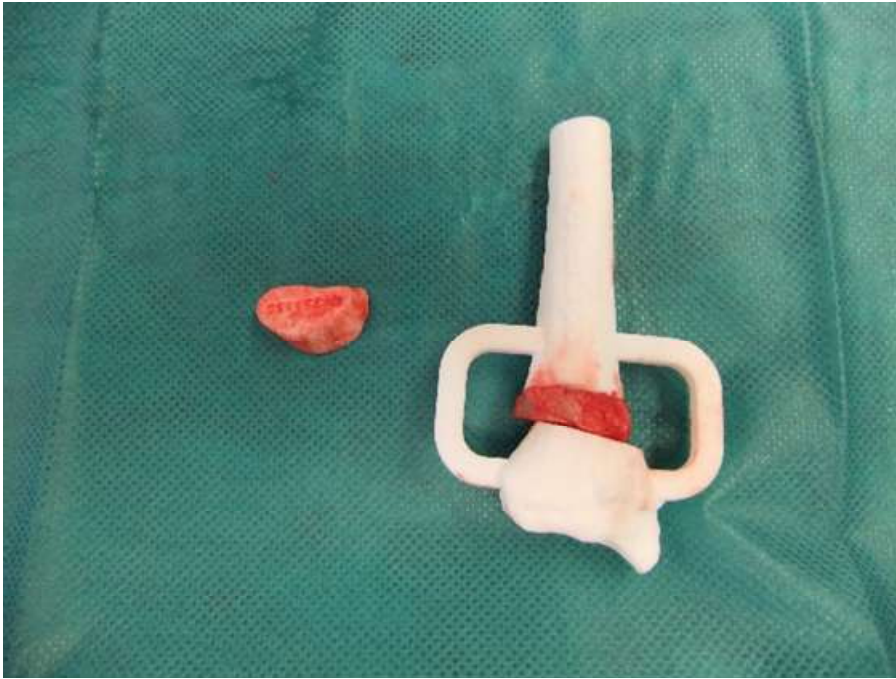


Abbildung 12: passgenauer Beckenkammspan

Die Osteosynthese wird durch das Besetzen der verbliebenen Löcher mittels winkelstabiler Schrauben vervollständigt.



Abbildung 13: Plattenosteosynthese in situ

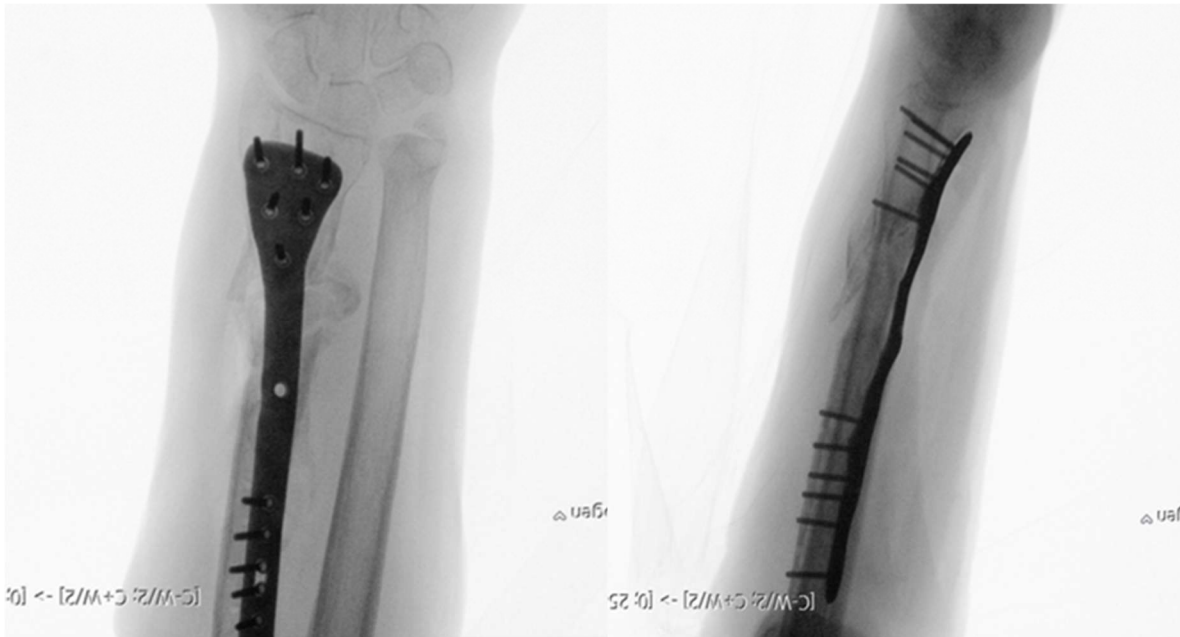


Abbildung 14: Intraoperative Bildwandlerkontrolle

Nach abschließender Bildwandler Kontrolle (siehe Abbildung 14), wird der Musculus pronator quadratus reponiert, die Wunde gespült und eine Redon-Drainage eingelegt. Es erfolgen die Hautnaht, Anlage eines sterilen Verbandes und einer Unterarmgipsschiene.

Die postoperative Ruhigstellung erfolgt für maximal 6-8 Wochen. Danach kann nach Röntgenkontrolle und Bestätigung der Konsolidierung des Knochens mit der Aufbelastung des Handgelenkes begonnen werden.

2.1.3 Bestimmung der Messwerte

Drei Monate nach der Operation wurde erneut ein Computertomogramm der operierten Seite beziehungsweise in 39 Fällen postoperative Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen zur Feststellung der Konsolidierung durchgeführt. Die prä- und postoperativen Bilddateien eines Patienten wurden anonymisiert und erhielten fortlaufende Nummern, bevor sie zur Aufnahme in die Studie freigegeben wurden.

Sowohl am präoperativem 3D-Modell als auch an den postoperativen CT- oder Röntgenaufnahmen wurden verschiedene Winkel und Längen bestimmt.

Diese sind im Einzelnen:

- Radiale Länge: Abstand zwischen der Senkrechten der Achse des Radius durch die Spitze des Proc. styloideus radii (a) und der Senkrechten in Höhe der distalen Gelenkfläche des Ulnakopfs (b) im a.p. Strahlengang (Abbildung 15). Im Normalfall beträgt die radiale Länge ca. 12mm (8-18mm) (Szermutzky et al., 2013).



Abbildung 15: Bestimmung radiale Länge (RL)

- Ulnavarianz: Abstand zwischen der Parallelen zur Fossa lunata (b) und der distalen Gelenkfläche des Ulnakopfes (a) (Abbildung 16). Bei 60% der Menschen liegt die ulnare Gelenkfläche des Radius auf der gleichen Höhe wie die Ulnagelenkfläche. Es gibt Variationen zwischen +4 und -4mm (Szermutzky et al., 2013).



Abbildung 16: Bestimmung der Ulnavarianz (UV)

- Palmarinklination: Der Winkel zwischen der Parallelen zur Gelenkfläche (A) und der Senkrechten zur Längsachse des Radius (B) in der Sagittalebene (Abbildung 17). Ein Winkel von ca. 12° (0-28°) ist hier die Norm (Szermutzky et al., 2013).

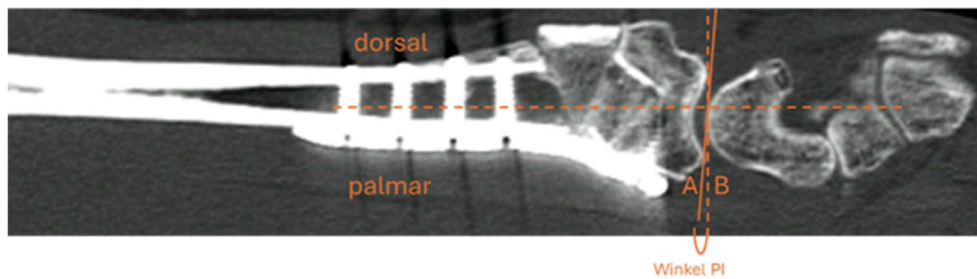


Abbildung 17: Bestimmung der Palmarinklination (PI)

- Ulnainklination: Der Winkel zwischen der Parallelen zur Gelenkfläche (b) und der Senkrechten zur Längsachse des Radius (a) in der Frontalebene (Abbildung 18). Physiologischerweise beträgt der Winkel durchschnittlich ca. 23° ($13\text{-}30^\circ$) (Szermutzky et al., 2013).



Abbildung 18: Bestimmung der Ulnainklination (UI)

Die gemessenen Rohdaten, Winkel in Gradzahl und Länge in mm, wurden in eine Excel-Tabelle übertragen. Mittels t-Test für zwei unabhängige Stichproben wurden die Werte der präoperativen Planung und des postoperativen Ergebnisses auf Unterschied getestet.

2.2 Ethikantrag

Im Umgang mit den Patientendaten wurde die aktuelle Gesetzeslage berücksichtigt. Die hauseigenen Patientendaten wurden pseudonymisiert und nach den Richtlinien des Gesundheitsdatenschutzes (Curacon et al., 2019) behandelt. Die Patientendaten der anderen teilnehmenden Kliniken wurden

ebenfalls an der Quelle anonymisiert, bevor Sie in die Studie aufgenommen wurden und fallen laut EuG (Gericht der Europäischen Union) somit nicht unter den Datenschutz. Das Saarländische Krankenhausgesetz (SKHG) enthält in §14 SKHG (Forschung und Patientendaten) den gesetzlichen Erlaubnistatbestand zur Nutzung von pseudonymisierten Patientendaten ohne schriftliches Einverständnis der Patienten. Die Richtlinien der Deklaration von Helsinki (2004) wurden in dieser Studie eingehalten. Der Ethikantrag mit der Kennnummer 248/23 wurde am 19.02.2024 von der Ethikkommission der saarländischen Ärztekammer genehmigt.

2.3 Patientenpopulation

Es wurden 11 Fälle aus England (Simon Pickard, Robert Jones & Agnes Hunt Orthopaedic & District Hospital NHS Trust, Shrewsbury, Vereinigtes Königreich), 39 Fälle aus den Niederlanden (Niels Schep, Maasstad Ziekenhuis Rotterdam, Niederlande) sowie 10 Fälle aus Deutschland (Prof. Dr. Herrmann Krimmer, Zentrum für Handchirurgie Ravensburg und Prof. Dr. Christof Meyer, Klinikum Saarbrücken) in die Studie aufgenommen.

Hierbei konnten 52 extraartikuläre und fünf intraartikuläre Radiuskorrekturosteotomien nach fehlerverheilten distalen Radiusfraktur sowie drei Korrekturosteotomien des distalen Radius bei Madelung-Deformität ausgewertet werden.

Es handelt sich um eine retrospektive Multicenterstudie.

2.4 Klinische Endpunkte

In der bisher vorliegenden Literatur finden sich vor allem funktionelle Endpunkte gemessen an gängigen Scores für Schmerzen und Beweglichkeit (Byrne et al., 2017; Roth et al., 2023). Hierbei sind vor allem der DASH-Score, der anhand von 30 Fragen die Funktionalität der oberen Extremität und die Symptomatik des Patienten erfasst, und die VAS, die die subjektiven Schmerzen wiedergibt, zu nennen. Im Hinblick auf die Funktionalität wurden auch die Pro- und Supination des Unterarmes in einigen Studien vor und nach der Korrekturoperation miteinander verglichen (Kataoka et al., 2018; Miyake et al., 2012a, 2012b). Als radiologischer Messwert findet sich in der Literatur der sogenannte maximale Restdeformitätswinkel (MAD). Dieser wird anhand einer Formel basierend auf dem Satz des Pythagoras durch Winkel in sagittaler und koronarer Ebene im Computertomogramm bestimmt. Ein $MAD \geq 5^\circ$ wurde als nicht anatomische Korrektur gewertet (Byrne et al., 2017; Kataoka et al., 2018; Miyake et al., 2012b; Roth et al., 2023). Stockmans et al. (2013) unterschieden bei der Betrachtung zwischen intra- und extraartikulären Korrekturen. Bei den extraartikulären Korrekturen am distalen Radius wurden die radiologischen Messwerte 3D-radiale Neigung, 3D-volare Neigung und 3D-Ulnavarianz vor- und nach der Operation miteinander verglichen. Nach intraartikulärer Korrektur analysierte man, ob eine Stufenbildung der Gelenkfläche verblieben ist.

In der hier vorliegenden Studiensollten wurde die Genauigkeit der Umsetzung der präoperativen Planung anhand radiologischer Messwerte bestimmt. Aufgrund der vorliegenden Daten zum Teil als postoperative computertomografischer Schnitte (3D) und zum Teil als postoperative Röntgenbilder (2D) wurden die Winkel Palmarinklination und Ulnainklination sowie die Längen Ulnavarianz und radiale Länge zur Beurteilung analysiert und ausgewertet.

2.5 Fallzahlschätzung

In Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Medizinische Informatik des Universitätsklinikums des Saarlandes (Direktor Prof. Dr. Wagenpfeil) wurden anhand der Auswertung von exemplarischen 10 Fällen die erforderliche Fallzahl bestimmt. Als Messpunkt wurde die absolute Differenz zwischen präoperativer und postoperativer Messung der Ulnainklination pro Patienten herangezogen. Zum Einsatz kam der t-Test für zwei abhängige Stichproben. Hierbei ergab sich für eine Fallzahl von 50 eine Power von 80 %, eine Standardabweichung von 1,5, bei einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$.

2.6 Statistische Auswertung

Ziel der Studie war es zu prüfen, ob unter Verwendung von patientenspezifischen Säge- und Bohrschablonen sowie durch 3D-Druckverfahren hergestellte individualisierte Implantate die präoperative computergestützte Planung exakt umgesetzt werden kann. Als Messwerte wurden die Winkel Palmar- und Ulnainklination und die Längen Ulnavarianz und radiale Länge präoperativ geplant und postoperativ erfasst.

In einem ersten Schritt der statistischen Auswertung wurden diese Daten der einzelnen Variablen mittels eines t-Tests für Stichproben mit paarigen Werten ausgewertet. Damit sollte eine systematische Über- oder Unterschätzung der Planung ermittelt werden.

Zur Bestimmung der Übereinstimmung bzw. Abweichung der präoperativ geplanten im Vergleich zu den postoperativ erreichten Messwerten wurde für alle Variablen in einem zweiten Schritt der Betrag der Differenzen ($|\text{präoperativ geplant} - \text{postoperativ}|$) gebildet.

Aufgrund der schrägen Verteilung wurde der Median dieser neuen Variable mittels asymptotischem Wilcoxon Test gegen 0 getestet. Der hypothetische Median von 0 wäre der Wert, bei dem es keine Differenz zwischen Planung und Umsetzung gäbe.

Zusätzlich wurde ein Toleranzbereich für die Längen und Winkel auf Basis der bisherigen Studienlage definiert. Es gibt bis dato keine einheitlich festgelegten radiologischen Grenzwerte, die zur Indikationsstellung einer operativen Radiuskorrekturosteotomie dienen. Daher wurden Studien herangezogen, die anhand klinischer Parameter wie Schmerzen und Bewegungseinschränkung Kriterien für die Indikationsstellung zu einer operativen Behandlung bei Radiusfrakturen empfehlen. De Muinck Keizer et al. (2017) haben in ihrer Übersichtsarbeit nach aktueller Datenlage Grenzwerte definiert, innerhalb derer eine akzeptable Stellung des distalen Radioulnargelenkes vorliegt. Diese Daten (siehe Abbildung 19) wurden bei der Festlegung des Toleranzbereiches berücksichtigt.

Parameter	Normal value	Acceptable limit of deformity
Radial inclination	21–25°	>15°
Radial length or height	10–13 mm	7–15 mm
Ulnar variance	Neutral, ± 1 mm	<3 mm compared to contralateral side
Dorsal–volar angulation	11° volar	$\leq 15^\circ$ dorsal tilt, $\leq 20^\circ$ volar tilt

Abbildung 19: Normwerte und akzeptable Grenzwerte der Radiusdeformität(de Muinck Keizer et al., 2017).

In Anbetracht des Anspruchs an dieses spezielle Verfahren mit aufwendiger präoperativer Planung und Herstellung von patientenindividualisierten Implantaten und Schablonen sowie die damit verbundenen erhöhten Kosten, wurden die Grenzen des Toleranzbereiches jedoch enger gelegt. Somit wurden für diese Studie als exakte Umsetzung der präoperativen Planung als Toleranzbereich für die Längen eine Abweichung von ± 2 mm und für die Winkel eine Abweichung von $\pm 3^\circ$ festgelegt.

Die Variable „Betrag der Differenzen Toleranz" wurde in einem letzten Schritt angelegt, um zu überprüfen, ob die Messwerte außerhalb des Toleranzbereiches signifikant abweichen. Dabei wurden die Beträge der Differenzen innerhalb des entsprechenden Toleranzbereiches gleich 0 gesetzt und die Beträge außerhalb der Toleranzgrenze erhielten den Wert der jeweiligen Abweichung von der Grenze. Nun wurde wiederum mittels asymptotischem Wilcoxon-Test gegen den hypothetischen Median von 0 getestet.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS® (SPSS, Version 29, IBM Corporation, New York, United States). Das Signifikanz-Niveau lag bei $p < 0,05$.

3 Ergebnisse

3.1 Deskriptive Statistik

Die Stichprobe bestand aus 60 Fällen. Davon waren 45 weibliche und 15 männliche Probanden. Die Operationen wurden im Zeitraum von September 2019 bis Mai 2024 durchgeführt. Die Auswertung erfolgte von Oktober 2023 bis August 2024. Der Datensatz war für alle 60 Fälle vollständig.

Die folgenden Tabellen geben einen Überblick über die wichtigsten Werte der deskriptiven Statistik.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung	Varianz
RL 1 (mm)	60	5,0	18,0	9,833	3,2699	10,692
UV 1 (mm)	60	-4,0	,0	-1,975	1,0227	1,046
UI 1 (°)	60	17	32	25,42	4,130	17,061
PI 1 (°)	60	2,0	20,0	10,300	4,2747	18,273
RL 2 (mm)	60	3,0	16,5	9,892	2,7449	7,535
UV 2 (mm)	60	-4,0	2,0	-1,558	1,4126	1,995
UI 2 (°)	60	15,0	33,5	24,348	4,4434	19,744
PI 2 (°)	60	2,0	20,0	9,698	4,3588	18,999
Gültige Werte (listenweise)	60					

Tabelle 1: Deskriptive Statistik alle Fälle (RL=radiale Länge, UV=Ulnavarianz, UI= Ulnainklination, PI=Palmarinklination; 1=präoperativ geplant, 2=postoperativ)

Die Betrachtung der deskriptiven Statistik der Variablen zeigt für die Mittelwerte keine relevanten Unterschiede. Jedoch lagen bis auf die Ulnavarianz große Standardabweichungen vor, was für eine große Streuung vom Mittelwert und für eine heterogene Verteilung der Messwerte spricht.

Im Folgenden werden nun die Messgrößen einzeln betrachtet. Zur grafischen Veranschaulichung der Verteilung der Variablen Boxplots verwendet. Die mittlere Linie der Box stellt den Median dar, die untere das 25% -Quartil und die obere Linie das 75% - Quartil. Weiterhin werden Minimum und Maximum abgebildet. Ausreißer werden mittels Punkte dargestellt.

Zur Darstellung der Häufigkeiten der Messwerte werden Histogramme verwendet.

3.2 Radiale Länge

3.2.1 Messung der Variable

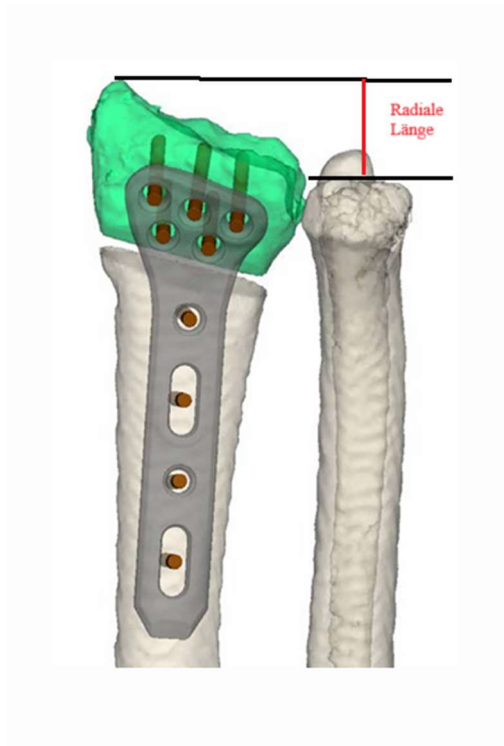


Abbildung 20 Messung der radialen Länge in mm

3.2.2 Messwerte der radialen Länge

Proband	Radiale Länge Plan	Radiale Länge postoperativ	Radiale Länge Differenz	Betrag der Differenz der Radialen Länge Differenz
1	8	6	-2	2
2	6	7	1	1
3	6	7	1	1
4	8	8	0	0
5	8	7	-1	1
6	8	12	4	4
7	7	8	1	1
8	7	8	1	1
9	15	14	-1	1
10	9	12	3	3
11	9	13	4	4
12	8	9	1	1
13	9	8,5	-0,5	0,5
14	8	8	0	0
15	8,5	10	1,5	1,5
16	14	12	-2	2
17	5	7	2	2

18	8	10	2	2
19	10	13	3	3
20	7	8	1	1
21	11	10	-1	1
22	7	5	-2	2
23	11	11	0	0
24	7	11	4	3
25	10	9	-1	1
26	13	11	-2	2
27	7	10	3	3
28	11	8	-3	1
29	5	3	-2	2
30	10	8,5	-1,5	1,5
31	9	10	1	1
32	18	16	-2	2
33	9	9	0	0
34	14	13	-1	1
35	15	11	-4	4
36	15	11	-4	4
37	7	8	1	1
38	15	9	-6	6
39	7	10	3	3
40	9	12	3	3
41	15	10	-5	5
42	8	12	4	4
43	5	4,5	-0,5	0,5
44	7	10	3	3
45	10	15	5	5
46	9	10	1	1
47	15	10	-5	5
48	10	9,5	-0,5	0,5
49	8	12	4	4
50	18	16,5	-1,5	1,5
51	11	13	2	2
52	8	10	2	2
53	15	14	-1	1
54	14	12	-2	2
55	10	7	-3	3
56	7	10	3	3
57	7,5	7	-0,5	0,5
58	14	11	-3	3
59	10	12	2	2
60	10	5	-5	5

Tabelle 2: Überblick der Messwerte der Variable radiale Länge in mm

3.2.3 Häufigkeitsverteilung

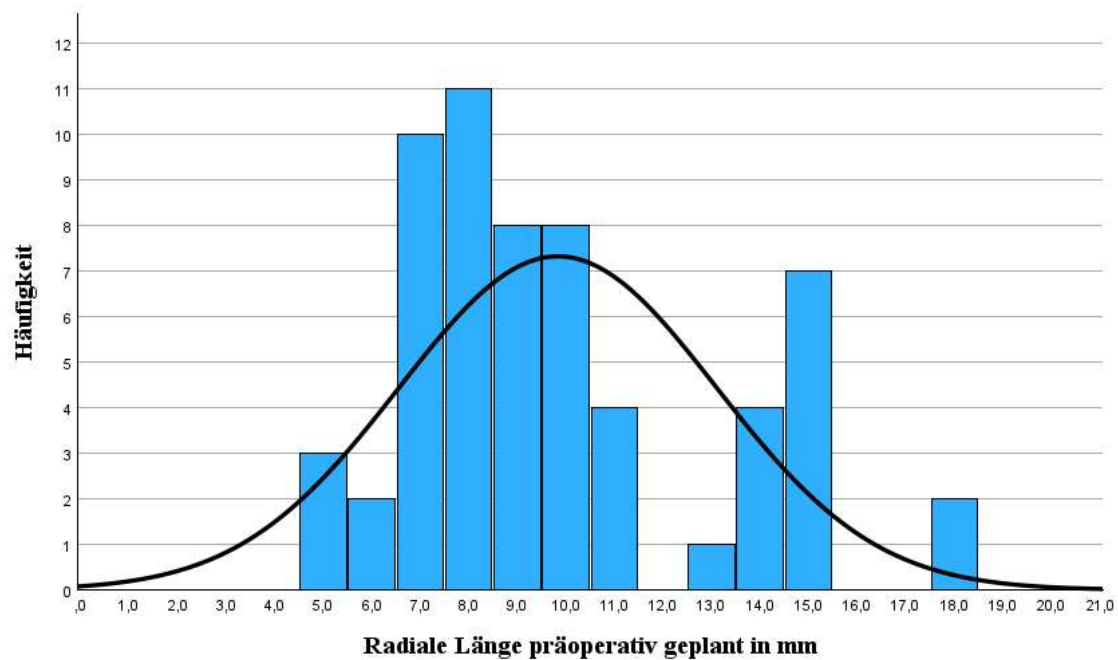


Abbildung 21: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der radialen Länge präoperativ geplant

Die Werte der geplanten radialen Länge präoperativ liegen zwischen 5 und 18 mm. Als Normwerte werden Variationen zwischen 8 mm und 18 mm beschrieben mit im Mittel 12 mm (Szermutzky et al., 2013). Das abgebildete Diagramm zeigt eine annähernde Normalverteilung für die präoperativ geplanten Werte.

