

Diplomarbeit

**Die anatomische Passform von beugeseitigen Radius-
Osteosyntheseimplantaten am nicht gebrochenen
distalen Radius**

eingereicht von

Bernhard Clement

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der gesamten Heilkunde
(Dr. med. univ.)**

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Univ. Klinik für Unfallchirurgie / LKH-Univ. Klinikum Graz

unter der Anleitung von

Herrn Priv.-Doz. Dr.med.univ. Paul Puchwein

Herrn ao.Univ.-Prof. Dr.med.univ. Wolfgang Grechenig

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 21.07.2016

Bernhard Clement eh

Danksagungen

Ich möchte diese Arbeit in erster Linie meinem Vater, Hrn. Priv.-Doz. Dr.med.univ. Hans Gunther Clement widmen. Er allein trägt Schuld daran, dass ich das gleiche Studium gewählt habe wie er. Hätte er mich nicht bereits im Volksschulalter als Versuchskaninchen für etwaige Sonokurse, im Mittelschulalter als „Mädchen für Alles“ bei diversen AO Traumakursen, mitten in der Pubertät für erste Studien zu selbstentwickelten Osteosynthesen in den Keller der Anatomie gesteckt, wäre aus mir vermutlich etwas „Vernünftigeres“ geworden. Doch all dies hat in mir die Neugierde und die Begeisterung für die Medizin und letztlich die „Lust auf mehr“ geweckt. Dafür bin ich ihm sehr dankbar! Zum Glück habe ich mich ja jetzt doch noch für etwas „Gscheites“ entschieden (Studium der Zahnmedizin) – „und sollt ich jemals fertig sein, Papa ich bitt dich drum, zahl mir noch ein Studium!“.

Ganz besonders erwähnen möchte ich an dieser Stelle meine Mutter, Frau Dr. Karin Clement. Sie begleitet mich Zeit meines Lebens als unerschöpfliche psychologische Aufmunterungsstelle – es hat noch nicht vieles gegeben, was nicht bei einem Nachmittagskaffeetratsch besprochen werden konnte. Auf ihr Bauchgefühl hätte ich in vergangenen Jahren öfter vertrauen sollen, aber immerhin habe ich es geschafft die Welt mittlerweile mit ihren kritischen Augen zu betrachten. Letztlich verdanke ich auch ihr meine Lebensfähigkeit abseits der beruflichen und universitären Laufbahn – kochen, waschen, bügeln, putzen, anständiges Benehmen und „immer schön höflich sein“, alles eine Frage der Erziehung! Familie und Karriere unter einen Hut zu bringen sieht bei ihr einfach spielend leicht aus – ein tolles Vorbild.

Selbstverständlich darf mein Bruder, Hr. Dipl. Ing. Philipp Clement, nicht unerwähnt bleiben. Wenn ich von ihm schon als Kind etwas gelernt habe, dann, dass ich mich nicht unterkriegen lasse, nur weil jemand größer oder stärker erscheint; und den Ehrgeiz zu entwickeln erst dann aufzugeben, wenn erreicht ist, wofür man kämpft. Wenn ich einmal nicht weiterweiß, kann er zur Not immer noch einen Plan für mich zeichnen!

Besonderer Dank gilt natürlich auch meinen beiden Betreuern, Hr. Priv.-Doz. Dr.med.univ. Paul Puchwein und Hr. ao.Univ.-Prof. Dr.med.univ. Wolfgang Grechenig, welche ihre Zeit und ihr Vertrauen in mich und diese Arbeit miteinfließen haben lassen.

„Die fünf Freunde“ – danke für eure Freundschaft und dass wir eine so unvergessliche Studienzeit miteinander verbracht haben! Schade, dass unser System euch dazu getrieben hat Österreich zu verlassen – ihr fehlt mir hier!

Zusammenfassung

HINTERGRUND: Die distale Radiusfraktur ist mit $\frac{1}{4}$ aller Knochenbrüche die häufigste Fraktur des Menschen. Die operative Versorgung mittels winkelstabiler volarer Osteosyntheseplatten stellt zurzeit das Therapieverfahren der Wahl dar. Aufgrund der Häufigkeit der distalen Radiusfraktur ist das Outcome der Therapie von höherem sozioökonomischen Interesse. Die genauen morphologischen Begebenheiten am distalen Radius werden in der Literatur kaum behandelt, obwohl aktuelle Studien zeigen, dass sowohl das Plattendesign als auch die Plattenlage Einfluss auf die Komplikationsrate haben. Die klinische Erfahrung demonstriert, dass das Plattendesign von ChirurgInnen zur Positionierung und zur Reposition genutzt wird und somit Einfluss auf das Ergebnis der Therapie nimmt. Diese Arbeit untersucht daher Implantate gängiger Hersteller im Hinblick auf ihre Passform und Passgenauigkeit am nicht gebrochenen Radius.

METHODIK: Untersucht wurden 50 Kadaver-Präparate ab dem mittleren Unterarm, konserviert nach der Methode nach Thiel. Ausgeschlossen wurden Präparate mit offensichtlichen Pathologien oder mit bereits stattgehabten Frakturen des distalen Radius. Das Verhältnis rechts zu links betrug 25:25. Die Platten der Hersteller Acumed, Hofer, ITS, Königsee und Synthes wurden lt. Herstellerangaben und unter Anleitung eines erfahrenen Unfallchirurgen optimal an den distalen Radius angelegt, um anschließend den Abstand zum Gelenkspalt sowie den Abstand der distalen und proximalen Schraubenlöcher zum Knochen zu vermessen. Die Platten wurden in bester Position einer semiobjektiven Beurteilung der Passform in 7 Arealen unterzogen inklusive einer möglichen Abhebung vom Knochen durch das Tuberculum radii.

ERGEBNISSE: Alle untersuchten Platten zeigten einen ausreichenden ulnarseitigen Abstand zum Gelenkspalt von mittelwertig 6,8mm (+/- 1,3) und lagen proximal der Watershedline. Radialseitig konnte ein mittelwertiger Abstand von 5,2mm (+/- 1,5) ermittelt werden. Das Implantat von Acumed lag distal der Watershedline. Bei den Abständen der beiden Lochreihen zum Radius konnte im Durchschnitt aller Hersteller mittelwertig ein Ergebnis von 1,2mm (+/- 0,3) für die distale Lochreihe ulnar, 1,1mm (+/- 0,5) für die distale Lochreihe radial, 1,4mm (+/- 0,2) für die 2. Lochreihe ulnar und 1,3mm (+/- 0,3) für die 2. Lochreihe radial gemessen werden. Zwischen der rechten und linken Seite fielen bei einzelnen Messpunkten signifikant unterschiedliche Ergebnisse auf. Bei der semiobjektiven Beurteilung der Auflagefläche passten die Platten in 19% optimal, in 12% radial nicht, in 12% ulnar nicht, in 18% distal nicht, in 30% proximal nicht und in 9%

überhaupt nicht auf den Radius. Das Tuberculum Radii drängte in 14% der Fälle die Platten vom Knochen ab.

DISKUSSION: Aus der Untersuchung konnte die Erkenntnis gewonnen werden, dass aktuelle Platten gängiger Hersteller neuesten Studien zur Morphologie des distalen Radius entsprechen. Klinisch relevante Bereiche hinsichtlich der achsengerechten Reponierung der Gelenksfläche, der Rekonstruktion der palmaren Gelenkklippe sowie der funktionellen Wiederherstellung des DRUG scheinen den Messergebnissen entsprechend durch die untersuchten Platten befriedigend chirurgisch adressierbar zu sein. Ein simpleres Design war für den durchschnittlichen geformten Radius kein Nachteil, könnte jedoch in der Anwendung limitiert sein. Eine extreme Plattenlage, distal der Watershedline ist aufgrund einer möglichen erhöhten Komplikationsrate kritisch zu betrachten. Unsere Hypothese, dass mit anatomisch idealer Passform auch ein optimales operatives Ergebnis erzielt werden kann, scheint zumindest für das verwendete Osteosynthesematerial richtig zu sein. In Zukunft sollte die Entwicklung weiter in Richtung Reduktion der Komplikationen gehen, um nicht nur ein klinisch- morphologisch zufriedenstellendes Ergebnis, sondern auch eine maximale subjektive PatientInnenzufriedenheit zu erzielen.