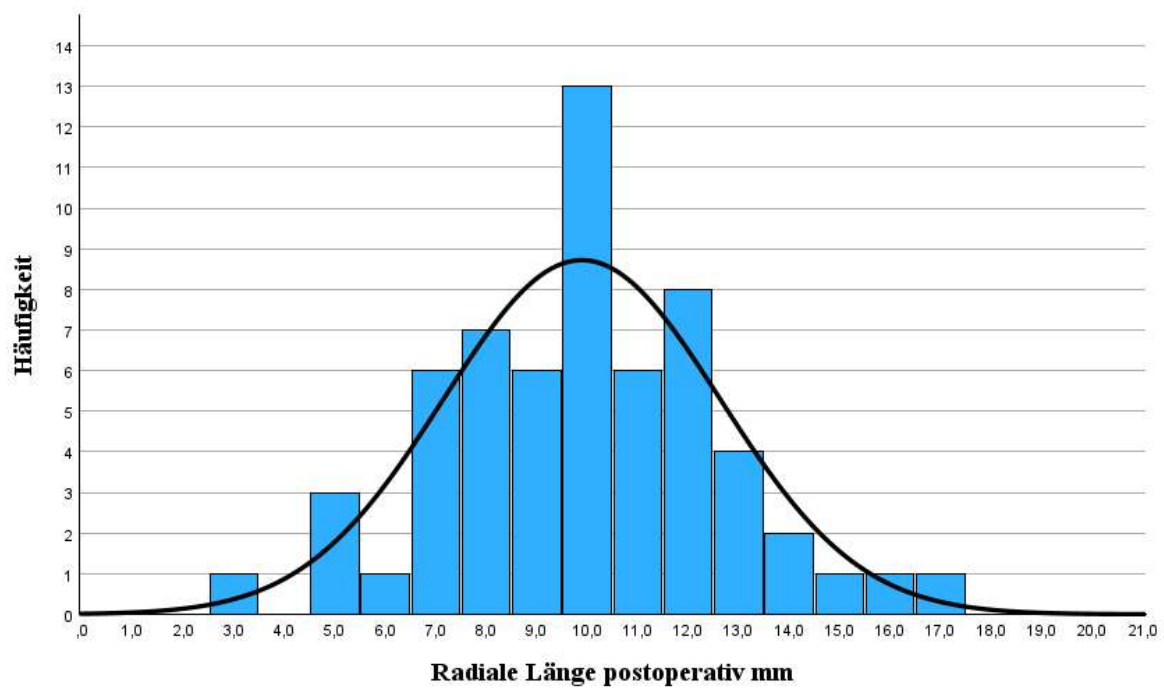


Abbildung 22: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der radialen Länge postoperativ

Die postoperativ erreichten Werte lagen zwischen 3,0 mm und 16,5 mm. Hier zeigte sich ebenfalls eine annähernde Normalverteilung.

3.2.4 Vergleich der Messwerte präoperativ geplant und postoperativ

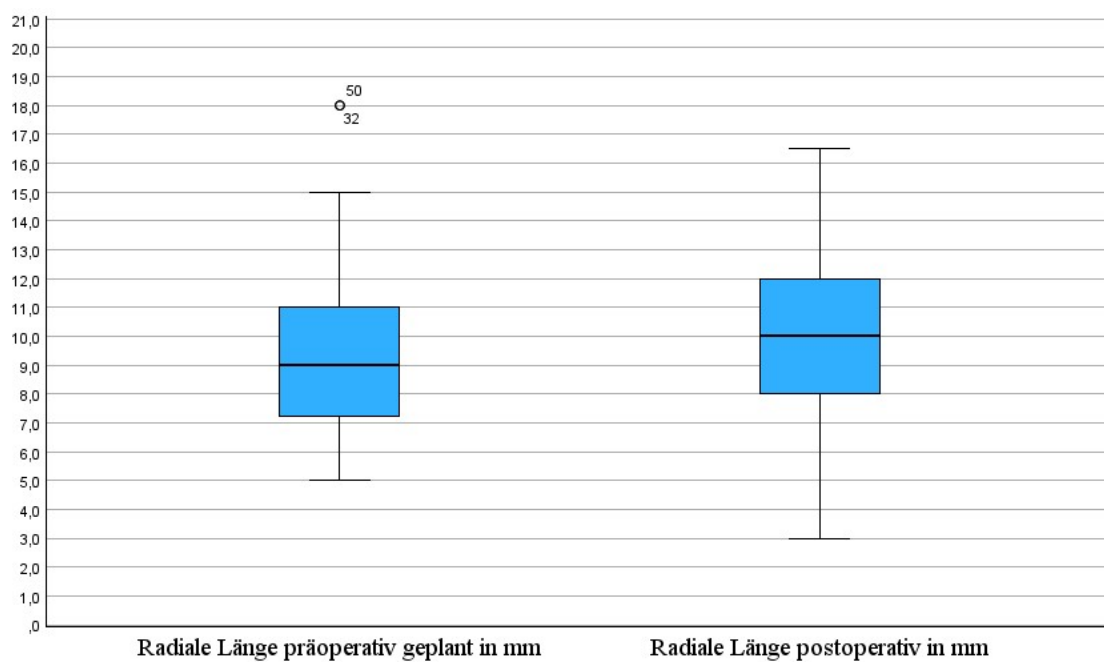


Abbildung 23: Boxplot der Radialen Länge präoperativ geplant und postoperativ

Der Mittelwert für die präoperativ geplante radiale Länge lag bei 9,83 mm $\pm$ 3,27 mm. Postoperativ wurden im Mittel 9,89 mm $\pm$ 2,75 mm erreicht.

Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied der Differenz der Mittelwerte für die radiale Länge präoperativ geplant und postoperativ ($M=-0,058$, $SD=2,63$). Der t-Wert betrug $t(59)=-0,172$ bei einem $p=0,864$ (zweiseitig). Im Durchschnitt wurde die radiale Länge um -0,06mm unterkorrigiert. Zusammenfassend ist hier zu sagen, dass keine systematische Abweichung der Planung zum Ergebnis vorlag.

3.2.5 Hypothesentest

Zur weiteren Auswertung wurde eine neue Variable: Betrag der Differenzen ($|RL1-RL2|=RL_diff_betrag$), gebildet. Folgende Tabelle zeigt die Daten der deskriptiven Statistik dieser Variable und das folgende Histogramm die Verteilung der Messwerte.

N	Gültig	60
	Fehlend	0
Mittelwert		2,1583
Median		2,0000
Std.-Abweichung		1,48007
Varianz		2,191
Minimum		,00
Maximum		6,00

Tabelle 3: Deskriptive Statistik der Variable Betrag der Differenz der radialen Länge

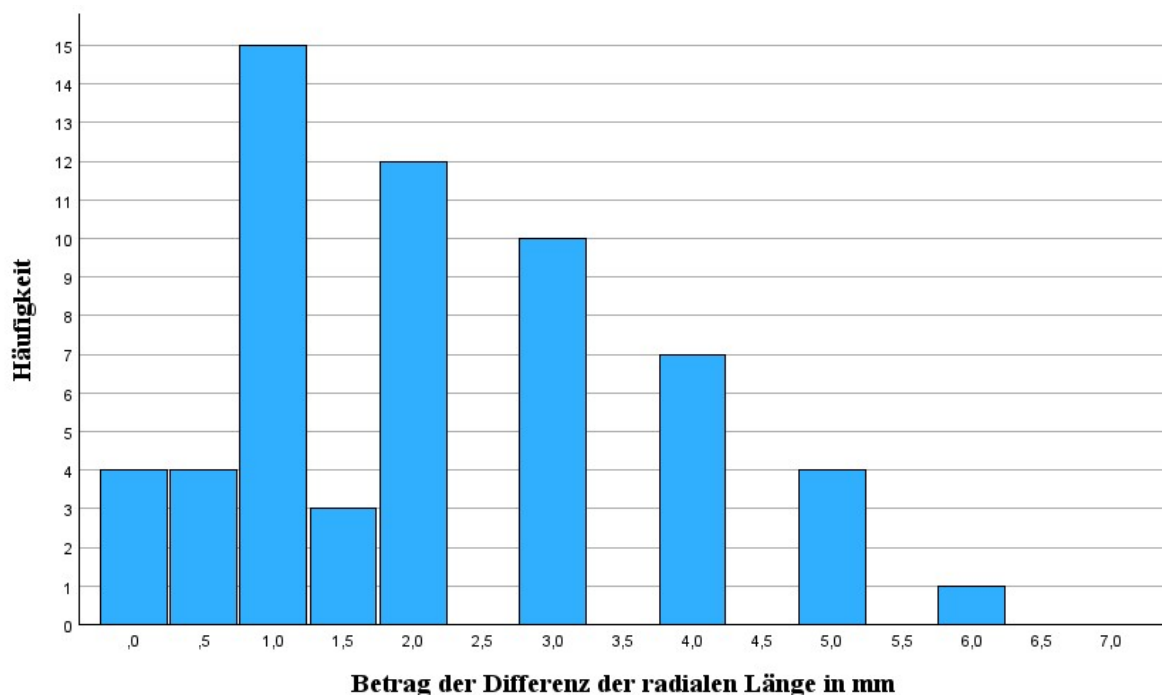


Abbildung 24: Häufigkeitsverteilung der Messwerte Betrag der Differenz der radialen Länge (RL_diff_betrag)

Im Weiteren wurde der Median der Variable Betrag der Differenz mittels eines asymptotischen Wilcoxon-Tests gegen 0 getestet.

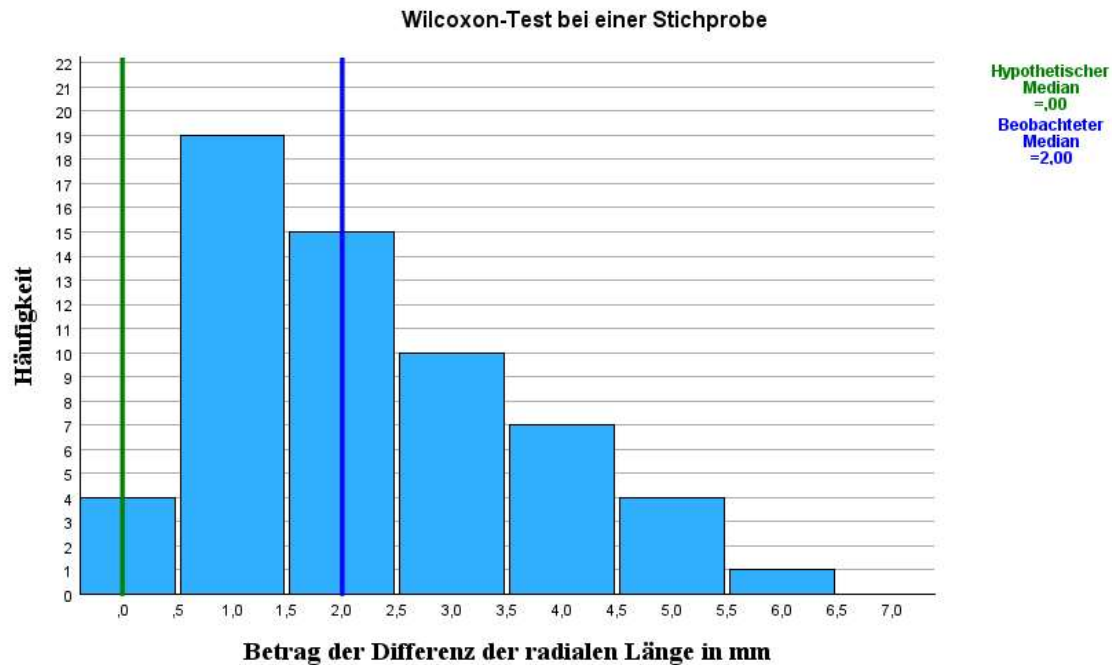


Abbildung 25: Histogramm Wilcoxon-Test für die Variable Betrag der Differenz der radialen Länge

Der beobachtete Median ($Mdn=2,0$) lag signifikant höher als der hypothetische Median von 0 (asymptotischer Wilcoxon-Test: $z=6,539$, $p<0,001$, $n=60$).

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	,00	4	6,7	6,7	6,7
	,50	4	6,7	6,7	13,3
	1,00	15	25,0	25,0	38,3
	1,50	3	5,0	5,0	43,3
	2,00	12	20,0	20,0	63,3
	3,00	10	16,7	16,7	80,0
	4,00	7	11,7	11,7	91,7
	5,00	4	6,7	6,7	98,3
	6,00	1	1,7	1,7	100,0
	Gesamt	60	100,0	100,0	

Tabelle 4: Häufigkeitstabelle für Betrag der Differenz der radialen Länge

Tabelle 4 gibt einen Überblick der Häufigkeiten der Messwerte für die Variable „Betrag der Differenz der radialen Länge“. Hierbei ist zu sehen, dass in einem Bereich von 2 mm Abweichung 63,3 % der Messwerte liegen. Die folgende Abbildung gibt einen Überblick über die Abweichungen der Messwerte präoperativ geplant zu postoperativ erreicht mit Darstellung des Toleranzbereiches.

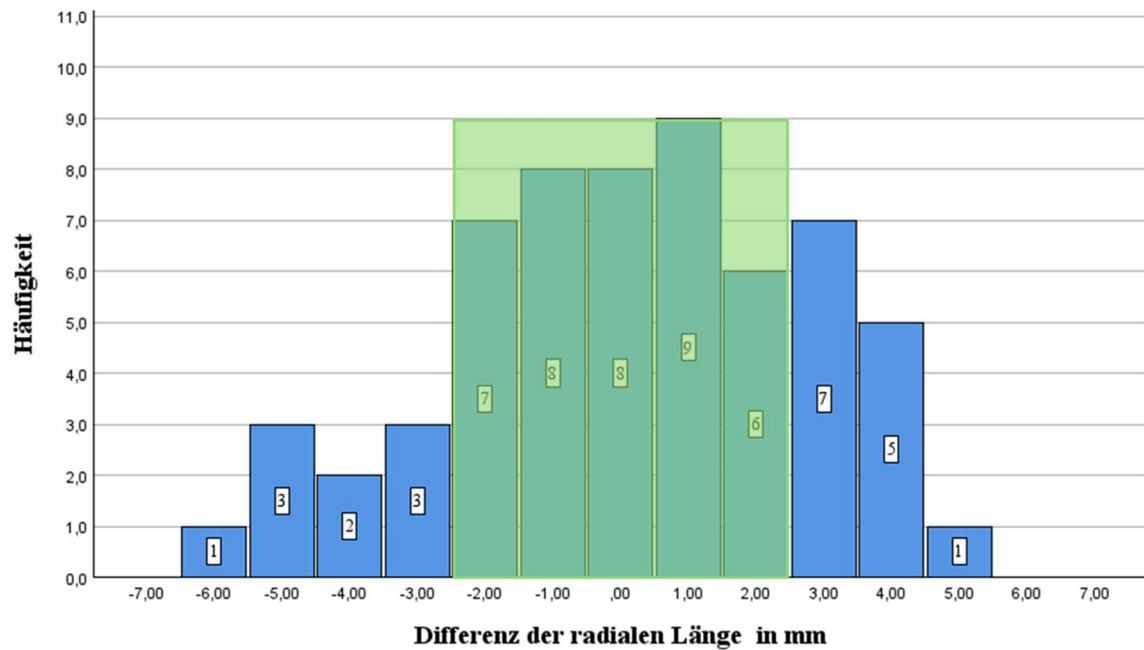


Abbildung 26: Histogramm Differenz der radialen Länge präoperativ geplant zum postoperativen Ergebnis (grün hinterlegt ist der Toleranzbereich von +/- 2mm)

Im nächsten Schritt wurde die Variable Betrag der Differenz im Toleranzbereich (RL_diff_betrag_toleranz), hier ± 2 mm, gebildet. Diese Variable wurde ebenfalls mittels asymptotischen Wilcoxon-Tests gegen 0 getestet, um zu prüfen, ob die Messwerte außerhalb der Toleranzgrenze signifikant abweichen.

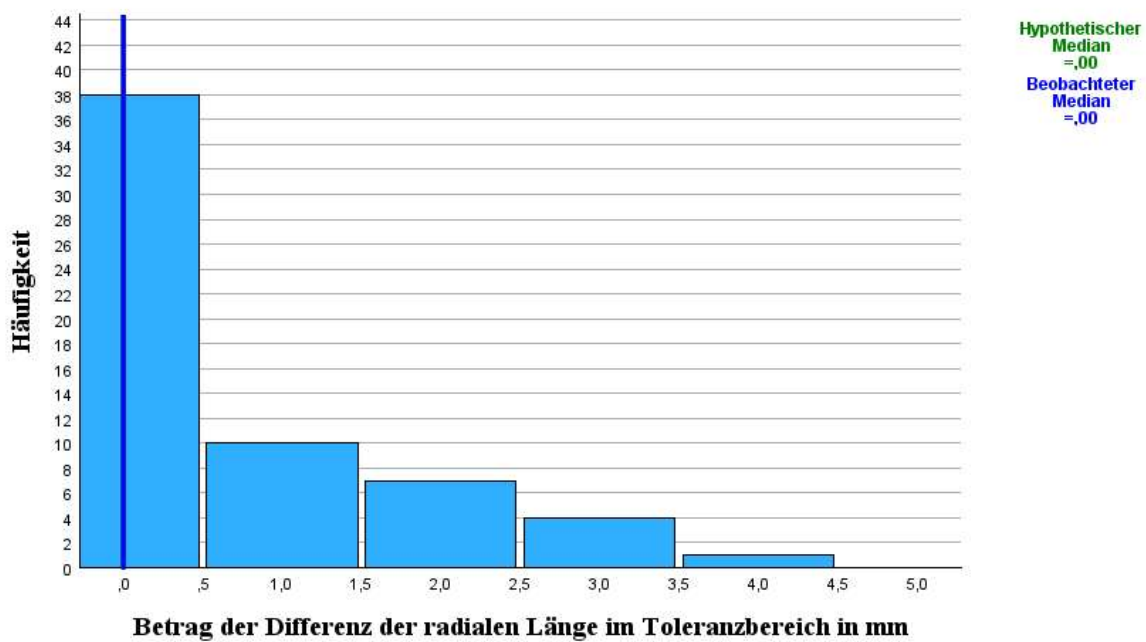


Abbildung 27: Histogramm Wilcoxon-Test Betrag der Differenz der radialen Länge im Toleranzbereich

Hierbei zeigte sich eine signifikante Abweichung der Messwerte oberhalb der Grenze von 2 mm (asymptotischer Wilcoxon-Test: $z=4,171$, $p<0,001$, $n=60$). Bei 36,7 % (22 von 60) der Probanden konnte die radiale Länge nicht innerhalb der Toleranzgrenze umgesetzt werden. Bei näherer Betrachtung dieser Probanden handelte es sich bei 1/3 um Korrekturen, die intraartikulär oder an zwei Abschnitten des Radius erfolgten, sprich bei denen eine komplexe Korrektur erfolgte.

3.3 Ulnavarianz

3.3.1 Messung der Variable

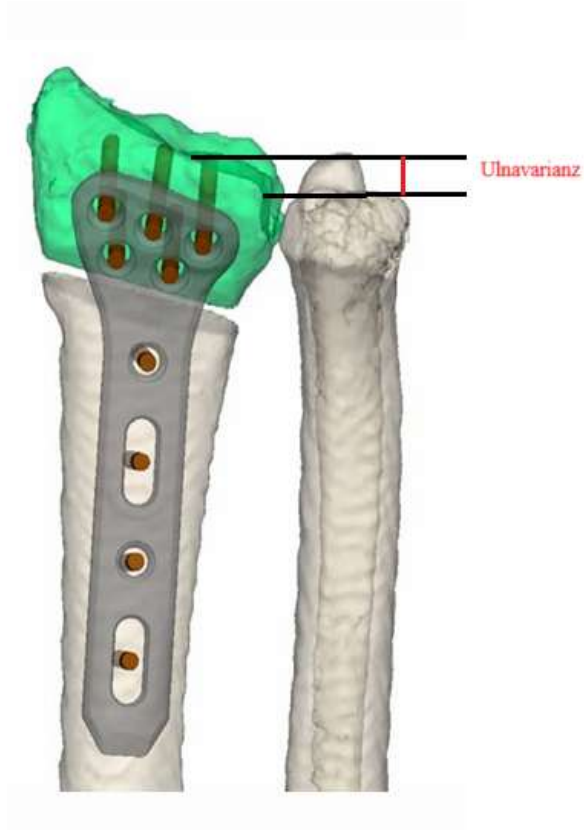


Abbildung 28: Messung der Variable Ulnavarianz in mm

3.3.2 Messwerte der Ulnavarianz

Proband	Ulnavarianz Plan	Ulnavarianz postoperativ	Ulnavarianz Abweichung	Betrag der Abweichung der Ulnavarianz Abweichung
1	-2	-1	-1	1
2	-2	-2	0	0
3	0	1	1	1
4	-2	-2,5	0,5	0,5
5	-3	-2,5	-0,5	0,5
6	-4	-3,5	-0,5	0,5
7	-2	-2	0	0
8	-2	-3	1	1
9	-3	-4	1	1
10	-2	-2,8	0,8	0,2
11	-3	-3	0	0
12	-2	-2	0	0
13	-1	-2	1	1
14	-3,5	-3,5	0	0
15	0	0	0	0

16	-2,5	-2	-0,5	0,5
17	0	-1	-1	1
18	-2	-2	0	0
19	-2,5	-3	-0,5	0,5
20	-2	-2	0	0
21	-2,5	-2	-0,5	0,5
22	-1	-1	0	0
23	-2	0	-2	2
24	-2	-3	1	1
25	-4	-3	-1	1
26	-2	-1	-1	1
27	-2,5	-2,2	-0,3	0,3
28	-2	-1	-1	1
29	-1	0	-1	1
30	-3	-2,5	-0,5	0,5
31	-1	-3	2	2
32	0	-1	-1	1
33	-2	0	-2	2
34	-2	-2	0	0
35	-3	-2	-1	1
36	-2	-1	-1	1
37	-2	-1,5	-0,5	0,5
38	-2	0	-2	2
39	-2	-1	-1	1
40	-2	0	-2	2
41	-1	0	-1	1
42	-2	-2,5	0,5	0,5
43	0	1	1	1
44	-2,5	-2	-0,5	0,5
45	-1	-1,5	0,5	0,5
46	-2	-1	-1	1
47	-1	0	-1	1
48	-2	-1	-1	1
49	-2,5	-2	-0,5	0,5
50	-4	-3	-1	1
51	-3,5	-3,5	0	0
52	-0,5	0	0,5	0,5
53	-3	-3,5	0,5	0,5
54	-1,5	-1,5	0	0
55	-1	1	-2	2
56	-1	0	-1	1
57	-1	-1	0	0
58	-3	-3	0	0
59	-1,5	-2	0,5	0,5
60	-4	-4	0	0

Tabelle 5: Überblick der Messwerte der Variable Ulnavarianz in mm

3.3.3 Häufigkeitsverteilung

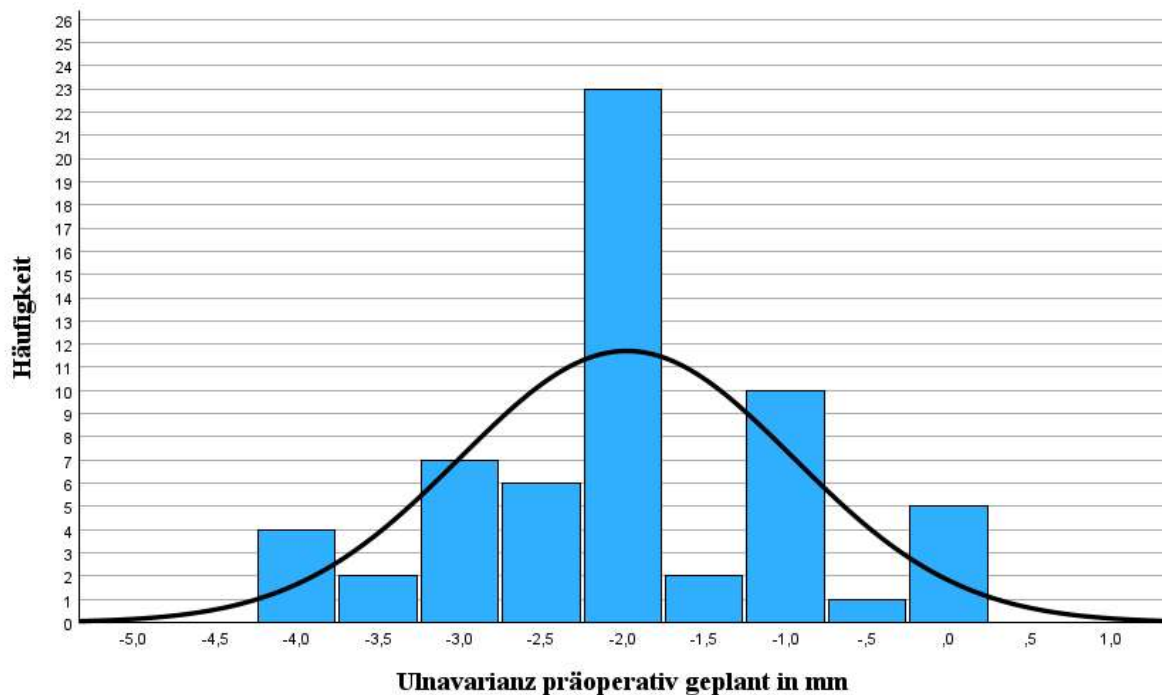


Abbildung 29: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Ulnarvarianz präoperativ geplant

Die Messwerte für die Variable Ulnarvarianz lagen präoperativ zwischen -4 mm und 0 mm. Als Normwerte werden Werte zwischen -4 und 4 mm in der Literatur beschrieben (Szermutzky et al., 2013).

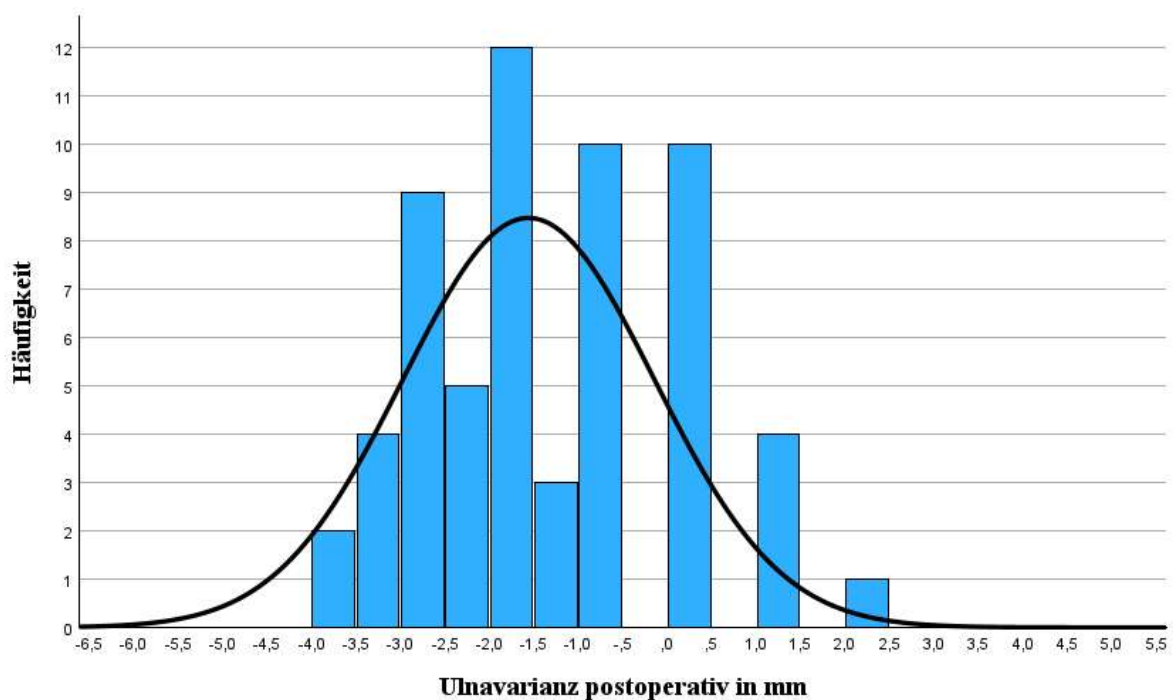


Abbildung 30: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Ulnarvarianz postoperativ

Postoperativ wurden Werte zwischen -4 mm und 2 mm erreicht.

3.3.4 Vergleich der Messwerte präoperativ geplant und postoperativ

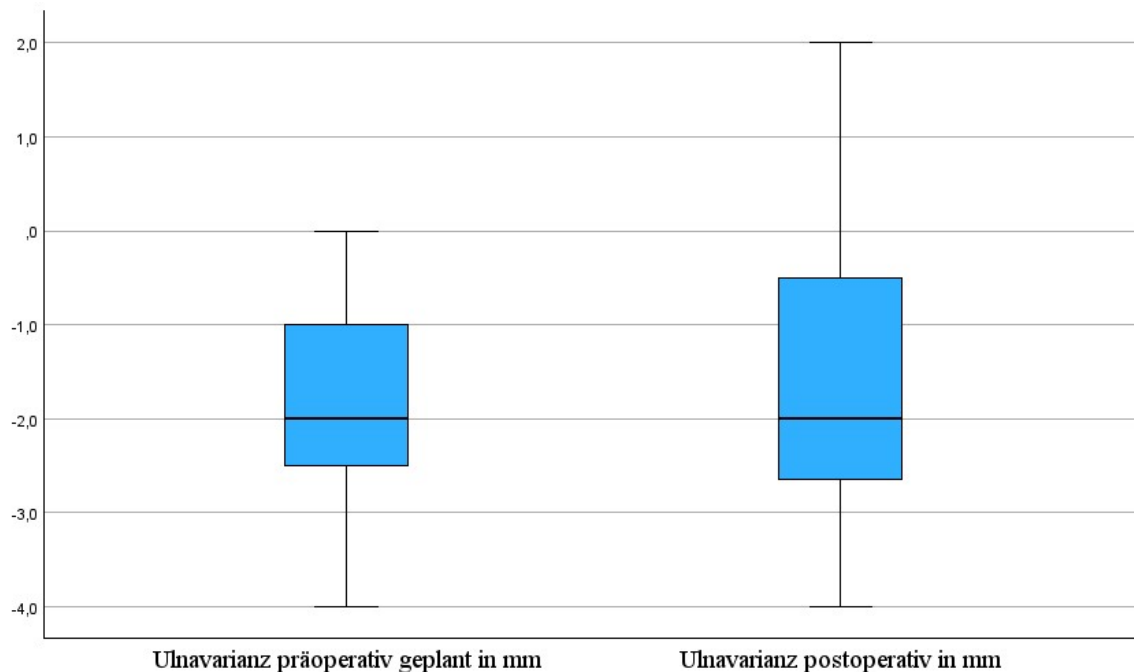


Abbildung 31: Boxplot der Ulnarvarianz präoperativ geplant und postoperativ

Bei der Ulnarvarianz wurde präoperativ eine Minusvariante mit im Mittel $-1,98 \text{ mm} \pm 1,02 \text{ mm}$ geplant. Postoperativ zeigte sich im Mittel eine Minusvariante von $-1,56 \text{ mm} \pm 1,41 \text{ mm}$.

Hier wurde ein signifikanter Unterschied der Differenz der Mittelwerte festgestellt ($M=-0,417$, $SD=1,01$). Der t-Wert betrug $t(59)=-3,2$, $p<0,002$ (zweiseitig). Die Planung überschätzte die Ulnarvarianz im Schnitt systematisch um -0.417 mm .

3.3.5 Hypothesentest

Die folgende Tabelle gibt einen Überblick der deskriptiven Statistik der Variable Betrag der Differenz der Ulnarvarianz ($|UV1-UV2|$).

N	Gültig	60
	Fehlend	0
Mittelwert		,7100
Median		,5000
Std.-Abweichung		,58562
Varianz		,343
Minimum		,00
Maximum		2,00

Tabelle 6: Deskriptive Statistik Betrag der Differenz Ulnarvarianz

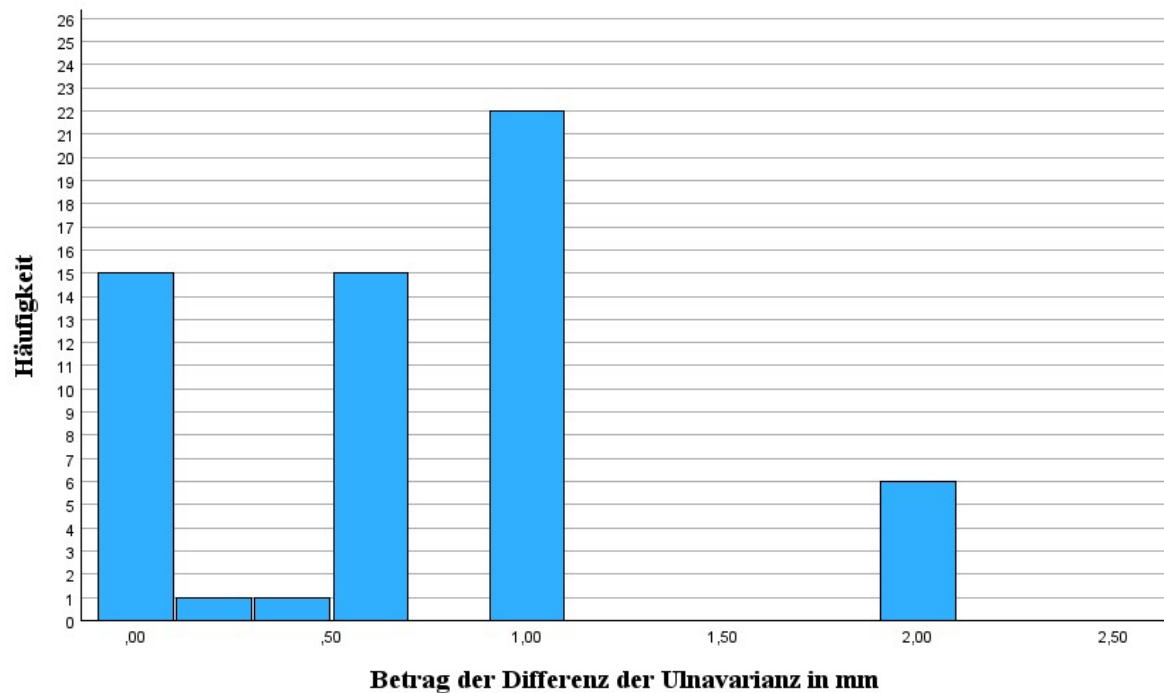


Abbildung 32: Häufigkeitsverteilung der Messwerte Betrag der Differenz der Ulnavarianz (UV_diff_betrag)

Zur Feststellung, ob die Ulnavarianz exakt umgesetzt werden konnte, wurde der Median der Variable UV_diff_betrag mittels eines Wilcoxon-Tests gegen 0 getestet.

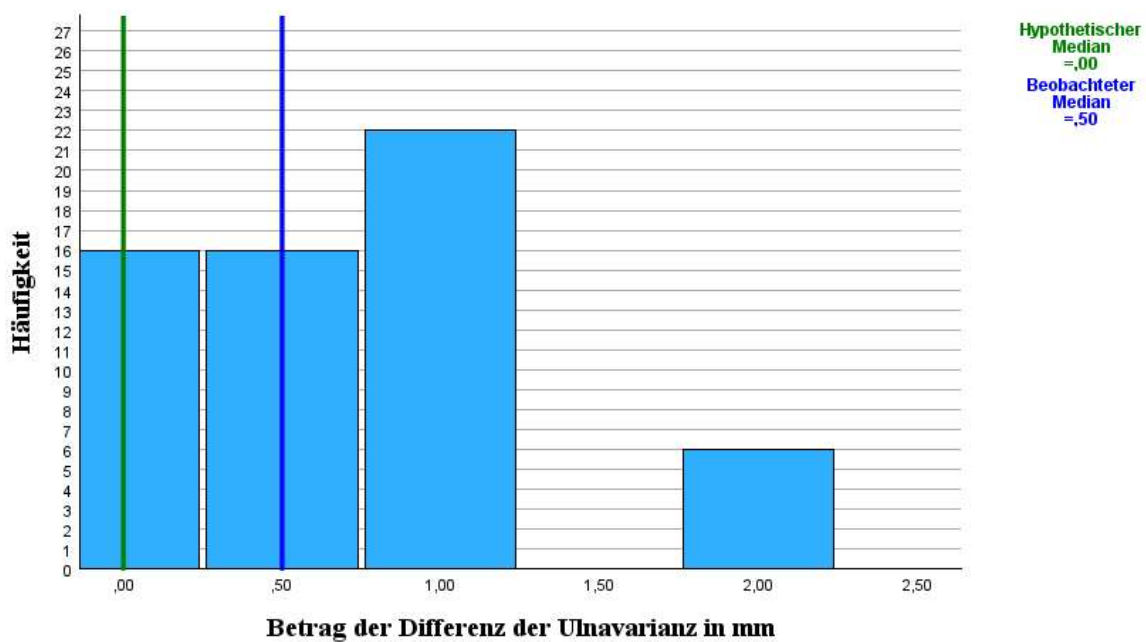


Abbildung 33: Histogramm Wilcoxon-Test für die Variable Betrag der Differenz der Ulnavarianz

Der beobachtete Median (Mdn=0,5) wich signifikant von dem hypothetischen Median von 0 ab (asymptotischer Wilcoxon-Test: $z=5,955$, $p=0,001$, $n=60$).

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	,00	15	25,0	25,0	25,0
	,30	1	1,7	1,7	26,7
	,50	15	25,0	25,0	51,7
	,80	1	1,7	1,7	53,3
	1,00	22	36,7	36,7	90,0
	2,00	6	10,0	10,0	100,0
	Gesamt	60	100,0	100,0	

Tabelle 7: Häufigkeitstabelle Betrag der Differenzen Ulnavarianz

Bei der genauen Betrachtung der Verteilung der Werte zeigte sich jedoch, dass innerhalb eines Toleranzbereichs von 2 mm Abweichung 100% der Werte liegen.

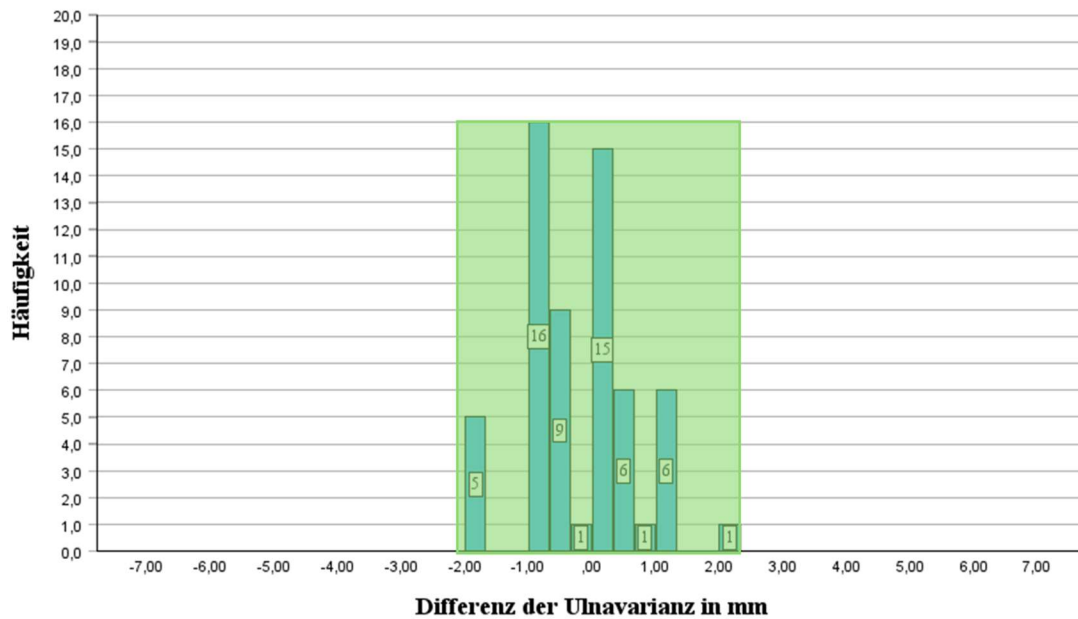


Abbildung 34: Histogramm Differenz der Ulnavarianz präoperativ geplant zum postoperativen Ergebnis (grün hinterlegt ist der Toleranzbereich von +/- 2mm)

Auch hier wurde die neue Variable Ulnavarianz Betrag der Differenz Toleranz (UV_diff_betrag_toleranz) gebildet und mittels asymptotischem Wilcoxon-Tests gegen 0 getestet.

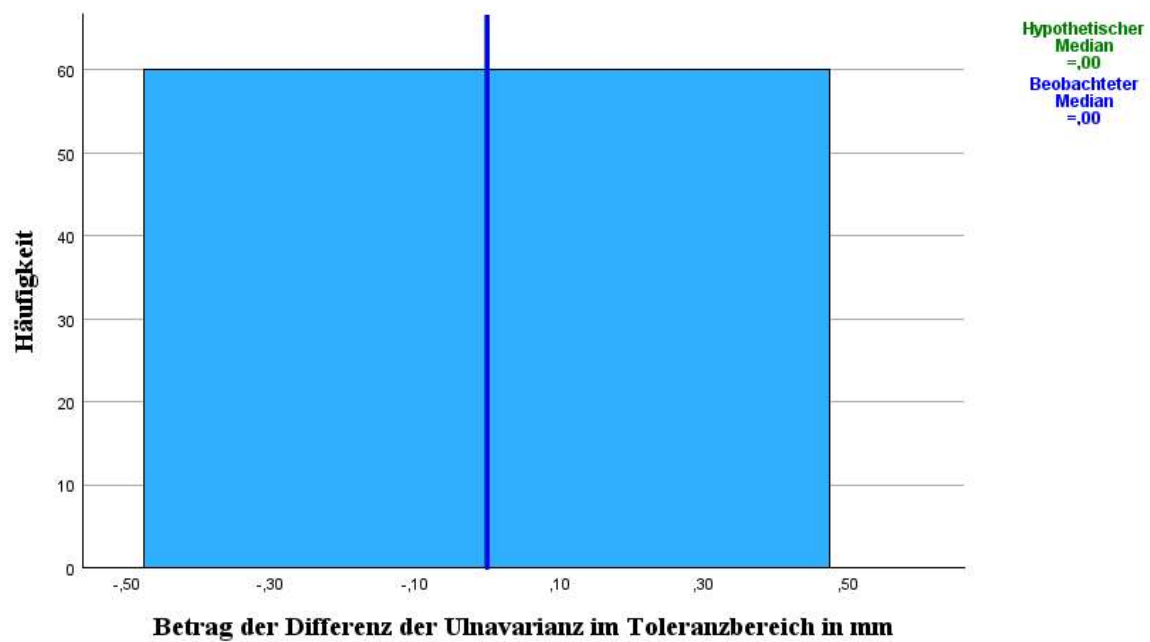


Abbildung 35: Histogramm Wilcoxon-Test Betrag der Differenz der Ulnavarianz im Toleranzbereich

Hierbei zeigte sich nun, dass der Median von 0 exakt dem beobachteten Median war. Es gab keine signifikante Abweichung, sprich innerhalb des Toleranzbereiches von 2mm konnte die Ulnavarianz exakt umgesetzt werden (asymptotischer Wilcoxon-Test: $z=0$, $p=1$, $n=60$).