Abstract

BACKGROUND: The distal radial fracture is the most frequent fracture in humans accounting for $\frac{1}{4}$ of all fractures. Operative treatment of distal radial fractures with distal volar angle-fixed plates has become the procedure of choice in recent years. The high prevalence implies a great socio-economical interest of the outcome. Recent studies show that sufficient anatomic fit and the plate design have an impact on the complication rate. However, literature on specific morphologies of the distal radius is rare. In clinical practice the anatomical reposition of the fracture is heavily influenced by the design of the plate used. The aim of this study was to investigate the anatomic fit and the accuracy of fit of current distal volar plates on the unbroken radius.

METHODS: We examined 25 left and 25 right cadaveric wrists preserved according to Thiel's method. Forearms with pathologies or previous trauma were excluded. 5 distal volar angle-fixed locking plates from Acumed, Hofer, ITS, Königsee and Synthes were fitted to the bone according to their surgical manual under supervision of an experienced trauma surgeon. Measurements from the distal ridge of the plate to the joint space and from the distal and second row of screw holes to the surface of the radius were taken. Further we semiobjectively evaluated the fit in 7 areas of the plate including a separation by the tuberculum radii.

RESULTS: The mean distance between the ulnar edge of the plate and the joint space was 6,8mm (+/- 1,3) and the radial distance was 5,2mm (+/- 1,5). Regarding these measurements the plate from Acumed showed the farthest distal position beyond the watershedline. The average measurement of the distance between the screw holes and the surface of the bone was 1,2mm (+/- 0,3) at the distal ulnar screw hole, 1,1mm (+/- 0,5) at the distal radial hole, 1,4mm (+/- 0,2) at the proximal ulnar hole, and 1,3mm (+/- 0,3) at the proximal radial hole. Regarding these measurements we observed significant differences between left and right radii. The semiobjective evaluation showed perfect fit in 19%, no radial fit in 12%, no ulnar fit in 12%, no distal fit in 18%, no proximal fit in 30%, and no fit at all in 9% of the cases. The tuberculum radii set the plate apart from the radius in 14%.

DISCUSSION: The study demonstrates that current distal volar locking plates correspond to the average anatomy in most cases. This suggests that good results could be achieved regarding the axially alignment of the joint surface, the reconstruction of the volar lip of the joint, as well as the functional restoration of the DRUJ. A simpler plate design seems to

be associated with better anatomic fit, but could be limited regarding fixation possibilities. A far distal plate position beyond the watershedline could lead to a higher complication rate and should be viewed critically. As a result, we can confirm our hypothesis for the investigated plates that a sufficient anatomic fit seems to enable optimal operative results. While there is good fit for most cases, further development of the plates should aim at not merely obtaining a morphologically satisfying result, but also a satisfactory subjective outcome for the patient.

Inhaltsverzeichnis

Table of Contents

DANKSAGUNGEN	II
ZUSAMMENFASSUNG	IV
ABSTRACT	VI
INHALTSVERZEICHNIS	VIII
GLOSSAR UND ABKÜRZUNGEN	X
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	XI
TABELLENVERZEICHNIS	XIII
1 EINLEITUNG	1
1.1 HINTERGRUND UND ZIELSETZUNG.....	1
1.2 ANATOMISCHE GRUNDLAGEN.....	2
1.2.1 <i>Der knöcherne Radius</i>	2
1.2.2 <i>Das Handgelenk – Articulatio radiocarpalis</i>	4
1.2.3 <i>Der Bandapparat</i>	5
1.2.4 <i>Muskulatur und Sehnen im Bereich des distalen Radius</i>	6
1.2.5 <i>Nerven und Gefäße im Bereich des distalen Radius</i>	6
1.2.6 <i>Biomechanik des Handgelenks</i>	7
1.3 FRAKTUREN DES DISTALEN RADIUS.....	8
1.3.1 <i>Klassifikation</i>	9
1.3.2 <i>Therapiemöglichkeiten der distalen Radiusfraktur</i>	11
1.3.3 <i>Die Plattenosteosynthese der distalen Radiusfraktur</i>	13
2 MATERIAL UND METHODEN	16
2.1 DIE OSTEOSYNTHESEPLATTEN.....	17
2.1.1 <i>Acumed Acu-Loc Volar Distal Radius VDR Plate</i>	17
2.1.2 <i>Hofer INTEOS Radius M3 wsl „HRS M3 wsl“</i>	18
2.1.3 <i>ITS PROlock Radius Locking Plate 2.0 „PRL“</i>	19
2.1.4 <i>Königsee winkelstabile distale Radiusplatte</i>	20
2.1.5 <i>Synthes LCP Two-Column Distal Radius Plate 2.4</i>	21
2.2 VERMESSUNG DER PLATTEN.....	22
3 ERGEBNISSE – RESULTATE	25

3.1	ACUMED	25
3.2	HOFER	27
3.3	ITS	29
3.4	KÖNIGSEE.....	32
3.5	SYNTHES.....	34
3.6	VERGLEICH DER MESSWERTE NACH ABZUG DER PLATTENSTÄRKE	37
3.7	VERGLEICH DER SEMIOBJEKTIV ERMITTELTEN DATEN	40
4	DISKUSSION	43
5	LITERATURVERZEICHNIS.....	49

Glossar und Abkürzungen

<i>A.</i>	Arteria
<i>Abb.</i>	Abbildung
<i>AWMF</i>	Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften
<i>bzw.</i>	beziehungsweise
<i>DASH</i>	Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Score
<i>DRUG</i>	distales Radioulnargelenk
<i>DRUJ</i>	distal radioulnar joint
<i>inkl.</i>	inklusive
<i>Kat.</i>	Kategorie
<i>Lig.</i>	Ligamentum
<i>M.</i>	Musculus
<i>md.</i>	multidirektional
<i>N.</i>	Nervus
<i>Proc.</i>	Processus
<i>PRWE</i>	Patient-Rated Wrist Evaluation
<i>PSR</i>	Processus styloideus radii
<i>R.</i>	Ramus
<i>Tub.</i>	Tuberculum
<i>ws.</i>	winkelstabil

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Rechter Radius von volar [12]	3
Abbildung 2: AO Klassifikation nach Müller [28].....	10
Abbildung 3: Genaue Definition der AO Klassifikation nach Müller [35].....	11
Abbildung 4: Die verwendeten Platten jeweils für die rechte Seite. Von links nach rechts: Hofer, Synthes, ITS, Königsee, Acumed. Links Ansicht von oben und rechts Ansicht von unten.	17
Abbildung 5: Die verwendeten Platten jeweils für die Rechte Seite. Links Ansicht von der Seite und rechts von schräg vorne. Jeweils von außen nach innen: Hofer, Synthes, ITS, Königsee, Acumed.	17
Abbildung 6: Acumed Acu-Loc VDR Platte am Radius angelegt.	18
Abbildung 7: HSR M3 WSL Platte als Beispielbild in der 5 Schaftlochversion am Radius angelegt.....	19
Abbildung 8: PRL Platte von ITS am Radius angelegt.	20
Abbildung 9: Winkelstabile distale Radiusplatte von Königsee am Radius angelegt.....	20
Abbildung 10: Synthes LCP Platte an einen Radius angelegt.....	21
Abbildung 11: Links: Messung des Abstandes distales ulnares Plattenende zum Gelenkspalt. Rechts: Abstand des distalen ulnaren Schraubenloches zum Knochen.	22
Abbildung 12: Definierte Messpunkte an den Platten. Beschriftung vgl. Tabelle 2. Beginnend von links: Hofer, Synthes, ITS, Königsee und Acumed.	23
Abbildung 13: Illustration der Kategorien der semiobjektiv Beurteilung der Passform zur Erklärung von Tabelle 3.	24
Abbildung 14: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Messungen für die rechte Seite nach Abzug der Plattenstärke inkl. Standardabweichung.	38
Abbildung 15: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Messungen für die linke Seite nach Abzug der Plattenstärke inkl. Standardabweichung.	38
Abbildung 16: Grafische Darstellung der gesamten Messergebnisse aller Hersteller für die einzelnen Messpunkte.....	39
Abbildung 17: Grafische Darstellung "Hebt Tub. radii ab" für die linke Seite in %.	40
Abbildung 18: Grafische Darstellung "Hebt Tub. radii ab" für die rechte Seite in %.	40
Abbildung 19: Grafische Darstellung zu den erhobenen Werten aus Tabelle 31 der semiobjektiven Beurteilung der Passform für die rechte Seite.....	41