3.4 Palmarinklination

3.4.1 Messung der Variable

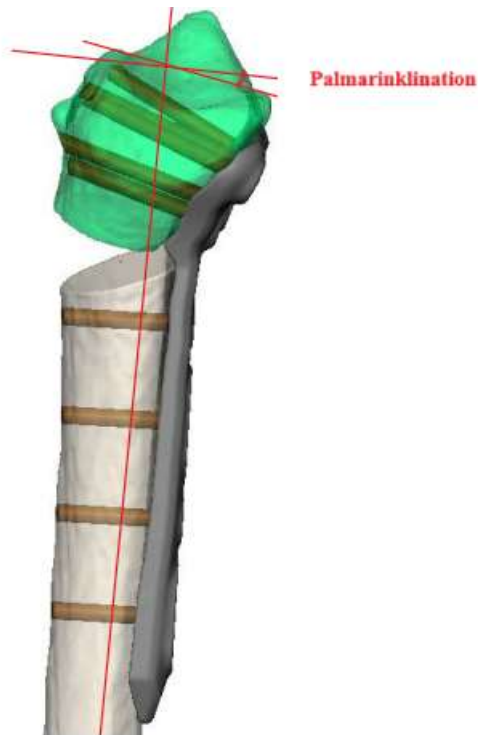


Abbildung 36: Messung der Variable Palmarinklination in°

3.4.2 Messwerte der Palmarinklination

Proband	Palmarinklination Plan	Palmarinklination postoperativ	Palmarinklination Abweichung	Betrag der Abweichung der Palmarinklination Abweichung
1	10	8	-2	2
2	10	7	-3	3
3	15	14	-1	1
4	11	10	-1	1
5	12	10,4	-1,6	0,6
6	14	16,5	2,5	2,5
7	20	20	0	0
8	15	11	-4	4
9	14	15	1	1
10	15	11	-4	4
11	13	8	-5	5
12	12	10	-2	2
13	9	13	4	4
14	11	12,5	1,5	1,5

15	15	10	-5	5
16	17	13	-4	4
17	18	17	-1	1
18	11	8	-3	3
19	11	11	0	0
20	11,5	10	-1,5	1,5
21	8	10	2	2
22	10	12	2	2
23	8	8	0	0
24	10	11	1	1
25	14	17	3	3
26	15	13	-2	2
27	11	11	0	0
28	8	10	2	2
29	15	10	-5	5
30	17	20	3	3
31	13	11	-2	2
32	18	17	-1	1
33	12	12	0	0
34	7	5	-2	2
35	5	7	2	2
36	11	10	-1	1
37	4	4	0	0
38	14	14	0	0
39	3,5	4	0,5	0,5
40	9	8	-1	1
41	6	4	-2	2
42	5	3	-2	2
43	3	3	0	0
44	4	4	0	0
45	18	17	-1	1
46	5	3,5	-1,5	1,5
47	18	10	-8	8
48	5	7	2	2
49	7	5,5	-1,5	1,5
50	8	9	1	1
51	11	7	-4	4
52	8	8	0	0
53	2	2	0	0
54	5	5	0	0
55	6	6,5	0,5	0,5
56	4	3	-1	1
57	11	7	-4	4
58	6	5	-1	1
59	12	10	-2	2
60	11	13	2	2

Tabelle 8: Überblick der Messwerte der Variable Palmarinklination in °

3.4.3 Häufigkeitsverteilung

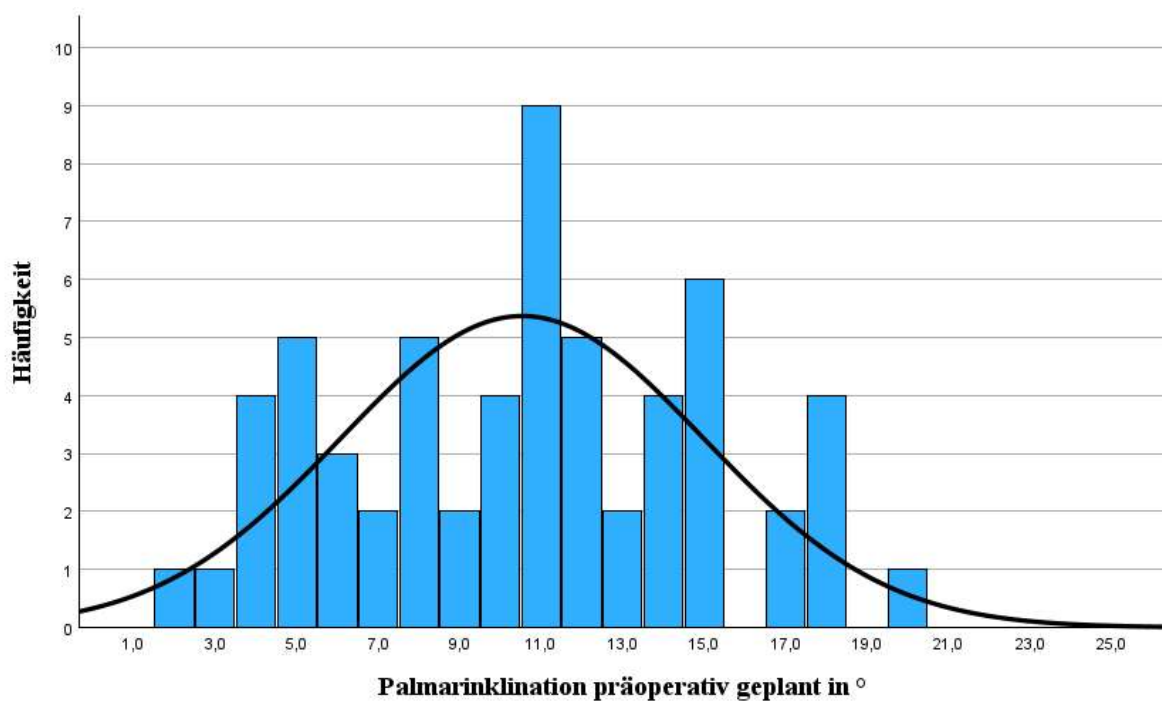


Abbildung 37: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Palmarinklination präoperativ geplant

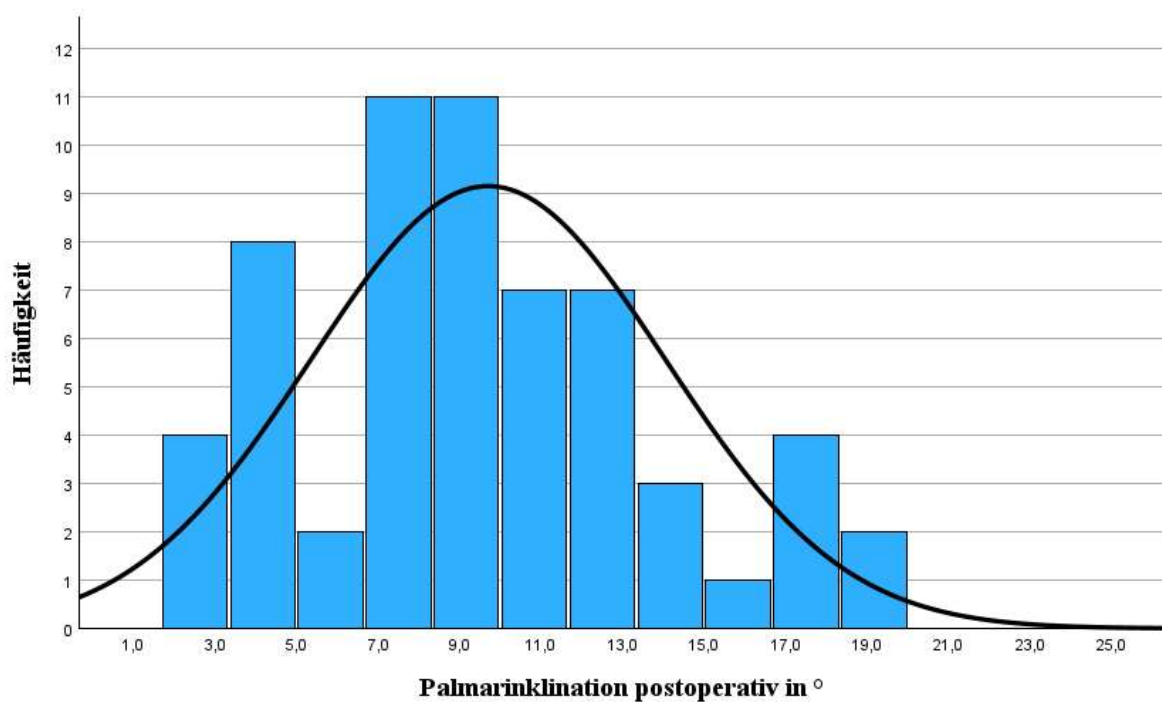


Abbildung 38: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Palmarinklination postoperativ

Die Messwerte für die Variable der Palmarinklination lagen sowohl präoperativ geplant als auch postoperativ erreicht zwischen 2° und 20°. In der Literatur werden Normwerte zwischen 11-12° angegeben, allerdings mit individuellen Variationen zwischen 0 und 28°(Szermutzky et al., 2013).

3.4.4 Vergleich der Messwerte präoperativ geplant und postoperativ

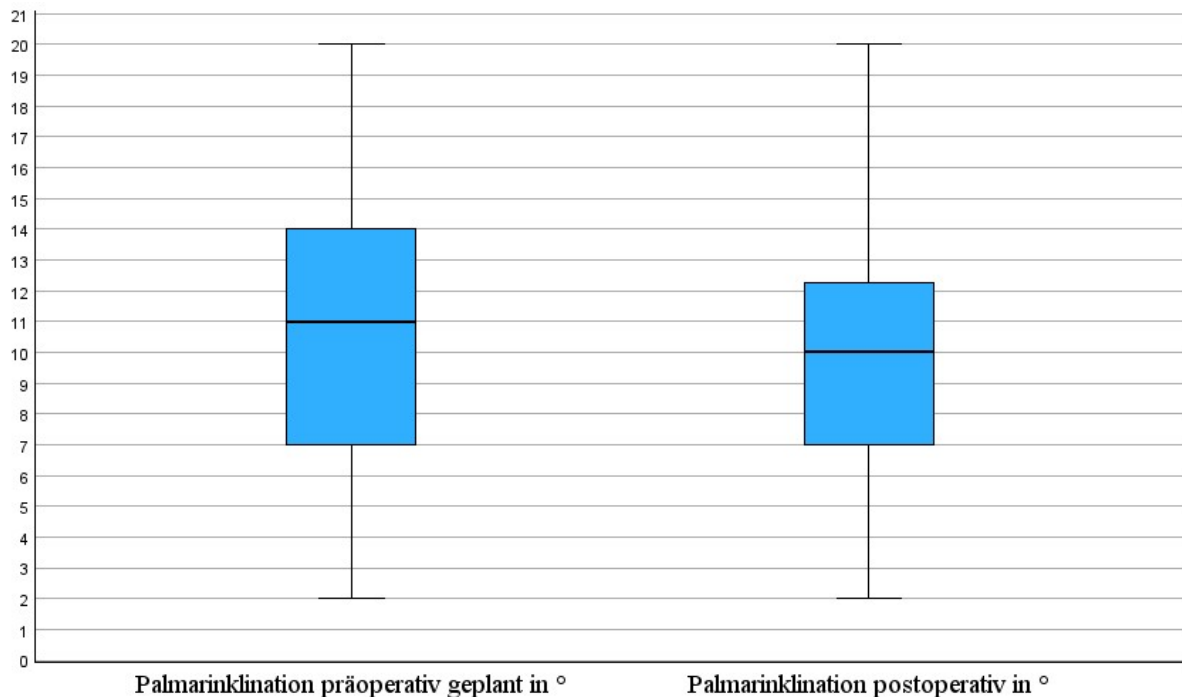


Abbildung 39: Boxplot der Palmarinklination präoperativ geplant und postoperativ

Präoperativ wurde im Mittel ein Winkel von $10,3^\circ \pm 4,23^\circ$ für die Palmarinklination eingeplant. Postoperativ konnte im Mittel ein Winkel von $9,698^\circ \pm 4,36^\circ$ erreicht werden.

Für die Palmarinklination zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Unterschied ($M=0,602$, $SD=2,081$). Der t-Wert betrug $t(59)=2,239$, $p=0,029$. Im Durchschnitt wurde der Winkel systematisch um $0,6^\circ$ unterschätzt.

3.4.5 Hypothesentest

Folgende Tabelle gibt einen Überblick über die deskriptive Statistik der Variable Betrag der Differenz der Palmarinklination ($PI_diff_betrag=|PI1-PI2|$).

N	Gültig	60
	Fehlend	0
Mittelwert		1,8350
Median		1,5500
Std.-Abweichung		1,62228
Varianz		2,632
Minimum		,00
Maximum		8,00

Tabelle 9: Deskriptive Statistik Betrag der Differenz Palmarinklination (PI_diff_betrag)

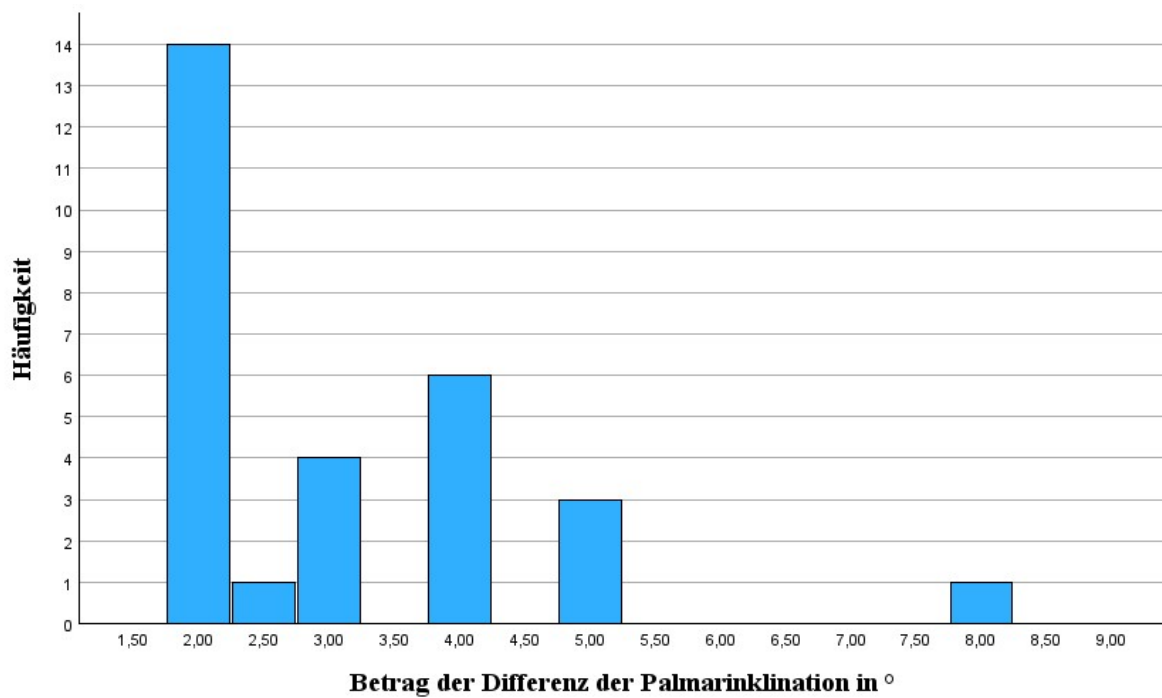


Abbildung 40: Häufigkeitsverteilung der Messwerte Betrag der Differenz der Palmarinklination (PI_diff_betrag)

Hier wurde ebenfalls die Variable Betrag der Differenz mittels asymptotischem Wilcoxon-Tests gegen 0 geprüft, um festzustellen, ob eine exakte Umsetzung der Planung erfolgte.

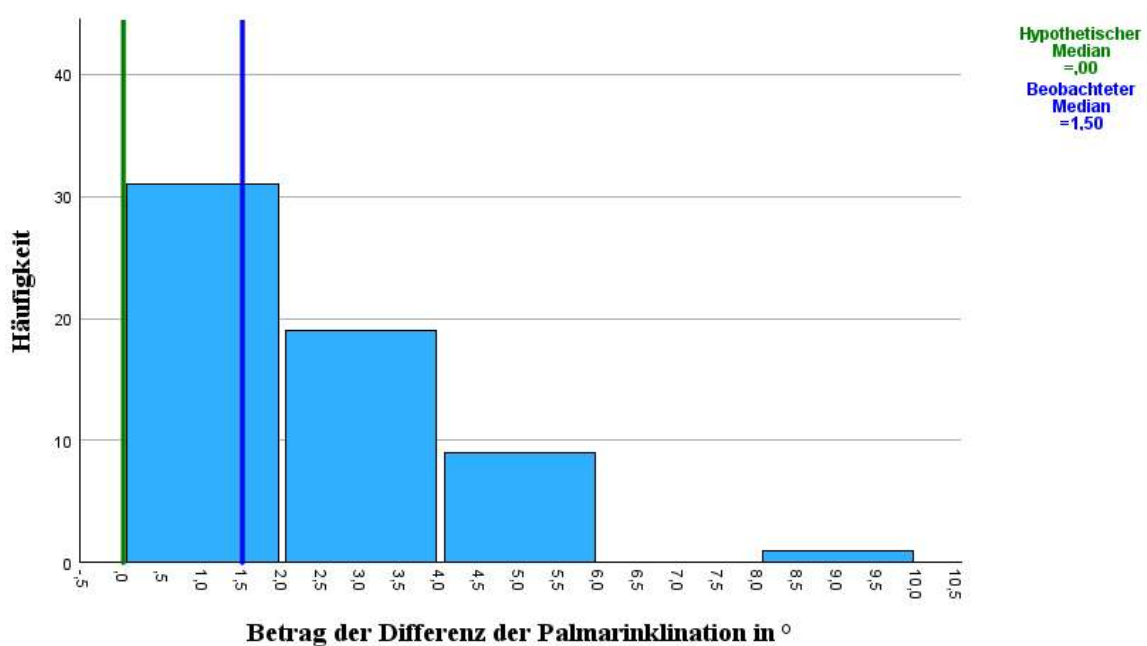


Abbildung 41: Histogramm Wilcoxon-Test für die Variable Betrag der Differenz der Palmarinklination

Der beobachtete Median von 1,50 wich signifikant von dem hypothetischen Median von 0 ab (asymptotischer Wilcoxon-Test: $z=6,063$, $p<0,001$, $n=60$).

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	,00	12	20,0	20,0	20,0
	,50	2	3,3	3,3	23,3
	1,00	12	20,0	20,0	43,3
	1,50	4	6,7	6,7	50,0
	1,60	1	1,7	1,7	51,7
	2,00	14	23,3	23,3	75,0
	2,50	1	1,7	1,7	76,7
	3,00	4	6,7	6,7	83,3
	4,00	6	10,0	10,0	93,3
	5,00	3	5,0	5,0	98,3
	8,00	1	1,7	1,7	100,0
	Gesamt	60	100,0	100,0	

Tabelle 10: Häufigkeitstabelle Betrag der Differenzen Palmarinklination

Für die Winkelgrade wurde ein Toleranzbereich von 3° Abweichung festgelegt. 83,3 % der Werte für den Winkel der Palmarinklination lagen innerhalb des vorgegebenen Toleranzbereiches.

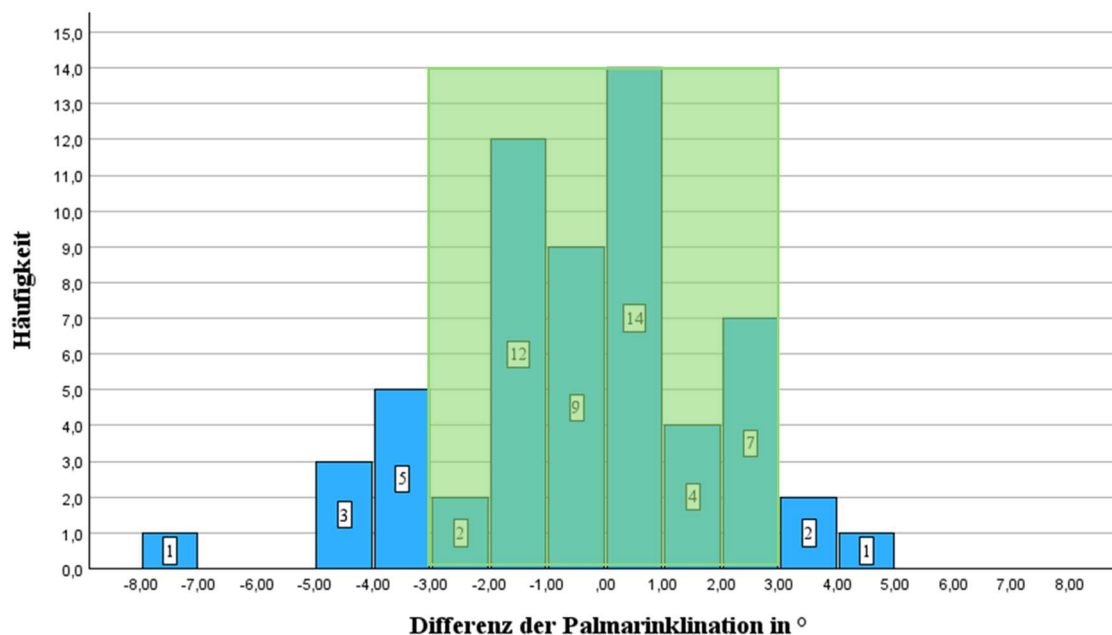


Abbildung 42: Histogramm Differenz der Palmarinklination präoperativ geplant zum postoperativen Ergebnis (grün hinterlegt ist der Toleranzbereich von $\pm 3^\circ$)

Die Variable Betrag der Differenz Toleranz (PI_diff_betrag_toleranz) wurde auch hier mittels asymptotischem Wilcoxon-Tests gegen 0 getestet, um festzustellen, ob die Werte außerhalb des Toleranzbereiches signifikant abwichen.

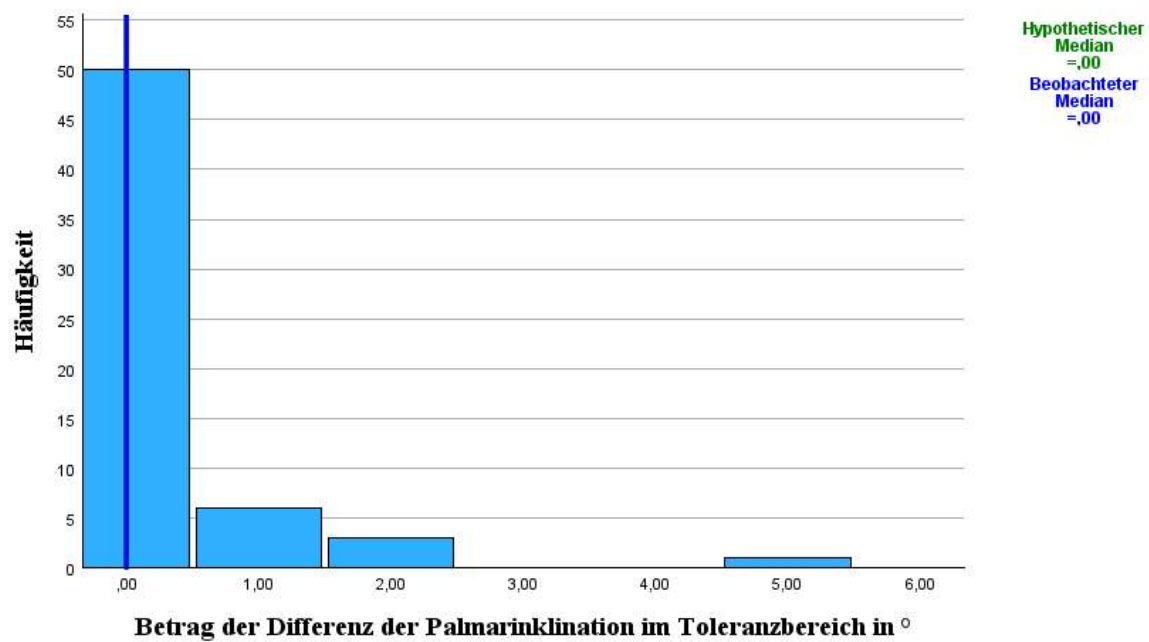


Abbildung 43: Histogramm Wilcoxon-Test Betrag der Differenz der Palmarinklination im Toleranzbereich

Es zeigte sich, dass die Werte außerhalb des Toleranzbereiches signifikant vom hypothetischen Median abweichen (asymptotischer Wilcoxon-Test: $z=2,877$, $p=,004$, $n=60$). Bei 17,7 % der Probanden konnte die Palmarinklination nicht innerhalb des Toleranzbereiches umgesetzt werden. Bei diesen 12 Probanden wurde eine intraartikuläre Korrektur durchgeführt.

3.5 Ulnainklination

3.5.1 Messung der Variable

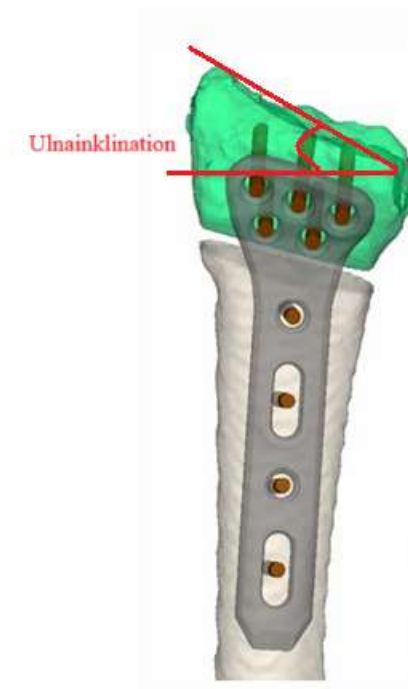


Abbildung 44: Messung der Ulnainklination

3.5.2 Messwerte der Ulnainklination

Proband	Ulnainklination Plan	Ulnainklination postoperativ	Ulnainklination Abweichung	Betrag der Abweichung der Ulnainklination Abweichung
1	25	26,6	1,6	1,6
2	20	23	3	3
3	24	24,8	0,8	0,8
4	24	24	0	0
5	20	22,5	2,5	2,5
6	30	32	2	2
7	26	24,5	-1,5	1,5
8	20	19	-1	1
9	29	30	1	1
10	29	29	0	0
11	20	18	-2	2
12	25	23	-2	2
13	17	20	3	3
14	21	20	-1	1
15	27	22,5	-4,5	4,5
16	31	33,5	2,5	2,5
17	28	26	-2	2

18	25	24,5	-0,5	0,5
19	20	21	1	1
20	30	29	-1	1
21	20	18	-2	2
22	22	20	2	2
23	29	26	-3	3
24	18	15	-3	3
25	28	30	2	2
26	23	20	-3	3
27	28	27	-1	1
28	18	17	-1	1
29	19	22	3	3
30	26	25	-1	1
31	23	20	-3	3
32	32	30	-2	2
33	28	27,5	-0,5	0,5
34	30	27	-3	3
35	28	25	-3	3
36	22	20	-2	2
37	31	25	-6	6
38	26	23	-3	3
39	27	25	-2	2
40	31	31	0	0
41	22	21,5	-0,5	0,5
42	32	33	1	1
43	24	20	-4	4
44	24	24	0	0
45	28	26	-2	2
46	26	25	-1	1
47	22	17	-5	5
48	28	25	-3	3
49	26	27	1	1
50	29	31	2	2
51	31	28	-3	3
52	31	30	-1	1
53	28	24	-4	4
54	31	28	-3	3
55	28	21	-7	7
56	23	25	2	2
57	20	15	-5	5
58	23	20	-3	3
59	28	29	1	1
60	21	25	4	4

Tabelle 11: Überblick der Messwerte der Variable Ulnainklination

3.5.3 Häufigkeitsverteilung

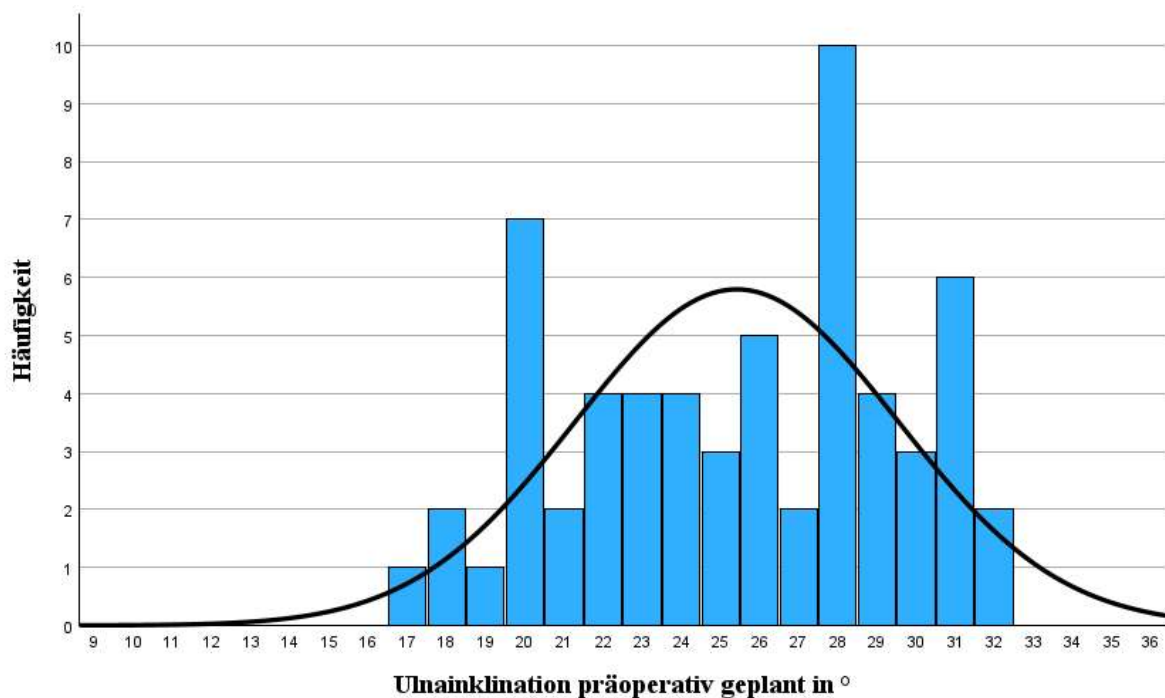


Abbildung 45: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Ulnainklination präoperativ geplant

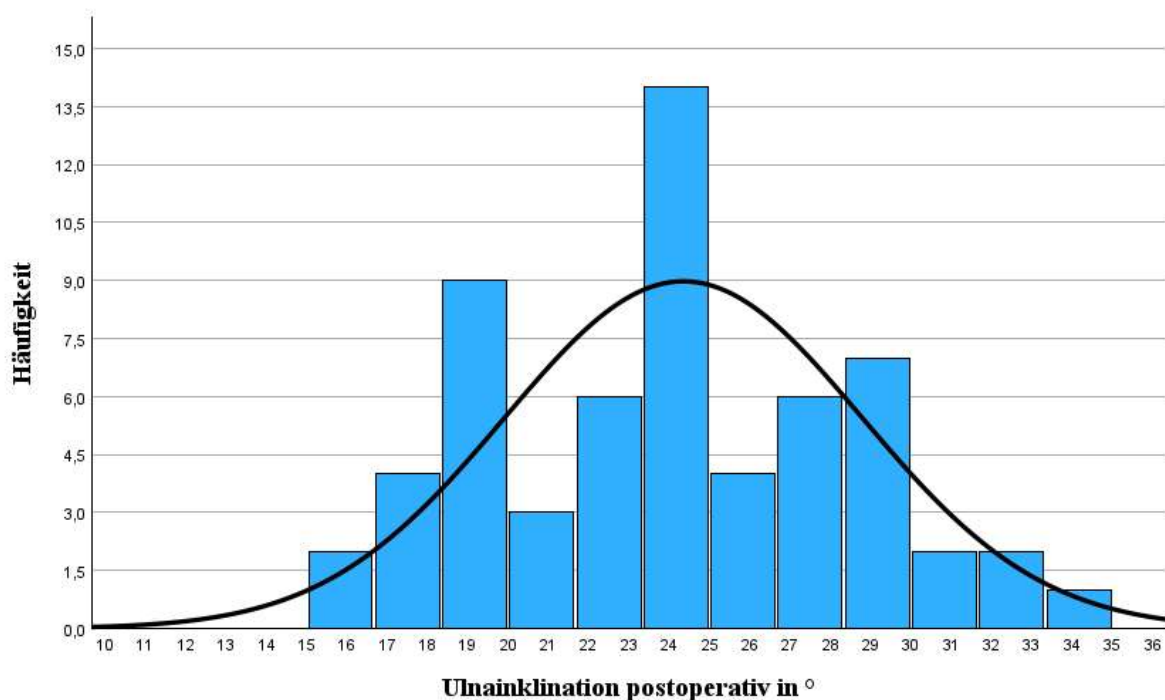


Abbildung 46: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Ulnainklination postoperativ

Die Messwerte für die Variable der Ulnainklination lagen präoperativ zwischen 17° - 32°. Postoperativ wurden Werte zwischen 15° und 33,5°. Szermutzky et al. (2013) geben als Normwerte für die Ulnainklination 22° - 23° an, beschreiben jedoch auch seltenere physiologische Variationen zwischen 13° und bis zu 30° noch als normwertig.

3.5.4 Vergleich der Messwerte

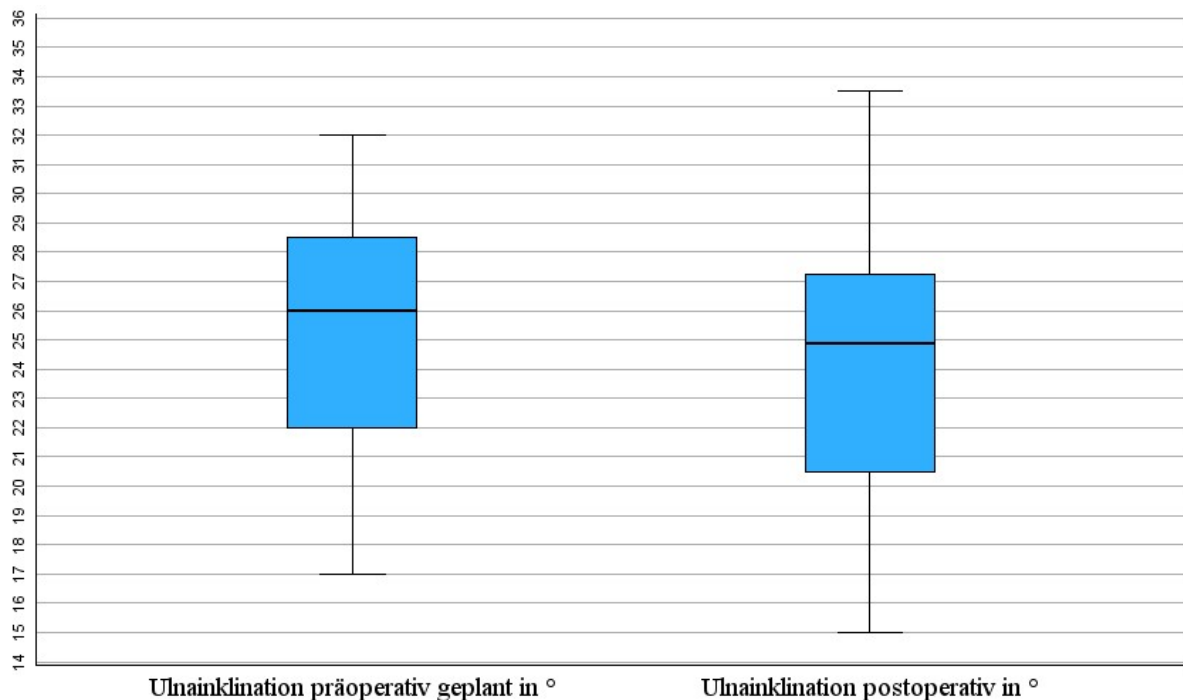


Abbildung 47: Boxplot der Ulnainklination präoperativ geplant und postoperativ

Die geplanten Winkel für die Ulnainklination lagen präoperativ im Mittel bei $25,42^\circ \pm 4,13^\circ$. Nach Durchführung der Operation wurden im Mittel Winkel von $24,35^\circ \pm 4,44^\circ$ gemessen.

Auch hier zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($M=1,068$, $SD=2,416$). Der t-Wert betrug $t(59)=3,425$, $p=0,001$. Die Planung unterschätzte den Winkel systematisch im Mittel um $1,07^\circ$.

3.5.5 Hypothesentest

Zur Überprüfung der Nullhypothese, wurde auch hier die Variable Betrag der Differenz ($UI_diff_betrag=|UI1-UI2|$) gebildet. Die deskriptive Auswertung dieser Variable ergab folgende Werte:

N	Gültig	60
	Fehlend	0
Mittelwert		2,1950
Median		2,0000
Std.-Abweichung		1,48134
Varianz		2,194
Minimum		,00
Maximum		7,00

Tabelle 12: Deskriptive Statistik Betrag der Differenz für die Ulnainklination

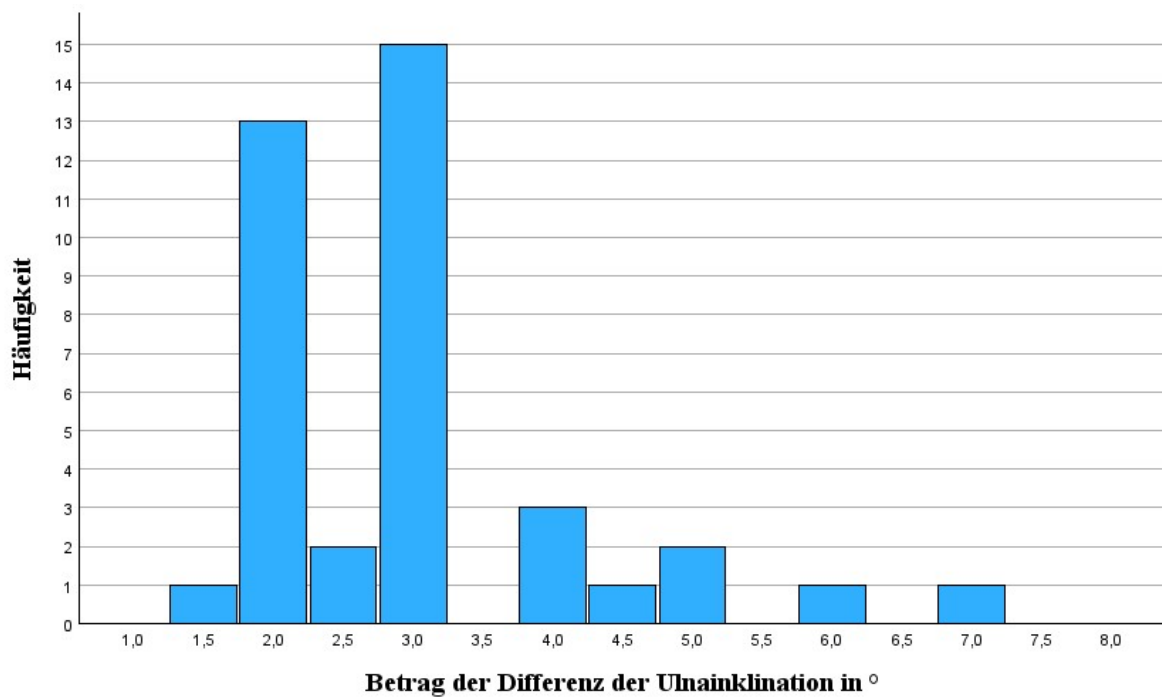


Abbildung 48: Häufigkeitsverteilung der Messwerte Betrag der Differenz der Ulnarklination (UI_diff_betrag)

Der Median der Variable Betrag der Differenz der Ulnarklination wurde mittels eines Wilcoxon-Tests gegen 0 bestimmt.

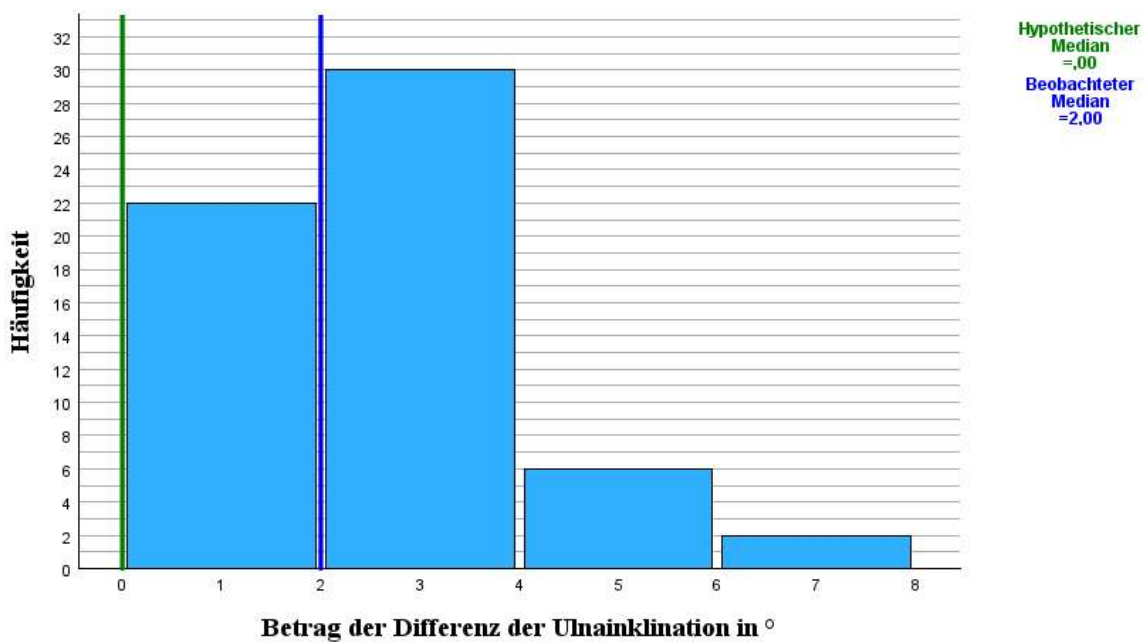


Abbildung 49: Histogramm Wilcoxon-Test für die Variable Betrag der Differenz der Ulnarklination

Der beobachtete Median ($Mdn=2,0$) wich signifikant von dem hypothetischen Median von 0 ab (asymptotischer Wilcoxon-Test: $z=6,543$, $p<0,001$, $n=60$).

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	,00	4	6,7	6,7	6,7
	,40	1	1,7	1,7	8,3
	,50	3	5,0	5,0	13,3
	,80	1	1,7	1,7	15,0
	1,00	12	20,0	20,0	35,0
	1,50	1	1,7	1,7	36,7
	2,00	13	21,7	21,7	58,3
	2,50	2	3,3	3,3	61,7
	3,00	15	25,0	25,0	86,7
	4,00	3	5,0	5,0	91,7
	4,50	1	1,7	1,7	93,3
	5,00	2	3,3	3,3	96,7
	6,00	1	1,7	1,7	98,3
	7,00	1	1,7	1,7	100,0
	Gesamt	60	100,0	100,0	

Tabelle 13: Häufigkeitstabelle Betrag der Differenz Ulnainklination

Tabelle 16 gibt einen Überblick über die Häufigkeitsverteilung der Beträge der Differenzen. Hierbei ist festzustellen, dass 86,7% im festgelegten Toleranzbereich von 3° Abweichung liegen.

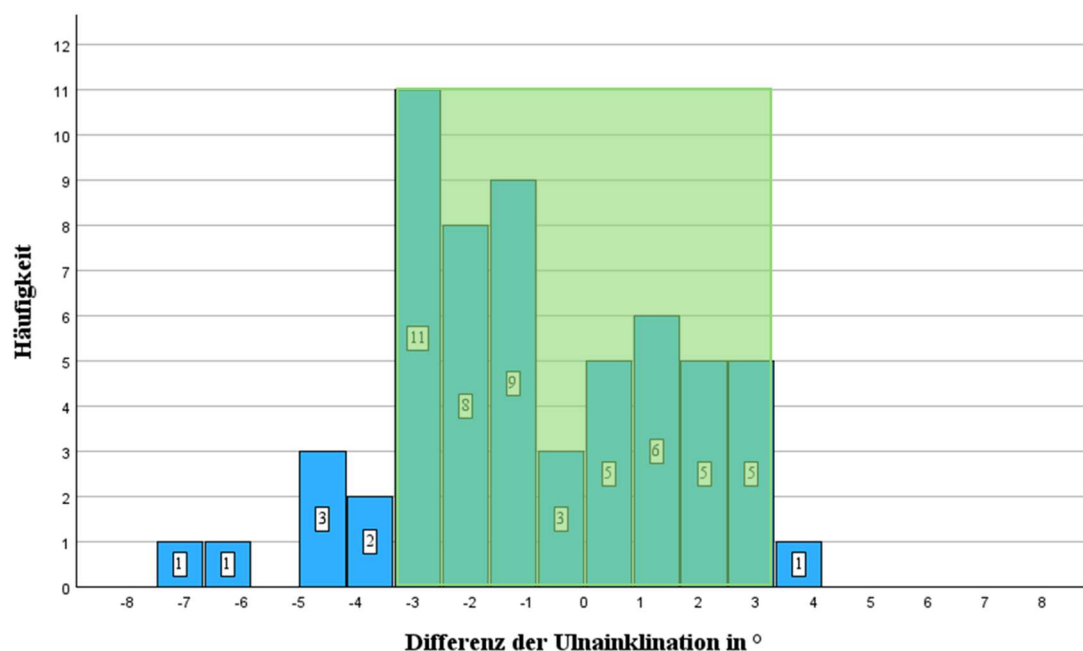


Abbildung 50: Histogramm Differenz der Ulnainklination präoperativ geplant zum postoperativen Ergebnis (grün hinterlegt ist der Toleranzbereich von $(\pm 3^\circ)$)

Ob die restlichen 13,3 % signifikant abwichen, wurde im Anschluss durch die Bildung der Variable Betrag der Differenz Toleranz und Testung mittels asymptotischem Wilcoxon-Tests gegen 0 ermittelt.

a

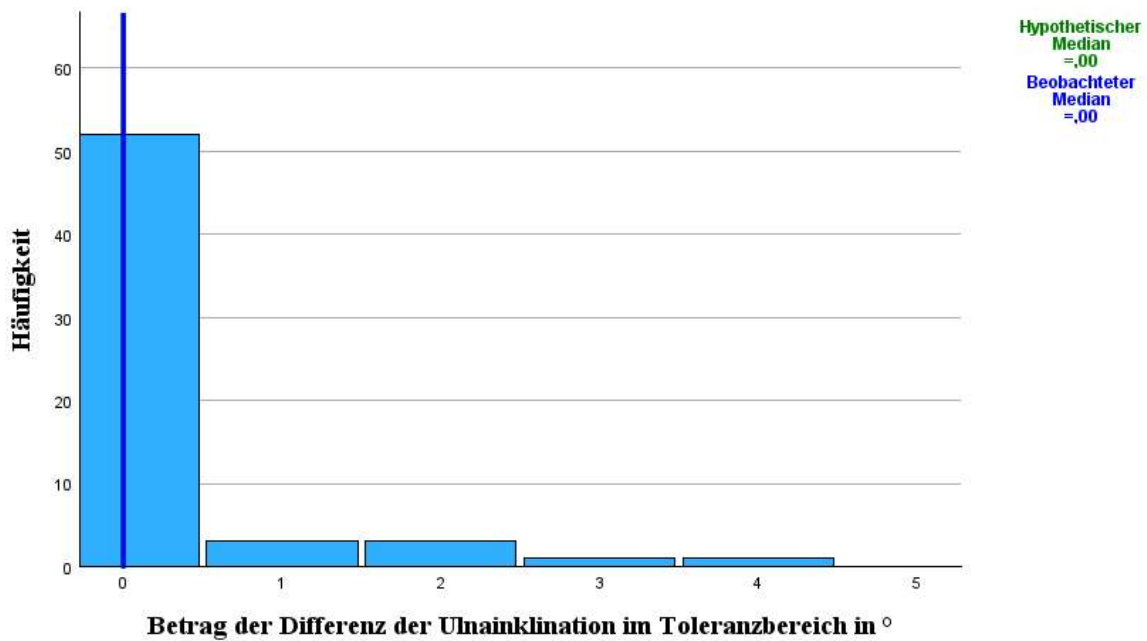


Abbildung 51: Histogramm Wilcoxon-Test Betrag der Differenz der Ulnainklination im Toleranzbereich

Die Messwerte außerhalb des Toleranzbereiches wichen signifikant ab (asymptotischer Wilcoxon-Test: $Md=0$, $z=2,536$, $p=0,01$, $n=60$). Bei 13,3 % der Fälle konnte die Ulnainklination nicht exakt umgesetzt werden. Bei näherer Betrachtung erfolgte bei 4 der 8 Fälle eine komplexe Korrektur intraartikulär.

4 Diskussion

4.1 Distale Radiusfraktur

Die Fraktur des distalen Radius ist mit ca. 200.000 Fällen/Jahr in Deutschland ist die häufigste Fraktur des Menschen. Zumeist sind Jugendliche zwischen 9-18 Jahren und zum anderen vor allem Frauen über 50 Jahren betroffen. In 90 % der Fälle ist ein Sturz auf die ausgestreckte Hand ursächlich und führt zur sogenannten Extensions- oder „Colles“-Fraktur. Seltener kommt es zum Sturz auf die gebeugte Hand, woraus eine Flexions- oder auch „Smith“-Fraktur entsteht (Ruchholtz, 2012). Zum Verständnis der Frakturmorphologie und internationalen Standardisierung klassifiziert man die distale Radiusfraktur nach AO (Dresing et al., 2021, siehe Abbildung 52).