Abbildung 20: Grafische Darstellung zu den erhobenen Werten aus Tabelle 31 der semiobjektiven Beurteilung der Passform für die linke Seite.	41
Abbildung 21: Grafische Darstellung der Mittelwerte der gesamten semiobjektiven Beurteilung für die einzelnen Kategorien.....	42
Abbildung 22: Grafische Darstellung der gesamten erhobenen Daten für „Hebt Tub. radii ab“	42

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Therapiemöglichkeiten der distalen Radiusfraktur nach der AO Klassifikation [2]	13
Tabelle 2: Messpunkte der Platten und deren Definition sowie optische Darstellung anhand der Abb. 12.	23
Tabelle 3: Kategorien der semiobjektiven Beurteilung der Passform. Illustration in Abbildung 13.	24
Tabelle 4: Messwerte in mm der Acu-Loc Platte von Acumed für die rechte Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm im Schaftbereich sowie 2,5mm im distalen radialen Bereich.	25
Tabelle 5: Semiobjektive Beurteilung für die rechte Seite der Acu-Loc Platte von Acumed "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.	26
Tabelle 6: Messwerte in mm der Acu-Loc Platte von Acumed für die linke Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm im Schaftbereich sowie 2,5mm im distalen radialen Bereich.	26
Tabelle 7: Semiobjektive Beurteilung für die linke Seite der Acu-Loc Platte von Acumed "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.	26
Tabelle 8: 2-seitige Testung auf Signifikanz für die rechte Acumed Platte gegen die linke Platte. Signifikante p-Werte (alpha-Fehler 0,05) wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.	27
Tabelle 9: Messwerte in mm der M3 Platte von Hofer für die rechte Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm im Schaftbereich sowie 3mm im distalen angulierten Bereich.....	27
Tabelle 10: Semiobjektive Beurteilung für die rechten Seite der M3 WSL Platte von Hofer "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.	28

Tabelle 11: Messwerte in mm der M3 Platte von Hofer für die linke Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm im Schaftbereich sowie 3mm im distalen angulierten Bereich.....	28
Tabelle 12: Semiobjektive Beurteilung für die linken Seite der M3 WSL Platte von Hofer "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.	29
Tabelle 13: 2-seitige Testung auf Signifikanz für die rechte Hofer Platte gegen die linke. Signifikante p-Werte (alpha-Fehler 0,05) wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.....	29
Tabelle 14: Messwerte in mm der PROLoc Platte von ITS für die rechte Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm.....	30
Tabelle 15: Semiobjektive Beurteilung für die rechten Seite der ProLock Platte von ITS "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.	30
Tabelle 16: Messwerte in mm der PROLoc Platte von ITS für die linke Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm.....	31
Tabelle 17: Semiobjektive Beurteilung für die linken Seite der ProLock Platte von ITS "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.	31
Tabelle 18: 2-seitige Testung auf Signifikanz für die rechte ITS Platte gegen die linke. Signifikante p-Werte (alpha-Fehler 0,05) wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.....	31
Tabelle 19: Messwerte in mm der winkelstabilen Platte von Königsee für die rechte Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2,7mm.	32
Tabelle 20: Semiobjektive Beurteilung für die rechten Seite der Platte von Königsee "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.	32
Tabelle 21: Messwerte in mm der winkelstabilen Platte von Königsee für die linke Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2,7mm.	33

Tabelle 22: Semiobjektive Beurteilung für die linken Seite der Platte von Königsee "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.	33
Tabelle 23: 2-seitige Testung auf Signifikanz für die rechte Königsee Platte gegen die linke. Signifikante p-Werte (alpha-Fehler 0,05) wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.	34
Tabelle 24: Messwerte in mm der LCP Platte von Synthes für die rechte Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke im Schaftbereich von 2mm, am radialen distalen Ende von 2,8mm, am ulnaren distalen Ende von 2mm und am ulnaren distalen angulierten Anstieg von 2,8mm.	34
Tabelle 25: Semiobjektive Beurteilung für die rechten Seite der 2 Säulenplatte von Synthes "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.	35
Tabelle 26: Messwerte in mm der LCP Platte von Synthes für die linke Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke im Schaftbereich von 2mm, am radialen distalen Ende von 2,8mm, am ulnaren distalen Ende von 2mm und am ulnaren distalen angulierten Anstieg von 2,8mm.	35
Tabelle 27: Semiobjektive Beurteilung für die linke Seite der 2 Säulenplatte von Synthes "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.	36
Tabelle 28: 2-seitige Testung auf Signifikanz für die rechte Synthes Platte gegen die linke. Signifikante p-Werte (alpha-Fehler 0,05) wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.	36
Tabelle 29: Übersichtstabelle der Mittelwerte aller Messungen nach Abzug der jeweiligen Plattenstärke zum direkten Vergleich. Die besten Werte wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.	37
Tabelle 30: Mittelwerte der gesamten Messergebnisse aller Hersteller für die einzelnen Messpunkte. Angaben in Millimeter.	39
Tabelle 31: Direkter Vergleich der semiobjektiven Beurteilung "von-bis nicht passend" jeweils für die Seiten rechts und links in % angegeben. Hebt das Tub. radii die Platte vom Radius ab, ebenfalls in % angegeben. Die besten Werte für die jeweilige Kategorie wurden gelb hinterlegt.	40

Tabelle 32: Direkter Vergleich der Mittelwerte der gesamten semiobjektiven Beurteilung
für die einzelnen Kategorien..... 42

Tabelle 33: Direkter Vergleich der gesamten erhobenen Daten für "Hebt Tub. radii ab". . 42

1 Einleitung

1.1 Hintergrund und Zielsetzung

Die distale Radiusfraktur stellt mit $\frac{1}{4}$ aller Knochenbrüche die häufigste Fraktur des Menschen dar [1]. Neben der konservativen Therapie nahm seit der Vorstellung winkelstabiler palmarer Osteosyntheseplatten die Zahl der operativen Versorgungen in den letzten Jahren deutlich zu. Dennoch stellt die Behandlung der distalen Radiusfraktur, speziell im zweiten Häufigkeitsgipfel bei der älteren Bevölkerung mit abnehmender Knochenqualität, eine Herausforderung dar. Aktuell gibt es mannigfaltige Leitlinien zur Frakturbehandlung, jedoch bis dato kein evidenzbasiertes Behandlungskonzept bei instabilen Frakturen [2]. Aufgrund der Häufigkeit, der unzähligen - aber vielfach kontroversen Literatur und dem hohen sozioökonomischen Einfluss, nimmt die distale Radiusfraktur und das Outcome deren Therapie eine besondere Stellung in der Unfallchirurgie ein.

Gasse et al. konnte in einer Studie zeigen, dass die Neigung der radialen Säule des Radius signifikant größer ist als die der intermediären Säule [3]. Pichler et al. zeigte in einer anatomischen Vermessung des distalen Radius ebenfalls einen Krümmungsbogen des volaren distalen Radius mit größerem Radius auf der radialen Seite als auf der ulnaren [4]. Die Watershedline als anatomische Landmarke zur Positionierung der Platten wird mit einem ulnarseitigen Abstand von 2mm zum Gelenkspalt und einem radialeitigen Abstand von 10-15mm angegeben [5]. Aus diesen Studien geht hervor, dass die anatomischen Gegebenheiten am Radius hohe Anforderungen an ein vorgeformtes Plattendesign stellen. Während 2006 noch eine Komplikationsrate von 15-35% beschrieben wurde, hatten Soong et al. 2011 nur mehr bei 8% der Fälle Komplikationen nach volarer winkelstabiler Plattenosteosynthese [6]. Aktuelle Studien konnten zeigen, dass die Plattenposition nicht unwesentlichen Einfluss auf die Komplikationsrate nimmt [5,7].

Die klinische Erfahrung demonstriert, dass die anatomische Vorformung der von der Industrie angebotenen Platten von ChirurgInnen zur Positionierung der Platte und zur Reposition genutzt wird. Demnach hat das anatomische Design der Implantate nicht nur Einfluss auf die Lage der Osteosyntheseplatten, sondern auch auf das Ergebnis der operativen Therapie.

In dieser Arbeit soll daher die anatomische Passform und Passgenauigkeit von aktuellen palmaren winkelstabilen Osteosyntheseplatten gängiger Hersteller für den distalen Radius im Hinblick auf die Frakturbehandlung untersucht werden.

1.2 Anatomische Grundlagen

Die genaue Kenntnis der anatomischen Strukturen im Gesunden ist Voraussetzung, um die Komplexität der verschiedenen Frakturen und Therapiemöglichkeiten am distalen Radius zu verstehen. Daher werden in diesem Kapitel die anatomischen sowie funktionellen Grundbegriffe näher beleuchtet.

1.2.1 Der knöcherne Radius

Der Radius, im Deutschen auch die Speiche genannt, zählt zu den langen Röhrenknochen des Menschen. Er bildet, gemeinsam mit der medial von ihm gelegenen Ulna, den knöchernen Grundstock des Unterarmes. Sein oberes Ende fällt mit dem Speichenkopf schmal aus und bildet nur einen kleinen Teil des Ellenbogengelenks, während das untere Ende breit imponiert und einen großen Anteil am Handgelenk einnimmt. Longitudinal betrachtet ist der Radius leicht gebogen und hat eine prismatische Form. Morphologisch kann der Radius in 3 Anteile gegliedert werden [8–10]:

- Epiphysis proximalis radii
- Corpus radii
- Epiphysis distalis radii

Der proximale Anteil (epiphysis proximalis radii) wird durch den zylinderförmigen, mit Knorpel bedeckten Kopf der Speiche (caput radii) gebildet. Dieser besteht aus einer kranial gelegenen konkaven (fovea articularis) und einer zirkulären (circumferentia articularis) Gelenksfläche.

Den Übergang zum Schaft stellt der rund geformte und sich verjüngende Radiushals (collum radii) dar. Auf der medialen Seite des Radius und unterhalb des Halses erhebt sich eine Eminenz (tuberositas radii), welche in einen rauen und einen glatten Anteil getrennt werden kann. Am rauen Part inseriert der zweiköpfige Oberarmmuskel (m. biceps brachii), während am glatten Anteil eine Bursa die Sehne vom Knochen trennt.

Den längsten Teil des Radius stellt der Speichenschaft (*corpus radii*) dar. Er besteht aus 3 Flächen, welche nach ihrer jeweiligen Ausrichtung benannt sind (*facies posterior, anterior und lateralis*), und 3 dazugehörigen Kanten (*margo posterior, anterior, interossea*).

An der lateralen Fläche, etwa auf mittlerer Höhe des Schaftes, befindet sich die Ansatzstelle (*tuberositas pronatoria*) des *M. pronator teres*. Über die gesamte Schaftlänge hinweg an der *Margo interossea*, welche ulnar gelegen ist, befindet sich der Ansatz der *Membrana interossea*. Diese stellt einen wichtigen Part in der Biomechanik des gesamten Unterarmes dar, indem sie wesentlich an dem Zusammenhalt zwischen Radius und Ulna sowie an der Pro- sowie Supinationsbewegung beteiligt ist.

Das distale Ende des Radius (*epiphysis distalis radii*) bildet gemeinsam mit dem distalen Ende der Ulna die Gelenksflächen (*facies articularis carpalis*) für das Handgelenk (*articulatio radiocarpalis et ulnocarpalis dist.*). Auf der radialen Seite stellt sich diese Fläche dreieckig dar und artikuliert mit dem Kahnbein (*os scaphoideum*). Ulnarseitig betrachtet man eine viereckige Gelenksfläche, welche in Verbindung mit dem Mondbein (*os lunatum*) artikuliert. Zusammen bilden sie eine - von distal betrachtet - elliptisch-konkave, mit Knorpel überzogene Gelenksfläche. Auf der medialen Seite, der *Facies articularis carpalis*, befindet sich eine Inzisur (*incisura ulnaris*), welche mit dem Ulnakopf (*caput ulnae*) die knöcherne Gelenksverbindung zwischen Elle und Speiche herstellt. Als am weitesten distal und lateral gelegenes Gebilde ist der Stiffortsatz (*processus styloideus radii*) zu nennen.

Die dorsale Seite des distalen Radius weist mehrere Gelenksfurchen (*sulci tendinum musculorum extensorum*) für die Sehnen der Extensoren des Unterarmes auf. Bereits durch die Haut palpierbar befindet sich hier der prominenteste dorsale Höcker, das *Tuberculum dorsale radii Lister*. Dieses liegt zwischen zwei knöchernen Rinnen, welche die Sehnen des *M. extensor carpi radialis brevis* und des *M. extensor pollicis longus* beinhalten [8,9,11].



Abbildung 1: Rechter Radius von volar [12]

1.2.2 Das Handgelenk – Articulatio radiocarpalis

Die Articulatio radiocarpalis verbindet den Radius mit der Ulna, als auch den Unterarm mit der proximalen Handwurzelreihe. Durch die elliptische Form des Gelenks wird sie zu den Eigelenken (Articulationes ellipsoideae) gezählt. Klinisch erfolgt eine Trennung in ein radiokarpales und ein ulnokarpales Kompartiment.

Die Gelenkspfanne wird von der konkaven Facies articularis carpea des Radius sowie von dem Discus ulnocarpalis gebildet. Distal und von radial beginnend bilden das Os scaphoideum, das Os lunatum und das Os triquetrum einen einheitlichen Gelenkskopf.

Das radiokarpale Kompartiment besteht aus 2 Facetten, welche durch eine dorsopalmar ausgerichtete Knorpelleiste geteilt werden. Lateral befindet sich ein annähernd dreieckiges Knorpelareal, die Fovea scaphoidea, welche den Proc. styloideus radii miteinbezieht und die Gelenksverbindung zum Os scaphoideum herstellt. Der ulnare Abschnitt imponiert viereckig und bildet die Fovea lunata. Diese artikuliert mit dem radialen Teil des Os lunatum.

Das gelenksbildende distale Ende der Ulna stellt der Discus ulnocarpalis dar, welcher mit dem ulnaren Anteil des Os lunatum und dem Os triquetrum artikuliert. Gemeinsam bilden die genannten Strukturen den ulnokarpalen Komplex.