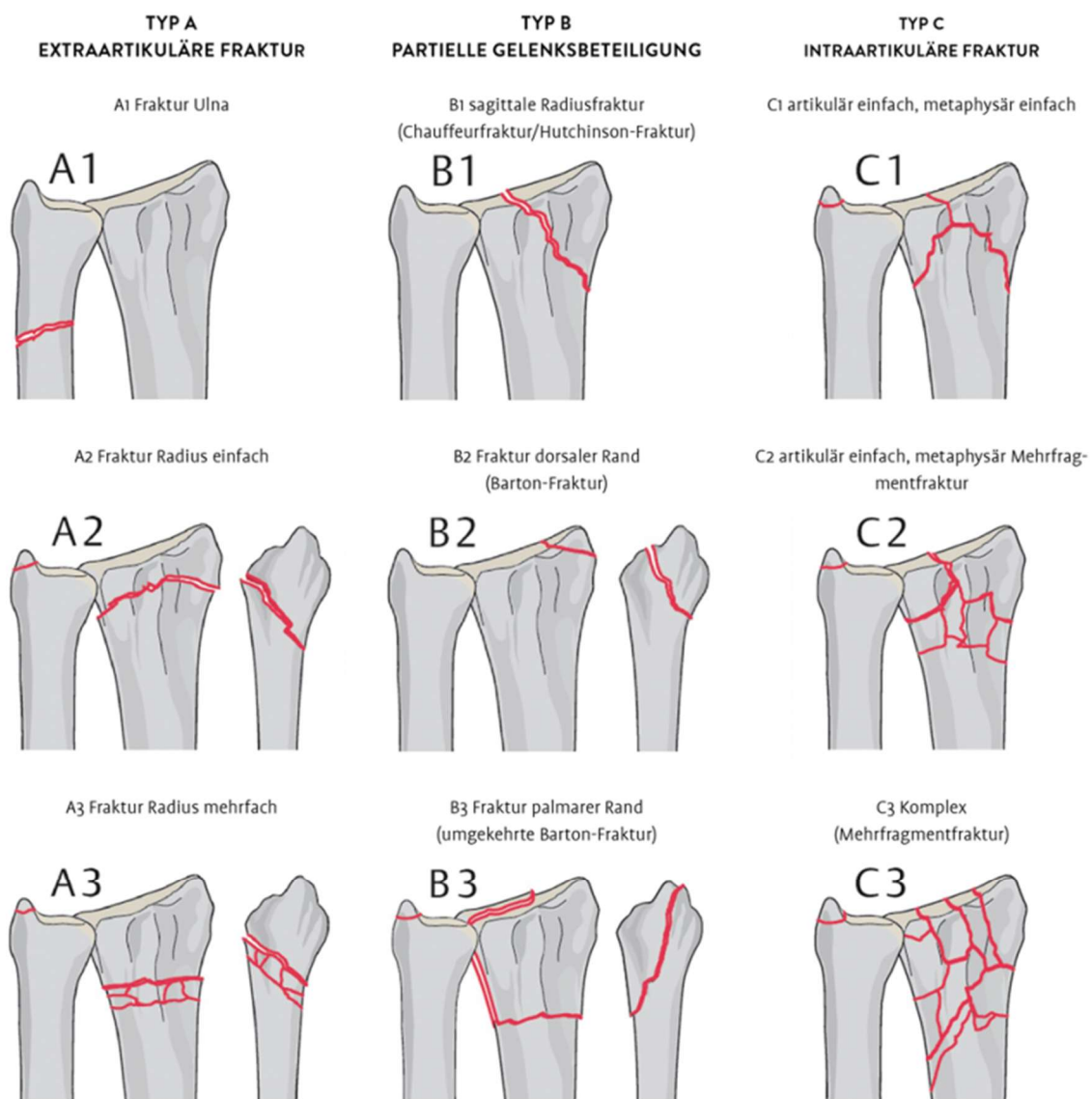


Abbildung 52: AO-Klassifikation der distalen Radiusfraktur (<https://www.bdc.de>)

Bei der Therapiewahl wird zwischen konservativem und operativem Vorgehen unterschieden. Entscheidend zur Wahl der Therapie ist die Stabilität der Fraktur.

Stabile, nicht dislozierte Frakturen lassen sich mittels Ruhigstellung in der Unterarmgipsschiene in 20° Dorsalextension des Handgelenkes für 4-6 Wochen behandeln. Weitere Gründe für eine konservative Therapie sind lokale oder allgemeine Kontraindikationen für eine Operation (Dresing et al., 2021).

Hingegen sollten instabile oder dislozierte Frakturen operativ versorgt werden. Als Instabilitätskriterien werden in der AWMF-Leitlinie der distalen Radiusfraktur des Erwachsenen folgende Kriterien genannt (Leone et al., 2004; Mackenney et al., 2006):

- mehrfragmentäre dislozierte Fraktur
- Dorsalkippung peripheres Fragment > 20° im lateralen Strahlengang
- Radiale Inklinaton im a.p. Strahlengang < 10°
- Trümmerzone mit relevanter Radiusverkürzung
- Radiusverkürzung / Relative Ulnaverlängerung > 4 mm
- Flexionsfraktur (Smith-Fraktur)
- Abbruch der beugeseitigen Gelenkfläche
- Dorsal u./o. palmar disloziertes Kantenfragment
- Basisnaher Abbruch des Processus styloideus ulnae
- Radio-ulnare Dissoziation
- Tendenz zur Redislokation nach Reposition

Weitere eindeutige Indikationen zur operativen Versorgung einer distalen Radiusfraktur sind (Dresing et al., 2021):

- 2.° und 3.° offene Frakturen
- Störungen der Durchblutung oder Sensibilität
- Traumatische Kompression des Nervus medianus
- Frakturen mit geschlossenem 2.° und 3.° Weichteilschaden
- Relevante Begleitverletzungen des Handgelenkes und der Handwurzel

Je nach Frakturmorphologie und Gesamtsituation des Patienten ist das Operationsverfahren zu wählen. Dabei stehen Osteosyntheseverfahren wie primäre Stabilisierung mittels Fixateurs externe, endgültige Fixierung mittels Schrauben oder Kirchnerdrähten sowie als aktueller Goldstandard die winkelstabile palmare oder seltener indiziert dorsale Plattenosteosynthese zur Verfügung.

Sowohl mit der konservativen als auch der operativen Therapie können Komplikationen einhergehen, wobei insbesondere die Ausheilung in funktionell beeinträchtigender Fehlstellung als Komplikation des Behandlungsansatzes zu nennen ist (Bade & Lobeck, 1991; Prommersberger et al., 2007).

Bei einem nichtoperativen Vorgehen sind des Weiteren Pseudarthrosen oder die Entstehung eines Komplexen Regionalen Schmerzsyndromes (CRPS) zu erwähnen, welches je nach Literaturquelle zwischen 1 % bis 37 % beschrieben wird, wobei keine einheitlichen Diagnosekriterien vorlagen (Boersma et al., 2022).

Bei etwa 2 % aller Patienten kommt es nach osteosynthetisch versorgter distaler Radiusfraktur innerhalb von 30 Tagen zu einer operationsbedingten Komplikation. Hierbei handelt es sich um Gefäß-/Nervenläsionen, Wundheilungsstörungen, Infektionen, persistierende Weichteilschwellung oder Nachblutungen (Jiang et al., 2014). Implantatbedingt kann es durch eine Sehnenirritation an der Kante der Osteosyntheseplatte oder an überstehenden Schrauben mit der Folge einer Sehnenruptur kommen (Asadollahi & Keith, 2013). Weiterhin können Laxizität und Instabilität im distalen Radioulnargelenk mit einer einhergehenden Funktionseinschränkung verbleiben (Lindau et al., 2002). Auch nach operativer Versorgung ist das CRPS Stadium I weiterhin eine wichtige, aber seltene Komplikation mit 0,64 % (Jo et al., 2019). Jedoch auch bei operativer Versorgung ist im Sinne einer Spätkomplikationen die Ausheilung in Fehlstellung, zum Teil mit der Ausbildung einer Arthrose radioulnar oder radiokarpal bei persistierender Inkongruenz der Gelenkfläche zu nennen (Lameijer et al., 2017). Die Inzidenz einer Ausheilung in Fehlstellung liegt nach palmarer Plattenosteosynthese bei 17 % (K.-J. Prommersberger & van Schoonhoven, 2007).

Jede Fehlstellung des distalen Radius bedingt eine erhebliche Beeinträchtigung der Gelenkkongruenz im distalen Radioulnargelenk DRUG. Anatomische Untersuchungen haben gezeigt, dass in Neutralstellung des Unterarms, die Kontaktfläche im DRUG bei 1mm Radiusverkürzung auf 77 % reduziert wird, bei 4 mm auf sogar auf 52 % (Bade & Lobeck, 1991). Bei Dorsalkippung des distalen Radiusfragmentes von 5° vermindert sich die Kontaktfläche im DRUG auf 55 %, bei Palmarkippung um 5° auf nur noch 29 % (Bronstein et al., 1997). Betrachtet man die Rotationskomponente, so führt eine supinatorische Torsion von 10° zu einer Reduktion des Gelenkkontaktes auf 60 %, eine pronatorische Malrotation von 10° zu einer Reduktion auf 33 %. Die klinischen Konsequenzen sind jeweils eine ggf. schmerzhaft eingeschränkte Unterarmdrehbewegung sowie ein gesteigertes Arthroserisiko. Hier konnten Bronstein et al. (1997) weiterhin zeigen, dass eine Verkürzung der Radiuslänge von 10 mm die Pronation auf 47 % und die Supination auf 29 % einschränkt. Ist der Radius um 15 mm verkürzt, ist die Drehbewegung im DRUG komplett blockiert (Bronstein et al., 1997). Ein weiterer Faktor, der die Drehbewegung im Unterarm einschränkt, ist der TFCC (triangulärer fibrokartilaginärer Komplex). Bei einer Verkürzung des Radius um 5mm, steigt die Spannung im zentralen Anteil TFCC auf 13 % an (Hirahara et al., 2003).

Die Fehlstellung des distalen Radius hat auch Einfluss auf die Kraftübertragung im Radio-Carpal-Gelenk. Physiologischerweise werden im Handgelenk werden 70-85 % der Kraft über den Radius übertragen. Bei Fehlstellung des distalen Radius steigt die Belastung im ulnaren Kompartiment. So führt

eine Verkürzung des distalen Radius um mehr als 2 mm, zu 50 % mehr Kraftübertragung über die Ulna. Eine Dorsalkippung der Radiusgelenkfläche von 20° hat zur Folge, dass die Hälfte der Kraft über die Ulna fließt. Die erhöhte Spannung im TFCC und die vermehrte Druckbelastung ulnokarpal führen zum sogenannten Ulnaimpaktionssyndrom, bei dem der TFCC straff angespannt und zunehmend zwischen Ulnakopf und Lunatum eingeklemmt und zerrieben wird (Friedman & Palmer, 1991).

Dies zeigt, dass eine möglichst exakte Korrektur der Radiusfehlstellung Grundvoraussetzung für das Erreichen eines guten klinischen Ergebnisses ist (Prommersberger et al., 2002).

4.2 Entwicklungen der Korrekturosteotomie am distalen Radius

Die herkömmliche zweidimensionale Planung basiert weitgehend auf der Expertise des Chirurgen (Prommersberger & van Schoonhoven, 2007). Bei intraartikulären Fehlstellungen versuchte man, durch Arthrotomie (Ring et al., 2005) bessere Ergebnisse zu erzielen. Diese Technik stieß jedoch bei der Darstellung der komplexen Bandstrukturen der radiokarpalen und distalen radioulnaren Gelenkflächen an ihre Grenzen. Campe et al., (2006) zeigten, dass nur 40 % der Korrekturosteotomien nach zweidimensionaler Planung anhand von Röntgenbildern das gewünschte Korrekturergebnis (Ulna- und Palmarinklination) innerhalb von 5° erreichen.

Während z.B. in der Knie- und Hüft-Endoprothetik die virtuelle Planung und Überführung in eine Navigationssoftware bereits seit Jahren etabliert ist (Cardenas et al., 2024; Ochs et al., 2016), war die Übertragung der Technik auf Korrekturosteotomien am distalen Unterarm aufgrund des begrenzten Platzes problematisch. Patientenspezifische Instrumente bieten hier eine alternative Form der Navigation.

Diese Art der dreidimensionalen Planung und Fertigung patientenspezifischer Implantate mittels 3D-Druck ist in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie bereits seit Langem etabliert (Hsu et al., 2013; Leiggener et al., 2009; D. D. Singh et al., 2021). Studien zeigen, dass dadurch kürzere Operationszeiten und weniger postoperative Komplikationen erreicht werden können. Außerdem ermöglicht diese Methode oft minimalinvasivere Eingriffe. Die Nutzung computergestützter dreidimensionaler Planung in der Chirurgie hat in den letzten 10 Jahren, insbesondere bei komplexen dreidimensionalen Frakturen oder Fehlstellungen, an Bedeutung gewonnen. Als nachteilig sind die hohen Planungs- und Herstellungskosten und der Zeitaufwand für die individuelle Fertigung von Instrumenten und Implantaten zu erwähnen. Eine weitere Besonderheit stellt ist die begrenzte Berücksichtigung von Weichteilgewebe in der Planung dar, da diese ausschließlich auf dem Knochen basiert. Daher hängt der Behandlungserfolg stark von der Erfahrung des Chirurgen und auch des Ingenieurs ab (Ferrari et al., 2023).

Eine wesentliche Verbesserung brachte die Entwicklung dreidimensionaler Modelle, die eine präzisere Planung der Operationsschritte und ein besseres Verständnis komplexer Fehlstellungen ermöglichen. Ein weiterer Fortschritt war die Einführung patientenspezifischer Instrumente und Implantate, die auf Basis virtueller 3D-Modelle gefertigt werden. Um die Gelenkflächen möglichst exakt wiederherzustellen, ist es wichtig, sie intraoperativ zu visualisieren oder mit Hilfsmitteln zu korrigieren. Oka et al. (2019) zeigten in einer Kadaverstudie, dass durch virtuelle Planung und den Einsatz individuell angefertigter Instrumente sehr genaue Ergebnisse erzielt werden können und dass diese Techniken insbesondere bei intraartikulären Fehlstellungen und komplexen Fehlstellungen mit Rotationskomponenten deutliche Vorteile zeigen.

4.3 Bisherige Ergebnisse in der aktuellen Literatur

Mithilfe der klassischen Korrekturosteotomie erlangt man gute Ergebnisse zur anatomischen Wiederherstellung des Radius in Form und Länge. Hierbei versucht man seit etwa zwei Jahrzehnten, durch die Nutzung von virtueller Planung und computergesteuerter Herstellung patientenspezifischer Markierungshilfen sowie Bohr- und Sägeschablonen, bis hin zu patientenspezifischen Implantaten eine möglichst anatomische Korrektur bei fehlerverheilten Frakturen zu erreichen. Prommersberger & Lanz (2003) zeigten gute radiologische und klinische Ergebnisse, nach klassischer extraartikulärer Korrekturosteotomie bei fehlerverheilten Colles-Frakturen ($n=29$) und Smith-Frakturen ($n=20$). In beiden Gruppen kam es zu einer signifikanten Verbesserung der Ulnarinklination ($14^\circ \pm 7^\circ$ auf $23^\circ \pm 5,9^\circ$), der Palmarinklination ($21^\circ \pm 10,7^\circ$ auf $-2,5^\circ \pm 7,1^\circ$) und der Ulnarvarianz ($4,5 \pm 3,1$ mm zu $-0,5 \pm 1,9$ mm). Verglichen wurden hierbei die postoperativ erreichten radiologischen Werte mit den präoperativ vorliegenden Werten, jedoch nicht mit der Planung. Weiterhin zeigte sich klinisch eine signifikante Schmerzabnahme. 2011 verglichen Wada et al., das radiologische und klinische Outcome nach Korrekturosteotomien am distalen Radius nach der extraartikulären Öffnungs- und Verschlusskeiltechnik (Opening und Closing-Wedge Osteotomy). In beiden Gruppen kam es zur signifikanten Verbesserung der Palmarinklination und der Ulnarvarianz. Der mittlere postoperative Extensions-Flexionsbogen war bei der Verschlusskeiltechnik signifikant besser. Gleiche Ergebnisse erzielten beide Gruppen für die Griffstärke, die Verbesserung der Pronation und Supination, der Schmerzabnahme.

4.3.1 Ergebnisse der Korrekturosteotomien nach dreidimensionaler Planung und Verwendung patientenspezifischer Schablonen

Diese zweidimensionale Planung lässt jedoch die dritte Ebene außer Acht, was durch die Studie von Miyake et al. (2013) belegt wird, die die dreidimensionale Messung der Fehlstellung mit der zweidimensionalen Analyse anhand konventioneller Röntgenbilder vergleicht. Komplexere Fehlstellungen mit Rotationskomponente, intraartikuläre Fehlstellungen oder Fehlstellungen, die den diaphysären Abschnitt der Unterarme betreffen, erfordern ein dreidimensionales Verständnis, d.h. eine dreidimensionale Analyse und Planung, sowie Marker, anhand derer intraoperativ eine exakte Umsetzung der Planung möglich ist.

Dobbe und Mitarbeiter beschrieben 2011 ein neues Verfahren zur Durchführung von Korrekturosteotomien am distalen Radius mittels Nutzung von Markierungsmarker im Sinne einer Navigationshilfe. Vorteil im Vergleich zur klassischen Korrekturosteotomie ist die Möglichkeit, im dreidimensionalen Raum die Korrektur durchzuführen. Sowohl die Osteotomiehöhe und-schnittebene als auch die Positionierung des Osteotomiekeils kann durch die Marker exakt erfolgen. Das Verfahren wird als genau und hoch reproduzierbar beschrieben. Es stößt jedoch aufgrund des eingeschränkten Platzangebotes zur Positionierung der Marker an seine Grenzen (Dobbe et al., 2011).

Im Gegensatz zu diesem Verfahren gibt es einige Studien, die ebenfalls eine computergestützte dreidimensionale Planung der Korrektur jedoch unter Verwendung von patientenspezifischen Sägeschablonen beschreiben.

So zeigten Zimmermann et al. (2003) bei sechs Patienten mit fehlverheilten distalen Radiusfrakturen, dass unter Verwendung von patientenspezifischen Sägeschablonen und Durchführung einer extraartikulären Korrekturosteotomie eine anatomische Annäherung zur gesunden Gegenseite möglich ist. Der dorsopalmare Winkel verbesserte sich um 6° , der radioulnare Winkel um 3° , die Rotation um 7° und die ulnare Varianz um 4,6 mm.

2008 konnten Murase und seine Mitarbeiter ähnlich gute Ergebnisse bei 10 Patienten mit fehlverheilten Unterarmfrakturen nachweisen. Sie machten sich ebenfalls die dreidimensionale computergestützte Planung und Verwendung von patientenspezifischen Schablonen zu Nutze. Der mittlere Deformitätswinkel verbesserte sich von 16° auf 1° . Der Pro-/Supinationsbogen verbesserte sich von im Mittel 79° auf 155° (Murase et al., 2008).

Miyake et al. (2012b) untersuchten bei 20 Patienten mit fehlverheilten Unterarmfrakturen die Ergebnisse nach computergesteuerter dreidimensionaler Planung und Nutzung patientenspezifischer Schablonen. Auch hier verbesserte sich der Deformitätswinkel von im Mittel 21° auf 1° und der Pro-/Supinationsbogen von im Mittel 70° auf 152° .

2015 führten Bauer et al. bei 19 Kindern mit Unterarmdeformitäten eine dreidimensionale Korrekturosteotomie durch. Der maximale Deformitätswinkel von Radius und Ulna konnte von 23° auf

9° bzw. 8° korrigiert werden. Der Pro-/Supinationsbogen wurde im Mittel von 85° auf 138° verbessert (Bauer et al., 2017).

Da gerade bei komplexen Korrekturen eine anatomische Standardplatte am durch die Fehlstellung deformierten Knochen nicht korrekt anliegt, erstellten Kataoka und seine Mitarbeiter anhand der computergestützten dreidimensionalen Planung ein 3D-gedrucktes Knochenmodell und bogen die Standardplatten daran präoperativ vor. Sie konnten bei fehlverheilten Unterarmfrakturen eine hohe Korrekturgenauigkeit mit einer postoperativen Abweichung von $<2^\circ$ in allen Ebenen nachweisen. Die mittlere Zunahme des Pro-/Supinationsbogens lag bei 52° (Kataoka et al., 2013).

Stockmans et al. (2013) beschrieben ihre Ergebnisse für extra- und intraartikuläre 3D-Korrekturosteotomien unter Verwendung patientenspezifischer Schablonen. Bei den extraartikulären Korrekturen wurde die Palmarinklination im Mittel um $-6 \pm 6^\circ$ unterkorrigiert, die mittlere Differenz der Ulnainklination lag bei $1 \pm 5^\circ$ und die der Ulnavarianz bei $0 \pm 1\text{mm}$. Bei den intraartikulären Korrekturen zeigte sich eine postoperativ verbliebene Gelenkstufe von im Mittel $2,1 \pm 0,9\text{mm}$.

Im Jahr 2018 verglichen Buijze et al. bei insgesamt 40 Patienten die Ergebnisse von extraartikulären Korrekturosteotomien am distalen Radius nach 2D-Planung und 3D-Planung. Die Power war zwar insgesamt nicht ausreichend, um eine Signifikanz zu erreichen, aber tendenziell nahm der DASH-Score in der 3D-Gruppe stärker ab und es zeigte sich eine niedrigere Restwinkelung volar ($3,3^\circ$) und radial ($2,7^\circ$) zugunsten der 3D-Gruppe. Bezüglich Schmerzen, Zufriedenheit, Griffstärke und ROM zeigten keine signifikanten Unterschiede (Buijze et al., 2018).

Eine Arbeitsgruppe aus der Schweiz konnte 2020 vor allem bei intraartikulären Korrekturosteotomien am distalen Radius nach dreidimensionaler Planung und Verwendung patientenspezifischer Schablonen ebenfalls gute Ergebnisse aufweisen. Hierbei wurden 37 Patienten eingeschlossen, bei 20 Patienten erfolgte eine kombinierte extra- und intraartikuläre Korrektur. Präoperativ lag die Gelenkstufe im Mittel bei 2,5mm und postoperativ verblieb im Mittel eine Gelenkstufe von 0,8mm. 22 Patienten waren nach 1 Jahr schmerzfrei (Roner et al., 2020; Labèr & Schweizer, 2023).

4.3.2 Ergebnisse der Korrekturosteotomien mit Hilfe dreidimensionaler Planung und patientenspezifischer Bohr-/Sägeschablonen sowie patientenspezifischer Plattenosteosynthese

In verschiedenen Studien konnten somit überzeugende postoperative Ergebnisse nach dreidimensionaler Planung und Verwendung von patientenspezifischen Bohr- und Sägeschablonen aufgezeigt werden. Allen Arbeiten ist gemein, dass sie zur Osteosynthese Standardplatten verwendeten. Es gibt bisher nur wenig veröffentlichte Studien, die die Ergebnisse einer Korrekturosteotomie mittels dreidimensionaler computergestützter Planung beschreiben, bei der nicht nur patientenspezifische Schablonen, sondern auch individuell gefertigte Osteosyntheseplatten eingesetzt wurden.

Die Arbeitsgruppe um Omori untersuchten 2014 in einer Kadaverstudie an sechs anatomischen Präparaten die Passform und die Fixation einer Plattenosteosynthese, die anhand dreidimensionaler Planung erstellt wurde. Vorab wurde eine Fehlstellung an Humerus beziehungsweise Radius mittels spezifischer Bohr- und Sägeschablone osteotomiert, die ebenfalls mittels dreidimensionaler Planung erstellt wurden. Die Passgenauigkeit bzw. deren Abweichung der Schablonen am Oberarmknochen und am Radius betrugen $< 1,5^\circ$ und 1,0 mm bzw. $< 1,0^\circ$ bzw. 1,0 mm. Die Exaktheit der Plattenfixation bzw. deren Abweichung am Humerus und am Radius betrugen $< 2,0^\circ$ und 1,5 mm bzw. $< 1,0^\circ$ bzw. 1,0 mm (Omori et al., 2014).

Oldhoff et al. (2024) untersuchten an 20 Kadaverpräparaten den Unterschied zwischen der Verwendung von Standardplatten und patientenspezifisch 3D-gedruckten Platten. Die Planung der Korrekturosteotomie erfolgte in beiden Gruppen dreidimensional computergestützt. Ebenfalls wurden in beiden Gruppen 3D-gedruckte Sägeschablonen verwendet. Hier zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in beide Gruppen. Die Plattenlage wich um 1,6 mm in der Gruppe mit 3D-gedruckten Platten und um 2,3mm in der Gruppe mit Standardplatten im Vergleich zur Planung ab. Dies wurde als akzeptabel gewertet und gefolgert, dass es keinen Unterschied macht, welche Platte verwendet wird.

Byrne et al. (2017) konnten in ihrer Pilotstudie gute radiologische und klinische Ergebnisse bei Kindern mit Fehlstellungen beider Unterarmknochen nach dreidimensional geplanter Korrekturosteotomie und Verwendung von patientenspezifischen Bohr-/Sägeschablonen sowie Titanplatten, aufweisen. Der mittlere Korrekturfehler lag für den Radius bei $1,4^\circ$ und für die Ulna bei $1,8^\circ$. Die Supination verbesserte sich im Mittel von 47° auf 89° , die Pronation von 68° auf 87° . Weiterhin zeigte sich eine signifikante Verbesserung der Griffstärke und Abnahme der Schmerzen.