Die proximalen Handwurzelknochen sind durch das Lig. lunotriquetrum und das Lig. scapholunatum interosseum meistens vollständig miteinander verbunden, wodurch eine einheitliche, mit Knorpel überzogene Gelenksfläche vorgetäuscht wird. In seltenen Fällen kann es zu Lückenbildungen kommen, wodurch eine Kommunikation zur Articulatio mediocarpalis hergestellt wird.

Dicht am Rand der beteiligten Knochen des Radiokarpalgelenks spannt sich eine Gelenkkapsel, welche durch dorsale und palmare Bänder verstärkt wird [8,9,11].

1.2.3 Der Bandapparat

Die meisten Bänder der *Articulatio radiocarpalis* können nur schwer isoliert dargestellt und betrachtet werden, weil sie eng mit der Gelenkkapsel verwoben sind. Aufgrund von Durchflechtungen und fließenden Übergängen bilden die Bandstrukturen untereinander funktionelle Einheiten. Der Bandapparat des proximalen Handgelenks kann am einfachsten in 2 Komplexe gegliedert werden:

- Radialer Komplex
- Ulnarer Komplex

Der radiale Komplex kann nicht streng dem proximalen Handgelenk zugeordnet werden, weil die Bandstrukturen bis zur distalen Handwurzelreihe reichen und somit die *Articulatio mediocarpalis* mitsichern. Das *Ligamentum radioscapoideum*, das *Lig. radiolunatum* und das *Lig. radiotriquetrum* bilden gemeinsam das *Lig. radiocarpale dorsale*. Dieses bildet einen wesentlichen Anteil der sogenannten Gelenksschleuder und sichert die Handwurzel gegenüber einer Translokation nach ulnar. Im Bezug auf die distale Radiusfraktur bei Hyperextensionstrauma wird dem *Lig. radiolunatum* eine Stabilisierungsfunktion zugesprochen. Auf der palmaren Seite findet man das *Lig. radioscapocapitatum*, das *Lig. capitatohamatotriquetrum* und das *Lig. Radiolunotriquetrum*, welche gemeinsam das *Lig. radiocarpale palmare* bilden. Die am weitesten lateral gelegene Gelenksabstützung bildet das *Lig. collaterale radiale*.

Auch beim ulnaren Komplex kann man keine strenge Trennung zwischen proximalem und distalem Handgelenk vornehmen. Er besteht aus dem *Lig. collaterale carpi ulnare*, den *Ligg. ulnocarpale palmare et dorsale* sowie dem *Lig. ulnolunatum*, dem *Lig. ulnotriquetrum* und den *Ligg. radiolunare palmare et dorsale*. Ebenfalls dem ulnaren Anteil zuzurechnen ist der *Discus articularis*, welcher die Lücke zwischen Ulnaköpfchen und den *Ossa lunatum* und *triquetrum* schließt. Ulnar besitzt der Diskus eine doppelte Verankerung, während er radial an der *Inzissura radialis* breit befestigt ist [8,10,13,14].

1.2.4 Muskulatur und Sehnen im Bereich des distalen Radius

Durch die beiden Unterarmknochen, welche über die Membrana interossea antebrachii miteinander verbunden sind, kann die Muskulatur in eine dorsale Gruppe der Extensoren und eine ventrale Gruppe der Flexoren getrennt werden. Zusätzlich kann noch ein laterales Kompartiment, die brachioradiale Loge beschrieben werden.

Die Strecker können weiter in eine oberflächliche und eine tiefe Gruppe unterteilt werden. Sie entspringen großteils am Caput commune des Epicondylus humeri lateralis oder in dessen Verlängerung an der Crista supracondylaris lateralis des Humerus.

Die Beuger werden ebenfalls in eine oberflächliche und eine tiefe Schicht unterteilt und entspringen am Epicondylus humeri medialis oder an der Crista supracondylaris medialis [9].

Eine Sonderstellung im Bereich des distalen Unterarmes nimmt der Musculus pronator quadratus ein. Er entspringt an der Facies anterior ulnae im distalen Viertel und inseriert an der Facies anterior radii. Er liegt somit der distalen Ulna auf, hat Ansatz und Ursprung im Bereich des distalen Unterarmes und führt eine Pronationsbewegung aus [11].

Die Unterarmfaszie, Fascia antebrachii, stellt als dichtes membranöses Gebilde eine Verlängerung der Fascia brachii dar und stützt die Muskulatur des Unterarmes. Nach distal gewinnt sie an Dichte und formt gemeinsam mit zahlreichen transversalen Faserzügen das Retinaculum extensorum. Dieses bildet die 6 Sehnenfächer der Extensoren.

Volarseitig verdickt sich die Fascie ebenfalls und vervollständigt durch Bildung des Retinaculum flexorum den knöchernen Sulcus carpi zum osteofibrösen Canalis carpi. Im eben beschriebenen Karpaltunnel verlaufen die langen Flexoren [9].

1.2.5 Nerven und Gefäße im Bereich des distalen Radius

Im Unterarm werden 3 große Gefäß- Nervenstraßen unterschieden. Speichenwärts finden wir die radiale Unterarmstraße, ellenwärts die ulnare Unterarmstraße und mittig gelegen, zwischen oberflächlichen und tiefen Beugern, die Medianusstraße.

Die radiale Straße verläuft in einem Sulcus zwischen M. flexor carpi radialis und dem M. brachioradialis. Sie beinhaltet die A. radialis mit ihren Begleitvenen sowie den R. superficialis des N. radialis. Im Bereich des Handgelenks liegt die Arterie am oberflächlichsten, kann getastet werden und entlässt ihren R. palmaris superficialis.

Der R. superficialis des N. Radialis liegt radial der Gefäße vom M. brachioradialis bedeckt und wendet sich im distalen Drittel der Dorsalseite zu [8].

Zwischen oberflächlicher und tiefer Schicht der Beuger entlang des M. flexor carpi radialis liegt die Medianusstraße. Sie beinhaltet den N. medianus und die A. mediana. Im distalen Teil liegt der N. medianus sehr oberflächlich und zieht an der ulnaren Seite der Sehne des M. flexor carpi radialis durch den Canalis carpi in die Hohlhand. Noch vor dem Durchtritt durch den Karpalkanal geht der R. palmaris n. mediani zur Haut der Hand ab [8].

Auf der volaren Seite der Membrana interossea aufliegend bildet sich zwischen M. flexor digitorum profundus und pollicis longus die volare Zwischenknochenstraße. Sie enthält die A. interossea anterior und den aus dem N. medianus stammenden N. interosseus antebrachii. Beide Strukturen gelangen nicht in die Hohlhand, ziehen lediglich bis zum M. pronator quadratus und versorgen diesen. Mit dem N. interosseus verlaufen sensible Anteile für die Handgelenkskapsel [11].

Die A. ulnaris und den gleichnamigen N. ulnaris findet man entlang ihrer Leitstruktur, dem M. flexor carpi ulnaris in der ulnaren Unterarmstraße. Im distalen Verlauf überquert die A. ulnaris das Retinaculum flexorum und beteiligt sich am oberflächlichen Hohlhandbogen [8].

1.2.6 Biomechanik des Handgelenks

Als Ausgangspunkt für die Beurteilung des Bewegungsumfangs dient die sogenannte Neutral-Null-Stellung. Diese ist definiert als Mittelstellung zwischen Pro- und Supination bei nach vorne gerichtetem Daumen [15].

Die Palmarflexion und Dorsalextension erfolgen um eine kombinierte transversale Summationsachse. Diese verläuft für das proximale Handgelenk durch das Os lunatum, für das distale durch das Os capitatum. Die Palmarflexion wird mit durchschnittlich 80° und die Dorsalextension mit bis zu 60° beschrieben, ergibt $60^\circ-0^\circ-80^\circ$.

Die Radial- und Ulnarabduktion basiert auf einer dorso-palmaren Achse, welcher ebenfalls das Os capitatum als Zentrum dient. Bei der Ulnarabduktion können bis zu 40° erreicht werden, bei der Radialabduktion bis zu 20° , also $40^\circ-0^\circ-20^\circ$ [12,13].