2019 veröffentlichten Oka et al. ihre Ergebnisse von 16 Patienten, bei denen an der oberen Extremität nach fehlverheilten Frakturen Korrekturosteotomien mittels dreidimensional erstellter Schablonen und Implantaten durchgeführt wurden. Der Korrekturfehler lag in allen drei Ebenen unter 1° und 1 mm. Dieser wurde anhand des Vergleiches des präoperativ erstellten 3D-Modells und des postoperativ erreichten 3D-Modells gemessen. Neben den radiologischen Werten zeigten sich signifikante Verbesserungen der Griffstärke, des DASH-Scores sowie der Schmerzunahme.

Die Schweizer Arbeitsgruppe um Schindele (2024) können ebenfalls gute Ergebnisse aufweisen. Sie führten nach demselben Protokoll, wie im Abschnitt Material und Methodik beschrieben, Korrekturosteotomien an 15 Patienten durch. Die Unterschiede der betroffenen zur kontralateralen gesunden Seite für die radiologischen Messwerte nahmen nach einem Jahr deutlich ab. Die palmare Neigung von 16° auf 1°, die radiale Neigung von 6° auf 0° und die ulnare Varianz von 2 mm auf 1 mm im Mittel. Der Flexion-/Extensionsbogen verbesserte sich im Mittel von 90° auf 130°, der Pro-/Supinationsbogen von 135° auf 160° (Schindele et al., 2024).

Meesters et al. (2023) verglichen in ihrer Übersichtsarbeit die bisherigen Ergebnisse der 3D-Chirurgie bei Korrekturosteotomien mit denen der klassischen 2D-Methode. Sie folgerten eine Verbesserung im DASH-Score und eine niedrigere Komplikationsrate in der Gruppe der 3D-geführten Osteotomien. Die Schmerzwerte und der Bewegungsumfang waren in beiden Gruppen annähernd gleich. Valide Aussagen konnten aufgrund der wenigen Vergleichsstudien und der Heterogenität der Studien jedoch nicht getroffen werden.

Ebenso liegen bisher nur wenige Ergebnisse von Langzeitstudien vor. Singh et al. (2022) untersuchten bei 15 Patienten nach dreidimensional computergestützter Korrekturosteotomie und Verwendung patientenspezifischer Instrumente und Implantate den Bewegungsumfang, die Griffstärke sowie die Arthrose-Einstufung prä- und postoperativ. Die Einstufung der Arthrose erfolgt anhand von Röntgenbildern nach Knirk und Jupiter. Acht Patienten zeigten keine Arthroseprogression, bei sechs Patienten war eine Erhöhung der Progression um 1° und bei zwei Patienten um 2° nachzuweisen.

Wie wichtig die anatomische Wiederherstellung der Fehlstellung ist, konnten Dobbe et al. (2021) in ihrer Fallserie darstellen. Sie wiesen Korrelation zwischen Fehlstellung und Schmerzen, sowie MHOQ- und EQ-5D-5L-Werten und Bewegungsumfang nach. Dabei zeigten sie ebenfalls im Schnitt bessere Ergebnisse in der Ausrichtung des distalen Knochenabschnittes unter Verwendung der dreidimensionalen Planung und patientenspezifischen Instrumenten, sowie Implantaten im Vergleich zur klassischen zweidimensionalen Methode.

Zusammenfassend ist es entscheidend, dass die dreidimensionale computergestützte Planung auch exakt umgesetzt werden kann. Der höhere Aufwand der Planung und der Herstellung der Implantate und Instrumente muss jedoch durch eine Verbesserung der radiologischen und damit in der Folge auch klinischen Ergebnisse gerechtfertigt sein, um der klassischen Korrekturosteotomie mit Standardimplantaten überlegen zu sein und als Verfahren der Wahl auf dem Gebiet der Korrekturosteotomien anerkannt zu werden.

4.3.3 Einordnung der Ergebnisse mit der aktuellen Literatur

Bisher liegen in der Literatur lediglich die radiologischen Daten aus einer Kadaverstudie (Oldhoff et al., 2024) sowie einer retrospektiven Studie mit lediglich vier Patienten (Stockmans et al., 2013) vor. Diese

Studie soll Aufschluss darüber geben, ob die präoperative dreidimensionale computergestützte Planung mit Hilfe von 3D-gedruckten Schablonen und individuellen Implantaten intraoperativ exakt umgesetzt werden kann. Im Gegensatz zur Fragestellung der überwiegenden aktuellen Literatur wurde nicht die Verbesserung der Winkel und Längen im Vergleich zur Ausgangslage oder zur gesunden nicht operierten Seite verglichen, sondern die 3D-Planung dem erreichten radiologischen Ergebnis gegenübergestellt. Die einzelnen Messwerte werden nun im Einzelnen betrachtet.

4.3.3.1 Radiale Länge

Die radiale Länge gibt den Abstand der Processus styloideus radii zur distalen Gelenkfläche des Ulnakopfes an. In der aktuellen Literatur wird diesem Messwert nicht viel Beachtung geschenkt. Entscheidend für eine anatomische Korrektur ist die Wiederherstellung der exakten Länge von Radius zu Ulna sowie die korrekte Achsstellung. In dieser Studie wurden bewusst zwei Längen, Ulnavarianz und radiale Länge sowie zwei Winkel, Ulna- und Palmarinklination, bestimmt. Die radiale Länge berücksichtigt dabei zwei Komponenten, nämlich die Achsausrichtung der distalen Radiusgelenkfläche und das Längenverhältnis Radius zu Ulna.

Für die radiale Länge wurden präoperativ im Mittel $9,83 \pm 3,27$ mm geplant, erreicht wurden Werte im Mittel von $9,89 \pm 2,75$ mm. Die radiale Länge wurde im Mittel um $-0,06$ mm unterkorrigiert. Bei Betrachtung der Differenz der Planung zu den erreichten postoperativen Messwerten, gelang nur bei 6,7 % der Probanden eine exakte Umsetzung, sprich keine Abweichung der Planung zum postoperativen Ergebnis. Innerhalb des vorgegebenen Toleranzbereiches von ± 2 mm konnte für 63,3 % der Probanden ein exaktes Ergebnis erzielt werden.

Da dieser Wert auf den ersten Blick deutlich unter dem aus der klinischen Erfahrung erwarteten Resultat liegt, wurden die außerhalb des Toleranzbereichs liegenden Fälle nochmals einzeln analysiert. Es zeigte sich, dass es sich bei acht der 22 auffälligen Ergebnisse um sehr komplexe Korrekturen handelte, die eine intraartikuläre Fehlstellung bzw. Fehlstellungen mit der Notwendigkeit einer Doppel-Osteotomie adressierten. Wenn man nur die klassischen extraartikulären Umstellungs- Osteotomien (52 Fälle) betrachtet, zeigt sich, dass für dieses Kriterium ein Wert von 73,1 % innerhalb der Toleranzgrenze erreicht wurde.

Wie bereits eingangs erwähnt gibt es kaum vergleichbare Daten bezüglich der radialen Länge. Es werden lediglich Stufen in der distalen Radiusgelenkfläche bei intrartikulären Frakturen verglichen und das Längenverhältnis der Fossa lunata des Radius zum Ulnaköpfchen, die Ulnavarianz.

Die Zielerreichung der radialen Länge innerhalb des Toleranzbereiches von 63,3 % aller Probanden bzw. 73,1 % bei klassischer Umstellungs-Operation muss in der Zusammenschau mit den weiteren Messwerten von Ulnainklination (86,7 % innerhalb des Toleranzbereiches von $\pm 3^\circ$) und Ulnavarianz (100 % innerhalb des Toleranzbereiches von ± 2 mm) gesehen werden und es ist hieraus keine negative klinische Konsequenz abzuleiten.

4.3.3.2 Ulnavarianz

Für die Ulnavarianz konnte gezeigt werden, dass 25 % der Fälle keinerlei Abweichung zur Planung zeigten. Bei 90 % der Fälle lag die Abweichung zur Planung in einem Bereich von 1 mm und 100 % der Fälle lagen im Toleranzbereich von maximal 2mm Abweichung zur Planung. Im Mittel wurde die Planung der Ulnavarianz um -0,417 mm überschätzt.

Ordnet man dieses Ergebnis nun den Daten der vorliegenden Literatur ein, zeigt sich, dass bisher nur eine Studie den gleichen Herstellungsprozess der patientenspezifischen Schablonen und Implantate sowie eine vergleichbare operative Vorgehensweise beschreibt. In dieser Studie (n=15) wurden allerdings nicht das postoperative Ergebnis mit der ursprünglichen Planung, sondern das Ergebnis mit der Ausgangslage verglichen (Schindele et al., 2024). Die Ulnavarianz konnte in dieser Studie von durchschnittlich 2 mm auf im Mittel 1mm Unterschied zur kontralateralen nicht betroffenen Seite verbessert werden.

Stockmans et al. (2013) untersuchten ebenfalls die Unterschiede der Planung zum postoperativen Ergebnis, allerdings wurden in dieser Studie lediglich patientenspezifische Guides (PSI) verwendet, aber keine 3D-gedruckten Plattenosteosynthesen. Weiterhin wurde nach einem anderen Operationsprotokoll vorgegangen, so dass die Ergebnisse nur eingeschränkt übertragen werden können.

Folgt man nun, dass die Planung der Ulnavarianz im Mittel dem Wert der kontralateralen nicht betroffenen Seite entspricht, so weisen im Umkehrschluss 90 % der Fälle unserer Studie eine durchschnittliche Abweichung von maximal 1mm auf. Bei einer wesentliche höheren Probandenzahl im Vergleich zu Stockmans et al. (2013) und zur Studie von Schindele et al. (2024), ist die Verbesserung der Ulnavarianz als sehr gutes Ergebnis zu werten.

4.3.3.3 Palmarinklination

Der Winkel, der die palmare Neigung der distalen radialen Gelenkfläche misst, wird Palmarinklination genannt. Die postoperative Umsetzung von 82,3 % Zielerreichung des Toleranzbereichs mit einer

Abweichung von maximal 3° und nur geringen darüber hinausgehenden Ausreißern, nahezu 100 % der Fälle lagen innerhalb einer Abweichung von 5° (siehe Tabelle 10) im Verhältnis zur gesunden nicht betroffenen Seite, ist als Erreichung des Ziels zu bewerten. Insbesondere ergab die Einzelfall-Betrachtung, dass es sich bei allen Fällen, die außerhalb des Toleranzbereichs lagen, um Probanden mit intraartikulärer Korrektur handelt.

In der Studie von Stockmans et al. (2013) lag die Differenz der Planung zum postoperativen Ergebnis im Mittel bei $\pm 6^\circ$. In diesem Bereich liegen in dieser Studie fast 100 % der Fälle. Ein direkter Vergleich ist jedoch aufgrund des unterschiedlichen Operationsverfahrens und der abweichenden Probandenzahl nicht möglich.

Walenkamp et al. (2015) verglichen die Differenz der Palmarinklination der operierten Seite zur nicht operierten. Dabei konnte im Mittel eine Korrektur von 19° auf 12° erfolgen. Schindele et al. (2024) erreichten eine Verbesserung von 16° auf 1° für die palmare Neigung. Oldhoff et al. (2024) erzielten eine Verbesserung zur Ausgangslage um 1,4°, wobei kein signifikanter Unterschied in der Verwendung einer 3D-geplanten Platte oder einer kommerziellen Platte bestand. Alle diese Studien vergleichen jedoch nicht die präoperative Planung mit dem postoperativen Ergebnis.

4.3.3.4 Ulnainklination

Die Ulnainklination gibt die Neigung der distalen radialen Gelenkfläche im a.p. Strahlengang an. Dies wurde in mehreren Studien untersucht.

Stockmans et al. (2013) zeigten bei ihren vier Fällen eine Abweichung des postoperativen Ergebnisses zur präoperativen Planung von $-1\pm 5^\circ$ für die Ulnainklination. Murase et al. (2008) zeigten eine Verbesserung der Ulnainklination von im Mittel 14° auf 23° und Zimmermann et al. (2003) zeigten eine Annäherung der Ulnainklination um 3° zur gesunden nicht operierten Seite. Bei Schindele et al. (2024) verringerte sich der Unterschied der operierten zur nicht operierten Seite für die Ulnainklination von 6° auf 0°. Oldhoff et al. (2024) erzielten in ihrer Studie an Leichenpräparaten im Mittel eine Abweichung der präoperativen Planung zur postoperativen Umsetzung der radialen Neigung von 4,7°. Dabei gab es keinen Unterschied in der Verwendung von Standardplatten- oder individualisierte Platten.

6,7 % der Probanden in unserer Untersuchung zeigten keine Abweichung der Planung zum Ergebnis. Innerhalb des Toleranzbereiches von $\pm 3^\circ$ Abweichung lagen die Messwerte von 86,7 % der Probanden. Somit liegt das Ergebnis für die Ulnainklination in dieser Studie auch im Vergleich zur aktuellen Literatur in einem sehr guten Bereich. Bei einer Abweichung von durchschnittlich ca. 5° von der Planung, wie sie in der aktuellen Literatur häufig zu Grunde gelegt wird, liegen in dieser Studie mehr als 90 % der Fälle. Auch hier handelte es sich um Fälle einer komplexen intraartikulären Korrektur. Das

heißt alle Fälle der klassischen extraartikulären Korrekturosteotomie lagen innerhalb des Toleranzbereichs.

4.4 Limitationen

Diese Studie weist folgende Limitationen auf.

Bezüglich der Messgenauigkeit ist festzuhalten, dass die Auswertungen stets durch denselben, jedoch nur durch einen Untersucher erfolgten. Dies führt zu einer hohen Vergleichbarkeit, jedoch könnte eine systematische individuelle Ungenauigkeit der Messungen unerkannt bleiben.

Nicht in jedem Fall lagen postoperative CT-Aufnahmen vor, sondern es wurden alternativ Röntgenaufnahmen herangezogen. Cirpar et al. (2011) zeigten, dass es bei Messungen an 2D Röntgenaufnahmen projektionsbedingt zu Ungenauigkeiten in der Bestimmung der Winkel kommen kann, da die Rotationskomponente außer Acht gelassen wird. Bezüglich der Messgenauigkeit könnte ein Verfahren, das prä- und postoperative 3D-Modelle mehrdimensional vergleicht und die prozentuale Abweichung bestimmt, die Exaktheit der Daten erhöhen.

Um die Präzision eines Verfahrens in seiner gesamten Komplexität zu überprüfen, wäre es sinnvoll in einer zukünftigen Studie auch die einzelnen Operationsschritte genauer zu betrachten. Wie schon durch Labèr & Schweizer (2023) und Stockmans et al. (2013) erwähnt, spielen die Positionierung der Bohr-/Sägeschablonen eine entscheidende Rolle. Häufig erfordert der Operationssitus bei der individualisierten Technik aufgrund des hierfür erforderlichen Platzes einen größeren Zugang, wobei die Weichteile dennoch die Anlage der Schablonen beeinträchtigen können.

Weiterhin ist anzumerken, dass keine Unterschiede in der Komplexität der Korrektur gemacht wurden. Korrekturen bei Fehlstellungen nach Extensions- und nach Flexionsfrakturen des Radius (konservativ und auch operativ versorgt), als auch bei angeborenen Fehlstellungen, wie der Madelung-Deformität wurden in die Studie aufgenommen. Ebenso wurde nicht nach der anatomischen Höhe der Korrekturosteotomie unterschieden.

Bei den intraartikulären Korrekturen wurde nicht auf Art der Gelenkstufe fokussiert und es ist festzustellen, dass gerade diese Frakturgruppe gehäuft zu Ergebnissen außerhalb des Toleranzbereichs geführt hat, was einen negativen Einfluss auf die Untersuchungsergebnisse hat. Somit stellt sich auch die Frage, ob für diese Pathologien die gewählten Bewertungskriterien ideal sind. Das heißt Ziel einer Anschlussstudie ist es herauszufinden, ob es Unterschiede in den beiden Gruppen der extra- und der intraartikulären Fehlstellungen im Hinblick auf die Verwendung des Verfahrens gibt.

4.5 Schlussfolgerung und Ausblick

Das Verfahren der dreidimensionalen computergestützten Planung und Verwendung patientenspezifischer Schablonen und Implantaten, hat sich in den vergangenen Jahren in der Wiederherstellungschirurgie fest etabliert, obwohl die Studienlage zur Überprüfung des Benefits der Operationsmethode im Vergleich zur klassischen Korrekturosteotomie noch nicht ausreichend ist.

Die Möglichkeit der dreidimensionalen Planung eröffnet dem Operateur ein besseres Verständnis der Planung der Korrektur, als auch eine bessere Vorbereitung auf den chirurgischen Eingriff selbst.

Die vorliegende retrospektive Multicenterstudie bestätigt erstmals an einem ausreichend großen Patientengut, dass die präoperative Planung auch intraoperativ zuverlässig umgesetzt werden kann.

Weitere Untersuchungen insbesondere auch zum klinischen Outcome der Patienten sind erforderlich. Zeitgleich findet eine stetige Weiterentwicklung der Planungssoftware, sowie der Implantate, aber auch der chirurgischen und technischen Expertise in diesem kosten- und zeitintensiven Operationsverfahren statt.

5 Literaturverzeichnis

- Asadollahi, S., & Keith, P. P. A. (2013). Flexor tendon injuries following plate fixation of distal radius fractures: A systematic review of the literature. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 14(4).
- Bade, H., & Lobeck, F. (1991). Gelenkflächenverhalten der Articulatio radioulnaris distalis bei fehlgestelltem distalem Radius. *Unfallchirurgie*, 17(4).
- Bauer, A. S., Storelli, D. A. R., Sibbel, S. E., McCarroll, H. R., & Lattanza, L. L. (2017). Preoperative Computer Simulation and Patient-specific Guides are Safe and Effective to Correct Forearm Deformity in Children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 37(7), 504–510.
- Boersma, E. Z., Meent, H. vd, Klomp, F. P., Frölke, J. P. M., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & Edwards, M. J. R. (2022). Treatment of Distal Radius Fracture: Does Early Activity Postinjury Lead to a Lower Incidence of Complex Regional Pain Syndrome? *Hand*, 17(1).
- Bronstein, A. J., Trumble, T. E., & Tencer, A. F. (1997). The effects of distal radius fracture malalignment on forearm rotation: A cadaveric study. *Journal of Hand Surgery*, 22(2).
- Buijze, G. A., Leong, N. L., Stockmans, F., Axelsson, P., Moreno, R., Sörensen, A. I., & Jupiter, J. B. (2018). Three-dimensional compared with two-dimensional preoperative planning of corrective osteotomy for extra-articular distal radial malunion: A multicenter randomized controlled trial. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, 100(14).
- Byrne, A. M., Impelmans, B., Bertrand, V., Van Haver, A., & Verstreken, F. (2017). Corrective Osteotomy for Malunited Diaphyseal Forearm Fractures Using Preoperative 3-Dimensional Planning and Patient-Specific Surgical Guides and Implants. *Journal of Hand Surgery*, 42(10).
- Campe, A. Von, Nagy, L., Arbab, D., & Dumont, C. E. (2006). Corrective osteotomies in malunions of the distal radius: Do we get what we planned? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 450.
- Cardenas, J. M., Gordon, D., Waddell, B. S., Kitziger, K. J., Peters, P. C., & Gladnick, B. P. (2024). Does Artificial Intelligence Outperform Humans Using Fluoroscopic-Assisted Computer Navigation for Total Hip Arthroplasty? *Arthroplasty Today*, 27, 101410.
- Cirpar, M., Gudemez, E., Cetik, O., Turker, M., & Eksioglu, F. (2011). Rotational deformity affects radiographic measurements in distal radius malunion. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, 21(1).
- Curacon, J. M., Wirtschaftsprüfungsgesellschaft, G., Pelka, S., Kliniken, S., Mark, A. G., Rechtsanwalt, R., Datenschutzbeauftragter, +, & Schütze, B. (2019). *Datenschutz bei Klinischen Studien*.
- de Muinck Keizer, R. J. O., Lechner, K. M., Mulders, M. A. M., Schep, N. W. L., Eygendaal, D., & Goslings, J. C. (2017). Three-dimensional virtual planning of corrective osteotomies of distal radius malunions: a systematic review and meta-analysis. In *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction* (Vol. 12, Issue 2).
- Dobbe, J. G. G., Peymani, A., Roos, H. A. L., Beerens, M., Streekstra, G. J., & Strackee, S. D. (2021). Patient-specific plate for navigation and fixation of the distal radius: a case series. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 16(3), 515–524.
- Dobbe, J. G. G., Strackee, S. D., Schreurs, A. W., Jonges, R., Carelsen, B., Vroemen, J. C., Grimbergen, C. A., & Streekstra, G. J. (2011). Computer-assisted planning and navigation for corrective distal radius osteotomy, based on pre- and intraoperative imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(1).

- Dresing, K., Stürmer, K. M., Bonnaire, F., Acklin, A. P., Arigoni, M., Bösmüller, S., Frosch, K.-H., Gössling, T., Grossterlinden, L., Heitmann, M., Kübke, R., Mahlke, L., Marzi, I., Meenen, N., Pieske, O., Schleicher, O., Schneidmüller, D., Sehmisch, S., Seibert, F. J., Wilde, P. (2021). *Leitlinie Distale Radiusfraktur des Erwachsenen*. AWMF Online.
- Farr, S. (2021). Madelung Deformität. In *e.Medpedia*. Springer Link.
- Ferrari, R., Wagner, M., & Essig, H. (2023). Einsatz von patientenspezifischen Implantaten – eine Übersicht und aktuelle Entwicklungen. *Die MKG-Chirurgie*, 16(2), 131–137.
- Flatt, A. (1994). *The care of congenital hand anomalies. Classification and incidence*. (2. Auflage). Quality Medical Publishing.
- Friedman, S. L., & Palmer, A. K. (1991). The Ulnar Impaction Syndrome. *Hand Clinics*, 7(2), 295–310.
- Hirahara, H., Neale, P. G., Lin, Y. Te, Cooney, W. P., & An, K. N. (2003). Kinematic and torque-related effects of dorsally angulated distal radius fractures and the distal radial ulnar joint. *The Journal of Hand Surgery*, 28(4), 614–621.
- Hsu, S. S.-P., Gateno, J., Bell, R. B., Hirsch, D. L., Markiewicz, M. R., Teichgraeber, J. F., Zhou, X., & Xia, J. J. (2013). Accuracy of a Computer-Aided Surgical Simulation Protocol for Orthognathic Surgery: A Prospective Multicenter Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71(1), 128–142.
- Imai, Y., Miyake, J., Okada, K., Murase, T., Yoshikawa, H., & Moritomo, H. (2013). Cylindrical corrective osteotomy for Madelung deformity using a computer simulation: Case report. *Journal of Hand Surgery*, 38(10).
- Jiang, J. J., Phillips, C. S., Levitz, S. P., & Benson, L. S. (2014). Risk factors for complications following open reduction internal fixation of distal radius fractures. *Journal of Hand Surgery*, 39(12), 2365–2372.
- Jo, Y.-H., Kim, K., Lee, B.-G., Kim, J.-H., Lee, C.-H., & Lee, K.-H. (2019). Incidence of and Risk Factors for Complex Regional Pain Syndrome Type 1 after Surgery for Distal Radius Fractures: A Population-based Study. *Scientific Reports*, 9(1), 4871.
- Kalaskar, D. M. (2022). 3D Printing in Medicine. In *3D Printing in Medicine*.
- Kataoka, T., Oka, K., Miyake, J., Omori, S., Tanaka, H., & Murase, T. (2013). 3-Dimensional Prebent Plate Fixation in Corrective Osteotomy of Malunited Upper Extremity Fractures Using a Real-Sized Plastic Bone Model Prepared by Preoperative Computer Simulation. *The Journal of Hand Surgery*, 38(5), 909–919.
- Kataoka, T., Oka, K., & Murase, T. (2018). Rotational Corrective Osteotomy for Malunited Distal Diaphyseal Radius Fractures in Children and Adolescents. *Journal of Hand Surgery*, 43(3).
- Labèr, R., & Schweizer, A. (2023). Malunion of the distal radius: 3D planning and performance of intra- and extra-articular corrective osteotomy. *Operative Orthopädie Und Traumatologie*, 35(5), 258–269.
- Lameijer, C. M., ten Duis, H. J., van Dusseldorp, I., Dijkstra, P. U., & van der Sluis, C. K. (2017). Prevalence of posttraumatic arthritis and the association with outcome measures following distal radius fractures in non-osteoporotic patients: a systematic review. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 137(11), 1499–1513.