Die Pro- und Supinationsbewegung (Umwendbewegung) findet um eine Längsachse, welche von der Mitte des Radiuskopfes zum Kopf der Ulna verläuft, statt. Sowohl beim Pronieren als auch beim Supinieren kann ein Winkel bis zu 90° erreicht werden. Demnach ergibt die Neutral-Null-Methode ein Bewegungsausmaß von 90°-0°-90° [8].

1.3 Frakturen des distalen Radius

Bereits *Colles* hat 1814 erstmals die häufigste Ursache der distalen Radiusfraktur, den Sturz auf die dorsalextendierte Hand, mit seinem Eigennamen als *Colles*-Fraktur beschrieben [16]. 1847 definiert *Smith* die entgegengesetzte *Colles*-Fraktur, den Bruch mit palmarer Verschiebung als *Smith*-Fraktur. Somit wurden die häufigsten distalen Radiusfrakturen bereits in der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts beschrieben und in eine extraartikuläre bzw. metaphysäre, eine intraartikuläre bzw. epiphysäre und eine kombinierte Frakturform unterteilt [17].

Laut der deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie stellt die distale Radiusfraktur mit einem Anteil von 25% aller Frakturen die häufigste Knochenverletzung des Erwachsenen dar. Unter den Unterarmfrakturen alleine macht sie derzeit 75% aus [1,18].

Sowohl die Altersverteilung als auch die Geschlechtsverteilung gestaltet sich nach der KORA Frakturstudie Augsburg entsprechend zwei Häufigkeitsgipfeln.

Die erste Häufung kann zwischen der zweiten und dritten Lebensdekade überwiegend bei männlichen Patienten beobachtet werden. Hier kommt es zu heftigeren Unfallmechanismen durch Sport- und Arbeitsunfälle [19–22].

Im zweiten Gipfel findet sich ein überwiegend weibliches, postmenopausales Patientengut im Alter zwischen 60-69 Jahren [17]. Als Verletzungsmechanismus wird in der Literatur ein Niedrigenergie trauma im privaten Umfeld, insbesondere im Zusammenhang mit Stoffwechselerkrankungen (wie z.B. Osteoporose) beschrieben [20,23–25].

Nach Mallim et al. kann bei der Radiusfraktur ein Rhythmus nach Jahreszeit beschrieben werden. Laut dieser Studie nimmt die Inzidenz bei schlechtem Wetter im Frühling und Herbst und mit zunehmenden Alter zu [26,27].

Die einzelnen Frakturtypen entstehen durch die unterschiedlich einwirkenden Biegungskräfte, je nach Verletzungsmechanismus. Mit 90% ist die Fraktur nach Colles in loco typico beim Sturz auf die dorsalflektierte Hand die häufigste. Gefolgt wird diese von der Smith-Fraktur, welche mit 10% den Sturz auf die palmarflektierte Hand als Unfallmechanismus aufweist [28].

1.3.1 Klassifikation

Aufgrund der mannigfaltigen Erscheinungsformen der distalen Radiusfraktur ist eine entsprechende Klassifikation unabdingbar. Erst durch diese ist es möglich eine qualifizierte Einschätzung der Frakturschwere zu treffen, ein mögliches Behandlungskonzept auszuarbeiten und letztlich eine prognostische Aussage zu treffen. Ohne einheitliche grenzüberschreitende Einteilung wäre weder eine suffiziente Kommunikation noch eine Vergleichbarkeit oder Beurteilung von Studienergebnissen möglich [25].

In den vergangenen Jahrzehnten wurden neben den historischen Klassifikationen, unter den oben angeführten Aspekten, eine Vielzahl an Einteilungsmöglichkeiten nach verschiedenen Systematiken entwickelt [29,30]:

- Klassifikation nach Ausmaß der Fraktur nach Gartland u. Werley [31]
- Klassifikation nach dem Röntgenbefund oder dem Dislokationsgrad nach Müller et al. (heutige AO-Klassifikation) [32]
- Klassifikation nach der Gelenkbeteiligung nach Melone [33]
- Klassifikation nach dem Mechanismus der Verletzung nach Fernandez u. Jupiter [17]

Im klinischen Alltag sowie der heute vielzitierten Literatur hat sich die Klassifikation nach Müller et al., welche von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese (AO) aufgearbeitet und 1989 als AO-Klassifikation publiziert wurde, als Standard etabliert [32].

Diese erlaubt eine numerische Einteilung und beziffert den Radius als Knochen mit der Zahl „2“ und das distale Radiussegment mit der Zahl „3“, ergibt „23“ für den distalen Radius. Die weitere Einteilung erfolgt in 3 Gruppen A, B und C (vgl. Abb. 2). A steht für eine extraartikuläre Fraktur mit einer völlig intakten Gelenksfläche. Bei B handelt es sich um partiell intraartikuläre Frakturen mit teilweise erhaltener Kontinuität zwischen Meta- und Epiphyse. C beschreibt die Gruppe der vollständig artikulären Frakturen mit konsekutiver kompletter Ablösung der Metaphyse.

Die 3 Hauptgruppen A, B und C können mit Hilfe der Zahlen 1, 2 und 3 (vgl. Abb. 2 & 3) nach ihrer Komplexität der Fraktur näher spezifiziert werden. Demnach ergibt sich für die gesamte Klassifikation ein Spektrum von neun Hauptgruppen, welche sich jeweils in 3 Subgruppen unterteilen lassen. Den ChirurgInnen stehen somit insgesamt 27 Unterscheidungsmöglichkeiten der distalen Radiusfraktur zur Verfügung [17,28,34].

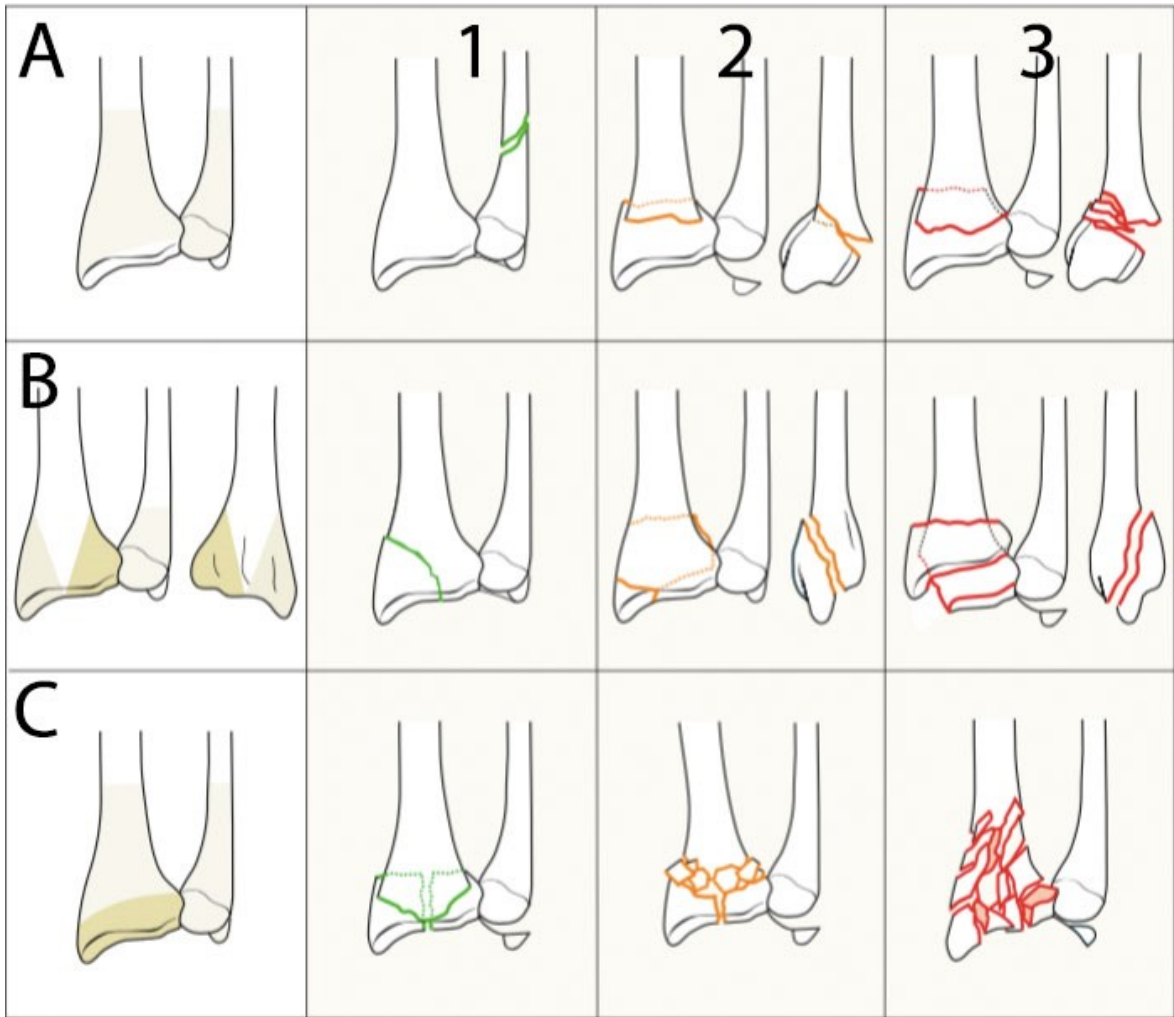
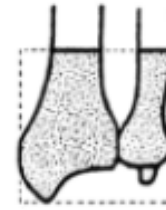


Abbildung 2: AO Klassifikation nach Müller [28]

A = Extraartikuläre Fraktur

- A1 Extraartikuläre Fraktur der Ulna, Radius intakt
 - .1 Processus styloideus
 - ② metaphysär einfach
 - .3 metaphysär mehrfragmentär
- A2 Extraartikuläre Fraktur des Radius, einfach und impaktiert
 - .1 ohne Fehlstellung
 - ② mit dorsaler Fehlstellung (Pouteau-Colles)
 - .3 mit volarer Fehlstellung (Goyrand-Smith)
- A3 Extraartikuläre Fraktur des Radius, mehrfragmentär
 - .1 impaktiert mit axialer Verkürzung
 - ② mit Keil
 - .3 komplex



23-

B = Partiell artikuläre Fraktur

- B1 Partiell artikuläre Fraktur des Radius, sagittal
 - ① lateral einfach
 - .2 lateral mehrfragmentär
 - .3 medial
- B2 Partiell artikuläre Fraktur des Radius, dorsale Kante (Barton)
 - ① einfach
 - .2 mit lateraler sagittaler Fraktur
 - .3 mit dorsaler Dislokation der Handwurzel
- B3 Partiell artikuläre Fraktur des Radius, volare Kante (reverse Barton, Goyrand-Smith II)
 - .1 einfach, mit einem kleinen Fragment
 - ② einfach, mit einem großen Fragment
 - .3 mehrfragmentär

C = Vollständig artikuläre Fraktur

- C1 Vollständig artikuläre Fraktur des Radius, artikulär einfach, metaphysär einfach
 - .1 mit posteromedialen Fragment
 - ② mit sagittal verlaufender Frakturlinie
 - .3 mit frontal verlaufender Frakturlinie
- C2 Vollständig artikuläre Fraktur des Radius, artikulär einfach, metaphysär mehrfragmentär
 - ① mit sagittal verlaufender Frakturlinie
 - .2 mit frontal verlaufender Frakturlinie
 - .3 in die Diaphyse reichend
- C3 Vollständig artikuläre Fraktur des Radius, mehrfragmentär
 - .1 metaphysär einfach
 - .2 metaphysär mehrfragmentär
 - ③ in die Diaphyse reichend

Abbildung 3: Genaue Definition der AO Klassifikation nach Müller [35]

1.3.2 Therapiemöglichkeiten der distalen Radiusfraktur

Ziel der Behandlung einer distalen Radiusfraktur ist die Wiederherstellung der Gelenksmechanik, die Rekonstruktion der Gelenkflächen und die suffiziente Retention des Repositionsergebnisses. Langfristig sollte eine uneingeschränkt bewegliche, schmerzfreie und kraftvolle Funktion der Hand angestrebt werden [28].

Zur Umsetzung der oben angeführten Zielsetzungen müssen nach heutigem Stand der Wissenschaft eine Reihe von Kriterien bei der Therapie eingehalten werden:

In der Wiederherstellung der radiokarpalen Gelenksfläche, und damit der Gelenkwinkel, sollte in der seitlichen Ebene eine dorsopalmare Verkippung (Palmarinklination) von 10-15°, in der a.p. Ebene (Ulnarinklination) von 25-30° angestrebt werden. Eine physiologische Radiuslänge von 11-12mm muss erreicht werden, um Kongruenz im distalen Radioulnargelenk sicherzustellen [2]. Bereits eine Gelenkstufe im DRUJ zwischen Radius und Ulna von >1mm, eine radiale Verkürzung von >2mm oder eine dorsopalmare Verkippung >10° werden in der Literatur als präarthrotische Deformitäten beschrieben [28]. Begleitverletzungen der Karpalbänder, des Discus triangularis, Nervenverletzungen, Sehnenläsionen sowie Frakturen der umgebenden Knochen haben einen großen Einfluss auf das funktionelle Outcome und müssen in die Therapieplanung miteinbezogen werden [17,29].

Während vor 20 Jahren noch die konservative Therapie im Vordergrund stand, stellt seit der Entwicklung winkelstabiler Osteosyntheseverfahren, nach den oben angeführten Aspekten der optimalen anatomischen Rekonstruktion, die operative Versorgung das Verfahren der Wahl dar [36]. Das invasive Spektrum erstreckt sich von der Versorgung mittels Kirschner-Drähten, der Schraubenosteosynthese über den Fixateur externe bis hin zu konventionellen und winkelstabilen Plattenosteosynthesen [2]. Die Indikationsstellung zwischen konservativem und operativem Vorgehen wird von sogenannten

Instabilitätskriterien nach Jupiter beeinflusst:

- „Dorsalkippung >20°
- Axiale Einstauchung >2 mm
- Metaphysäre Trümmerzone
- Assoziierte Ulnafraktur, Abbruch des Proc. styloideus
- Dislozierte intraartikuläre Fraktur
- Radioulnare Instabilität“

Sobald 2 dieser Kriterien erfüllt sind, spricht man von einer instabilen Fraktur [28,37].

Etablierte Indikationen zur Plattenosteosynthese nach neuestem Stand (2015) der AWMF Leitlinien zur distalen Radiusfraktur sind:

- *Instabile Frakturen*
- *Dislozierte intraartikuläre Frakturen*
- *Frakturen mit geschlossenem 2° und 3°igem Weichteilschaden*
- *2° und 3°ige offene Frakturen*
- *Traumatische N. Medianuskompression*
- *Begleitende Gefäß- und/oder Nervenverletzungen*
- *Erfolgreiche konservative Repositions- und Retentionsversuche*
- *Dislozierte Smith-Frakturen*
- *Akute Durchblutungsstörungen nach Reposition*
- *Komplexe Begleitverletzungen des Handgelenkes und der Handwurzel*

Zusammenfassend ist zu sagen, dass sich die Entscheidung für ein Therapieverfahren nach der Klassifikation, der Stabilität der Fraktur, der Qualität des Knochens, den Weichteil- sowie Begleitverletzungen, dem Allgemeinzustand und Alter der PatientInnen und zuletzt auch nach den beruflichen oder funktionellen Anforderungen der PatientInnen richtet [38].