- Lindau, T., Runnquist, K., & Aspenberg, P. (2002). Patients with laxity of the distal radioulnar joint after distal radial fractures have impaired function, but no loss of strength. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 73(2), 151–156.
- Leiggener, C., Messo, E., Thor, A., Zeilhofer, H.-F., & Hirsch, J.-M. (2009). A selective laser sintering guide for transferring a virtual plan to real time surgery in composite mandibular reconstruction with free fibula osseous flaps. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(2), 187–192.
- Leone, J., Bhandari, M., Adili, A., McKenzie, S., Moro, J. K., & Dunlop, R. B. (2004). Predictors of early and late instability following conservative treatment of extra-articular distal radius fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 124(1).
- Mackenney, P. J., McQueen, M. M., & Elton, R. (2006). Prediction of instability in distal radial fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 88(9).
- Meesters, A. M. L., Assink, N., & IJpma, F. F. A. (2023). Functional outcome of 2-D- and 3-D-guided corrective forearm osteotomies: a systematic review. In *Journal of Hand Surgery: European Volume*.
- Miyake, J., Murase, T., Oka, K., Moritomo, H., Sugamoto, K., & Yoshikawa, H. (2012a). Computer-assisted corrective osteotomy for malunited diaphyseal forearm fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 94(20).
- Miyake, J., Murase, T., Oka, K., Moritomo, H., Sugamoto, K., & Yoshikawa, H. (2012b). Three-Dimensional Corrective Osteotomy for Malunited Diaphyseal Forearm Fractures Using Custom-Made Surgical Guides Based on Computer Simulation. *JBJS Essential Surgical Techniques*, 2(4).
- Miyake, J., Murase, T., Yamanaka, Y., Moritomo, H., Sugamoto, K., & Yoshikawa, H. (2013). Comparison of three dimensional and radiographic measurements in the analysis of distal radius malunion. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, 38(2), 133–143.
- Murase, T., Oka, K., Moritomo, H., Goto, A., Yoshikawa, H., & Sugamoto, K. (2008). Three-Dimensional Corrective Osteotomy of Malunited Fractures of the Upper Extremity with Use of a Computer Simulation System. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 90(11), 2375–2389.
- Ochs, B. G., Schreiner, A. J., de Zwart, P. M., Stöckle, U., & Gonser, C. E. (2016). Computer-assisted navigation is beneficial both in primary and revision surgery with modular rotating-hinge knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(1), 64–73.
- Oka, K., Tanaka, H., Okada, K., Sahara, W., Myoui, A., Yamada, T., Yamamoto, M., Kurimoto, S., Hirata, H., & Murase, T. (2019). Three-Dimensional Corrective Osteotomy for Malunited Fractures of the Upper Extremity Using Patient-Matched Instruments: A Prospective, Multicenter, Open-Label, Single-Arm Trial. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, 101(8).
- Oldhoff, M. G. E., Assink, N., Kraeima, J., de Vries, J. P. P. M., ten Duis, K., Meesters, A. M. L., & IJpma, F. F. A. (2024). 3D-assisted corrective osteotomies of the distal radius: a comparison of pre-contoured conventional implants versus patient-specific implants. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 50(1).
- Omori, S., Murase, T., Kataoka, T., Kawanishi, Y., Oura, K., Miyake, J., Tanaka, H., & Yoshikawa, H. (2014). Three-dimensional corrective osteotomy using a patient-specific osteotomy guide and

- bone plate based on a computer simulation system: Accuracy analysis in a cadaver study. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 10(2).
- Peymani, A., Dobbe, J. G. G., Streekstra, G. J., McCarroll, H. R., & Strackee, S. D. (2019). Quantitative three-dimensional assessment of Madelung deformity. *Journal of Hand Surgery: European Volume*, 44(10).
- Prommersberger, K. J., & Van Schoonhoven, J. (2007). Fehlverheilte Extensionsfraktur des distalen Radius: Korrekturosteotomie von palmar. In *Unfallchirurg* (Vol. 110, Issue 7, pp. 631–636).
- Prommersberger, K. J., Van Schoonhoven, J., & Lanz, U. B. (2002). Outcome after corrective osteotomy for malunited fractures of the distal end of the radius. *Journal of Hand Surgery*, 27 B(1).
- Prommersberger, K.-J., & Lanz, U. (1998). *Operative Orthopädie und Traumatologie Die Korrekturosteotomie der fehlverheilten distalen Radiusfraktur vom Extensionstyp*.
- Prommersberger, K.-J., & Lanz, U. (2003). Korrekturosteotomien am distalen Radius. *OP-Journal*, 19(1).
- Ring, D., Prommersberger, K. J., González Del Pino, J., Capomassi, M., Slullitel, M., & Jupiter, J. B. (2005). Corrective osteotomy for intra-articular malunion of the distal part of the radius. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 87(7).
- Roner, S., Schweizer, A., Da Silva, Y., Carrillo, F., Nagy, L., & Färnstahl, P. (2020). Accuracy and Early Clinical Outcome After 3-Dimensional Correction of Distal Radius Intra-Articular Malunions Using Patient-Specific Instruments. *Journal of Hand Surgery*, 45(10).
- Roth, K., van Es, E., Kraan, G., Eygendaal, D., Colaris, J., & Stockmans, F. (2023). Accuracy of 3D Corrective Osteotomy for Pediatric Malunited Both-Bone Forearm Fractures. *Children*, 10(1).
- Ruchholtz, S. W. D. C. (2012). *Intensivkurs zur Weiterbildung Orthopädie und Unfallchirurgie*. Georg Thieme Verlag.
- Schindele, S., Oyewale, M., Marks, M., Brodbeck, M., & Herren, D. B. (2024). Three-Dimensionally Planned and Printed Patient-Tailored Plates for Corrective Osteotomies of the Distal Radius and Forearm. *Journal of Hand Surgery*, 49(3).
- Schmidt-Rohlfing, B., Schwöbel, B., Pauschert, R., & Niethard, F. U. (2001). Madelung deformity: Clinical features, therapy and results. *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B*, 10(4).
- Segaran, N., Saini, G., Mayer, J. L., Naidu, S., Patel, I., Alzubaidi, S., & Oklu, R. (2021). Application of 3d printing in preoperative planning. In *Journal of Clinical Medicine* (Vol. 10, Issue 5).
- Singh, D. D., Schorn, L., Strong, E. B., Grant, M., Schramm, A., Hufendiek, K., Gellrich, N.-C., & Rana, M. (2021). Computer-Assisted Secondary Orbital Reconstruction. *Craniofacial Trauma & Reconstruction*, 14(1), 29–35.
- Singh, S., Jud, L., Färnstahl, P., Nagy, L., Schweizer, A., & Roner, S. (2022). Intermediate-Term Outcome of 3-Dimensional Corrective Osteotomy for Malunited Distal Radius Fractures With a Mean Follow-Up of 6 Years. *The Journal of Hand Surgery*, 47(7), 691.e1-691.e10.
- Stockmans, F., Dezillie, M., & Vanhaecke, J. (2013). Accuracy of 3D Virtual Planning of Corrective Osteotomies of the Distal Radius. *Journal of Wrist Surgery*, 02(04), 306–314.
- Szermutzky, M., Frank, J., & Marzi, I. (2013). Anatomie des distalen Radius. *OP-JOURNAL*, 28(03), 224–227.

- Wada, T., Tatebe, M., Ozasa, Y., Sato, O., Sonoda, T., Hirata, H., & Yamashita, T. (2011). Clinical outcomes of corrective osteotomy for distal radial malunion: A review of opening and closing-wedge techniques. In *Journal of Bone and Joint Surgery* (Vol. 93, Issue 17).
- Walenkamp, M. M. J., de Muinck Keizer, R. J. O., Dobbe, J. G. G., Streekstra, G. J., Goslings, J. C., Kloen, P., Strackee, S. D., & Schep, N. W. L. (2015). Computer-assisted 3D planned corrective osteotomies in eight malunited radius fractures. *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction*, 10(2).
- Yanagisawa, S., Takagi, T., Murase, T., Kobayashi, Y., & Watanabe, M. (2017). Open Wedge Osteotomy with Ulnar Shortening for Madelung Deformity Using a Computer-Generated Template. *The Journal of Hand Surgery Asian-Pacific Volume*, 22(4).
- Zimmermann, R., Gabl, M., Arora, R., & Rieger, M. (2003). Computerassistierte Planung und Korrekturosteotomie nach fehlerverheilten distalen Radiusfrakturen. *Handchirurgie Mikrochirurgie Plastische Chirurgie*, 35(5).

6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Prozessablauf Herstellung patientenspezifischer Implantate (PSI).....	3
Abbildung 2: Schematischer Prozessablauf selektives Laser-Melting.....	4
Abbildung 3: Spiegelung der "gesunden" Seite (blau) auf die in Fehlstellung verheilte Seite (beige)...	7
Abbildung 4: Planung der Osteotomiehöhe	7
Abbildung 5: Rekonstruktion nach Osteotomie	8
Abbildung 6: Vergleich der Rekonstruktion (grün) mit der "gesunden" Referenzseite (blau)	8
Abbildung 7: Schablone (Guide) zur Durchführung der Osteotomie und Bohrung der Schraubenlöcher für die Plattenosteosynthese	9
Abbildung 8: Planung Modell Beckenkammspan.....	10
Abbildung 9: Planung der Plattenosteosynthese	10
Abbildung 10: Bohr - und Markierungslehre in situ (links); Bohr- und Markierungslehre, Kochen Modell, Modell Beckenkammspan und patientenspezifisches Implantat (rechts)	11
Abbildung 11: Durchführung der Osteotomie.....	12
Abbildung 12: passgenauer Beckenkammspan	13
Abbildung 13: Plattenosteosynthese in situ.....	13
Abbildung 14: Intraoperative Bildwandlerkontrolle	14
Abbildung 15: Bestimmung radiale Länge (RL).....	15
Abbildung 16: Bestimmung der Ulnavarianz (UV)	15
Abbildung 17: Bestimmung der Palmarinklination (PI)	16
Abbildung 18: Bestimmung der Ulnainklination (UI)	16
Abbildung 19: Normwerte und akzeptable Grenzwerte der Radiusdeformität(de Muinck Keizer et al., 2017).....	20
Abbildung 20 Messung der radialen Länge in mm	22
Abbildung 21: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der radialen Länge präoperativ geplant.....	24
Abbildung 22: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der radialen Länge postoperativ	25
Abbildung 23: Boxplot der Radialen Länge präoperativ geplant und postoperativ	25
Abbildung 24: Häufigkeitsverteilung der Messwerte Betrag der Differenz der radialen Länge (RL_diff_betrag)	26
Abbildung 25: Histogramm Wilcoxon-Test für die Variabel Betrag der Differenz der radialen Länge.	27
Abbildung 26: Histogramm Differenz der radialen Länge präoperativ geplant zum postoperativen Ergebnis (grün hinterlegt ist der Toleranzbereich von +/- 2mm)	28
Abbildung 27: Histogramm Wilcoxon-Test Betrag der Differenz der radialen Länge im Toleranzbereich	29
Abbildung 28: Messung der Variable Ulnavarianz in mm	30
Abbildung 29: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Ulnavarianz präoperativ geplant	32
Abbildung 30: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Ulnavarianz postoperativ	32
Abbildung 31: Boxplot der Ulnavarianz präoperativ geplant und postoperativ	33
Abbildung 32: Häufigkeitsverteilung der Messwerte Betrag der Differenz der Ulnavarianz (UV_diff_betrag).....	34
Abbildung 33: Histogramm Wilcoxon-Test für die Variable Betrag der Differenz der Ulnavarianz	34
Abbildung 34: Histogramm Differenz der Ulnavarianz präoperativ geplant zum postoperativen Ergebnis (grün hinterlegt ist der Toleranzbereich von +/- 2mm)	35
Abbildung 35: Histogramm Wilcoxon-Test Betrag der Differenz der Ulnavarianz im Toleranzbereich	36
Abbildung 36: Messung der Variable Palmarinklination in°	37
Abbildung 37: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Palmarinklination präoperativ geplant	39
Abbildung 38: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Palmarinklination postoperativ	39
Abbildung 39: Boxplot der Palmarinklination präoperativ geplant und postoperativ.....	40

Abbildung 40: Häufigkeitsverteilung der Messwerte Betrag der Differenz der Palmarinklination (PI_diff_betrag)	41
Abbildung 41: Histogramm Wilcoxon-Test für die Variable Betrag der Differenz der Palmarinklination	41
Abbildung 42: Histogramm Differenz der Palmarinklination präoperativ geplant zum postoperativen Ergebnis (grün hinterlegt ist der Toleranzbereich von $(\pm 3^\circ)$)	42
Abbildung 43: Histogramm Wilcoxon-Test Betrag der Differenz der Palmarinklination im Toleranzbereich	43
Abbildung 44: Messung der Ulnainklination	44
Abbildung 45: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Ulnainklination präoperativ geplant	46
Abbildung 46: Häufigkeitsverteilung der Messwerte der Ulnainklination postoperativ	46
Abbildung 47: Boxplot der Ulnainklination präoperativ geplant und postoperativ	47
Abbildung 48: Häufigkeitsverteilung der Messwerte Betrag der Differenz der Ulnainklination (UI_diff_betrag)	48
Abbildung 49: Histogramm Wilcoxon-Test für die Variable Betrag der Differenz der Ulnainklination	48
Abbildung 50: Histogramm Differenz der Ulnainklination präoperativ geplant zum postoperativen Ergebnis (grün hinterlegt ist der Toleranzbereich von $(\pm 3^\circ)$)	49
Abbildung 51: Histogramm Wilcoxon-Test Betrag der Differenz der Ulnainklination im Toleranzbereich	50
Abbildung 52: AO-Klassifikation der distalen Radiusfraktur (https://www.bdc.de)	51

7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Deskriptive Statistik alle Fälle (RL=radiale Länge, UV=Ulnavarianz, UI= Ulnainklination, PI=Palmarinklination; 1=präoperativ geplant, 2=postoperativ)	21
Tabelle 2: Überblick der Messwerte der Variable radiale Länge in mm	23
Tabelle 3: Deskriptive Statistik der Variable Betrag der Differenz der radialen Länge	26
Tabelle 4: Häufigkeitstabelle für Betrag der Differenz der radialen Länge	27
Tabelle 5: Überblick der Messwerte der Variable Ulnavarianz in mm.....	31
Tabelle 6: Deskriptive Statistik Betrag der Differenz Ulnavarianz	33
Tabelle 7:Häufigkeitstabelle Betrag der Differenzen Ulnavarianz.....	35
Tabelle 8: Überblick der Messwerte der Variable Palmarinklination in °	38
Tabelle 9: Deskriptive Statistik Betrag der Differenz Palmarinklination (PI_diff_betrag)	40
Tabelle 10:Häufigkeitstabelle Betrag der Differenzen Palmarinklination.....	42
Tabelle 11: Überblick der Messwerte der Variable Ulnainklination.....	45
Tabelle 12: Deskriptive Statistik Betrag der Differenz für die Ulnainklination	47
Tabelle 13: Häufigkeitstabelle Betrag der Differenz Ulnainklination	49
Tabelle 15: Überblick der Messwerte präoperativ geplant und postoperativ	79
Tabelle 16: Messwerte Betrag der Differenzen gesamt und Abweichung vom Toleranzbereich	82

8 Danksagung

Ich möchte an dieser Stelle meinen Dank aussprechen.

An Herrn Prof. Dr. Meyer für die Bereitstellung des Themas und die fachliche Betreuung. Danke für das Antreiben, für ein ständiges offenes Ohr und vor Allem für das Vertrauen mir gegenüber.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Dr. Niels Schep für die Bereitstellung der Patientendaten und den kollegialen Austausch.

Ich möchte ebenfalls Herrn Dr. Simon Pickard und Herrn Prof. Dr. Hermann Krimmer für die Bereitstellung ihrer Patientendaten danken.

Ebenso gilt mein Dank der Firma KLS Martin für die Nutzung der Datenplattform, sowie der Unterstützung.

Einen weiteren Dank möchte ich den Kollegen des Instituts für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Medizinische Informatik, Herrn Prof. Dr. Stefan Wagenpfeil und Herrn Dr. Julius Weise, für die beratende Funktion im Rahmen der statistischen Auswertung, aussprechen.

Nicht zuletzt gilt mein besonderer Dank meiner Familie. Meiner Mutter, die mich immer tatkräftig unterstützt und ermutigend zur Seite steht. Meinem Ehemann Kai, für seine Geduld, seine kritischen Worte und seine emotionale Unterstützung. Ohne euch beide wäre die Durchführung dieser Arbeit nicht möglich gewesen.

9 Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

10 Anhang

Proband	Radiale Länge geplant	Ulnavarianz geplant	Ulnainklination geplant	Palmarinklination geplant	Radiale Länge postoperativ	Ulnavarianz postoperativ	Ulnainklination postoperativ	Palmarinklination postoperativ
1	8	-2	25	10	6	-1	26,6	8
2	6	-2	20	10	7	-2	23	7
3	6	0	24	15	7	1	24,8	14
4	8	-2	24	11	8	-2,5	24	10
5	8	-3	20	12	7	-2,5	22,5	10,4
6	8	-4	30	14	12	-3,5	32	16,5
7	7	-2	26	20	8	-2	24,5	20
8	7	-2	20	15	8	-3	19	11
9	15	-3	29	14	14	-4	30	15
10	9	-2	29	13	12	-2,8	29	11
11	9	-3	20	11	13	-3	18	8
12	8	-2	25	12	9	-2	23	10
13	9	-1	17	9	8,5	-2	20	13
14	8	-3,5	21	11	8	-3,5	20	12,5
15	8,5	0	27	13	10	0	22,5	10
16	14	-2,5	31	12	12	-2	33,5	13
17	5	0	28	18	7	-1	26	17
18	8	-2	25	11	10	-2	24,5	8
19	10	-2,5	20	11	13	-3	21	11
20	7	-2	30	11,5	8	2	29	10
21	11	-2,5	20	8	10	-2	18	10

22	7	-1	22	10	5	1	20	12
23	11	-2	29	8	11	0	26	8
24	7	-2	18	10	11	-3	15	11
25	10	-4	28	14	9	-3	30	17
26	13	-2	23	15	11	-1	20	13
27	7	-2,5	28	11	10	-2,2	27	11
28	11	-2	18	8	8	-1	17	10
29	5	-1	19	12	3	0	22	10
30	10	-3	26	17	8,5	-2,5	25	20
31	9	-1	23	13	10	-3	20	11
32	18	0	32	18	16	-1	30	17
33	9	-2	28	12	9	0	27,5	12
34	14	-2	30	7	13	-2	27	5
35	15	-3	28	5	11	-2	25	7
36	15	-2	22	11	11	-1	20	10
37	7	-2	31	4	8	-1,5	25	4
38	15	-2	26	14	9	0	23	14
39	7	-2	27	3,5	10	-1	25	4
40	9	-2	31	9	12	0	31	8
41	15	-1	22	6	10	0	21,5	4
42	8	-2	32	5	12	-2,5	33	3
43	5	0	24	3	4,5	1	20	3
44	7	-2,5	24	4	10	-2	24	4

45	10	-1	28	18	15	-1,5	26	17
46	9	-2	26	5	10	-1	25	3,5
47	15	-1	22	18	10	0	17	10
48	10	-2	28	5	9,5	-1	25	7
49	8	-2,5	26	7	12	-2	27	5,5
50	18	-4	29	8	16,5	-3	31	9
51	11	-3,5	31	11	13	-3,5	28	7
52	8	-0,5	31	8	10	0	30	8
53	15	-3	28	2	14	-3,5	24	2
54	14	-1,5	31	5	12	-1,5	28	5
55	10	-1	28	6	7	1	21	6,5
56	7	-1	23	4	10	0	25	3
57	7,5	-1	20	11	7	-1	15	7
58	14	-3	23	6	11	-3	20	5
59	10	-1,5	28	12	12	-2	29	10
60	10	-4	21	11	5	-4	25	13

Tabelle 14: Überblick der Messwerte präoperativ geplant und postoperativ

Proband	Betrag der Differenz Radiale Länge	Betrag der Differenz Ulnavarianz	Betrag der Differenz Ulnainklination	Betrag der Differenz Palmarinklination	Betrag der Differenz Ulnainklination Toleranzbereich	Betrag der Differenz Palmarinklination Toleranzbereich	Betrag der Differenz radiale Länge Toleranzbereich	Betrag der Differenz Ulnavarianz Toleranzbereich
1	2	1	0,4	2	0	0	0	0
2	1	0	3	3	0	0	0	0
3	1	1	0,8	1	0	0	0	0
4	0	0,5	0	1	0	0	0	0
5	1	0,5	2,5	0,6	0	0	0	0
6	4	0,5	2	2,5	0	0	2	0
7	1	0	1,5	0	0	0	0	0
8	1	1	3	4	0	1	0	0
9	1	1	1	1	0	0	0	0
10	3	0,2	0	4	0	1	1	0
11	4	0	2	5	0	2	2	0
12	1	0	2	2	0	0	0	0
13	0,5	1	3	4	0	1	0	0
14	0	0	1	1,5	0	0	0	0
15	1,5	0	4,5	5	1,5	2	0	0
16	2	0,5	2,5	4	0	1	0	0
17	2	1	2	1	0	0	0	0
18	2	0	0,5	3	0	0	0	0
19	3	0,5	1	0	0	0	1	0
20	1	0	1	1,5	0	0	0	0
21	1	0,5	2	2	0	0	0	0
22	2	0	2	2	0	0	0	0
23	0	2	3	0	0	0	0	0
24	3	1	3	1	0	0	1	0
25	1	1	2	3	0	0	0	0
26	2	1	3	2	0	0	0	0

27	3	0,3	1	0	0	0	1	0
28	1	1	1	2	0	0	0	0
29	2	1	3	5	0	2	0	0
30	1,5	0,5	1	3	0	0	0	0
31	1	2	3	2	0	0	0	0
32	2	1	2	1	0	0	0	0
33	0	2	0,5	0	0	0	0	0
34	1	0	3	2	0	0	0	0
35	4	1	3	2	0	0	2	0
36	4	1	2	1	0	0	2	0
37	1	0,5	6	0	3	0	0	0
38	6	2	3	0	0	0	4	0
39	3	1	2	0,5	0	0	1	0
40	3	2	0	1	0	0	1	0
41	5	1	0,5	2	0	0	3	0
42	4	0,5	1	2	0	0	2	0
43	0,5	1	4	0	1	0	0	0
44	3	0,5	0	0	0	0	1	0
45	5	0,5	2	1	0	0	3	0
46	1	1	1	1,5	0	0	0	0
47	5	1	5	8	2	5	3	0
48	0,5	1	3	2	0	0	0	0
49	4	0,5	1	1,5	0	0	2	0
50	1,5	1	2	1	0	0	0	0
51	2	0	3	4	0	1	0	0
52	2	0,5	1	0	0	0	0	0
53	1	0,5	4	0	1	0	0	0
54	2	0	3	0	0	0	0	0
55	3	2	7	0,5	4	0	1	0
56	3	1	2	1	0	0	1	0

57	0,5	0	5	4	2	1	0	0
58	3	0	3	1	0	0	1	0
59	2	0,5	1	2	0	0	0	0
60	5	0	4	2	1	0	3	0

Tabelle 15: Messwerte Betrag der Differenzen gesamt und Abweichung vom Toleranzbereich