Auf die nähere Beschreibung der alternativen Behandlungsmethoden zur Plattenosteosynthese wird, hinsichtlich des Ziels der Beurteilung der anatomischen Passform von Plattenosteosynthesen, in dieser Arbeit verzichtet.

	Konservativ	Kirschner-Draht-Osteosynthese	Plattenosteosynthese	Fixateur externe	Schrauben
A1	X				
A2	X	X	X		
A3	X	X	X	X	
B1	X	X			X
B2	X	X	X	X	
B3			X		
C1	(X)	X	X	X	
C2	(X)		X	X	
C3	(X)		X	X	

Tabelle 1: Therapiemöglichkeiten der distalen Radiusfraktur nach der AO Klassifikation [2]

1.3.3 Die Plattenosteosynthese der distalen Radiusfraktur

Die Plattenosteosynthese des distalen Radius stellt nach aktueller Literatur das Therapieverfahren der Wahl dar [36]. Schätzungen ergaben, dass bereits im Jahr 2008 etwa

90% aller operierten distalen Radiusfrakturen mittels winkelstabiler volarer Platte versorgt wurden [39]. Zurzeit steht dem Chirurgen ein breites Spektrum an Plattenosteosynthesen zur Verfügung. Konventionelle, nicht vorgeformte, nicht winkelstabile Platten in T Form finden, neben vorgeformten uni- oder multidirektional winkelstabilen Platten nach wie vor Verwendung.

Wie allgemein bekannt, wird eine Winkelstabilität der Schrauben einerseits durch ein vorgeschchnittenes Gewinde in den Schraubenlöchern der Platte, andererseits durch ein zusätzliches Gewinde am Kopf der Schrauben selbst erreicht. Die Schraube wird dadurch in der Platte verankert und ermöglicht somit eine Kraftübertragung von den Frakturstücken, unter Umgehung der metaphysären Trümmerzone, direkt auf die Platte und weiter auf den intakten proximalen Radiuschaft [40]. Dieses Prinzip entspricht funktionell einem Fixateur interne.

Der Markt bietet unidirektionale Systeme (die Schrauben können nur in einer vorgegebenen Stellung bzw. einem vorgegebenem Winkel eingebracht werden), sowie multidirektionale Lösungen an (die Schrauben können in einem variablen Winkel im Umfang von 10-40° eingebracht werden). Diese brachten in den letzten Jahren weitere Überlegungen zur Passgenauigkeit der Platten mit sich, wodurch sich die anatomische Vorformung der Platten entwickelt hat.

Das Konzept der subchondralen Schraubenlage, welches in biomechanischen Untersuchungen eine hohe Stabilität zeigt [41], verlangt von der distalen Lochreihe der modernen Plattengenerationen eine optimale Ausrichtung der Platten und der Schrauben unter zu Hilfenahme der sogenannten Watershedline als anatomischer Landmarke. Diese ist definiert als Grat, welcher von der Pronator fossa aufgeworfen wird, quer zur Radiuslängsachse mit einem Abstand von 2mm zum Gelenksspalt an der Ulnaseite und einem Abstand von 10-15 mm am radialen Rand verläuft. Sowohl die Handgelenkscapsel als auch die umgebenden Bänder inserieren distal der Watershedline, während der distalste Teil des M. pronator quadratus hingegen bereits mehrere Millimeter proximal vor ihr endet [5].

1.3.3.1 Indikationen zur volaren winkelstabilen Plattenosteosynthese:

- extraartikuläre Fraktur mit dorsaler Fehlstellung (A2.2-Fraktur)
- extraartikuläre Fraktur mit volarer Fehlstellung (A2.3.-Fraktur)
- extraartikuläre Fraktur mit metaphysärer Mehrfragmentfraktur (A3-Fraktur)
- partielle intraartikuläre Fraktur (B1.2-Fraktur)

- partielle intraartikuläre Fraktur mit Abriss der volaren Kante (B3-Fraktur)
- vollständig artikuläre Fraktur (C-Frakturen)

Diese grobe Indikationseinteilung orientiert sich an der AO-Klassifikation und kann noch durch Co-Faktoren, Begleitverletzungen sowie durch Behandlungsziele spezifiziert werden [15].

1.3.3.2 Vorteile der winkelstabilen Plattenosteosynthese:

Aufgrund des Interferenzeffekts (Überbrückungseffekt: die Kraft, welche über die gelenknahen Frakturstücke auf die winkelstabil in der Platte verankerten Schrauben einwirkt, direkt über die Platte umgeleitet und auf den proximalen ungebrochenen Schaft des Radius weitergeben wird) der Platten besteht eine untergeordnete Abhängigkeit des Schraubenhalts im Knochen selbst. Die Platten funktionieren nach dem Prinzip eines „Fixateur interne“, somit ist keine Kompression zur Stabilisierung notwendig und die Durchblutung des Periosts wird geschont. Die fehlende intrinsische Stabilität der streckseitigen Gegenkortikalis wird durch die Kraftübertragung der Platte auf den intakten Schaft ersetzt. Dadurch fungieren die Platten nicht nur bei Flexionsfrakturen als Abstützplatte, sondern auch bei Extensionsfrakturen als Zuggurtungsprinzip. Diese Faktoren bewirken eine sichere Retention der Fraktur. Durch die hohe Stabilität der Platten selbst und den Interferenzeffekt wird eine frühfunktionelle Behandlung ermöglicht. Bei winkelstabilen beugeseitigen Plattenosteosynthesen besteht bei komplikationslosem Therapieverlauf keine Notwendigkeit der Implantatentfernung [2,38,42].

1.3.3.3 Komplikationen bei winkelstabilen Plattenosteosynthesen:

Der palmare Zugang kann aufgrund der Nähe zu den Strukturen zu Gefäß- bzw. Nervenläsionen der A. radialis, des N. medianus und des Ramus superficialis n. radialis führen. Bei zu distaler Plattenlage und ungünstig gewähltem Schraubenwinkel in der distalen Lochreihe, fallweise sogar noch in der 2. Lochreihe kann es zur intraartikulären Schraubenlage kommen. Sowohl durch das Implantat selbst, sowie durch die Wahl zu langer Schrauben sind primäre und sekundäre Streck- und Beugesehnenirritationen bis hin zu Rupturen derselben als mögliche Komplikationen zu nennen. Außerdem kann es zu einem Karpaltunnelsyndrom, zu senso-motorischen Ausfällen und Störungen, zu einem Cronical Regional Pain Syndrom (auch Agodystrophie oder Morbus Sudeck bezeichnet), zum Repositionsverlust sowie zu Plattenbrüchen kommen [38,43].

2 Material und Methoden

Im Rahmen dieser Arbeit wurden 50 Handgelenkspräparate, konserviert nach der Methode nach Thiel, untersucht. Die Präparate wurden vom Anatomischen Institut Graz der Medizinischen Universität Graz vorpräpariert und bereits vom restlichen Körper getrennt zur Verfügung gestellt. Das Verhältnis zwischen rechten und linken Handgelenken betrug 25/25. Eine geschlechtsspezifische Unterscheidung der Präparate konnte nicht vorgenommen werden, jedoch weisen die untersuchten Osteosyntheseplatten ebenfalls keine Geschlechtsspezifikation auf. Von der Studie ausgeschlossen wurden Präparate mit offensichtlichen Pathologien oder mit bereits stattgehabten Frakturen des distalen Radius. Die Platten und deren Abstände zu den Präparatoberflächen, Gelenklinien wurden händisch mit einem handelsüblichen Messschieber vermessen. Der Durchschub des Messschiebers wurde speziell zu diesem Zweck mit einem rotierenden Schleiffwerkzeug (Dremel) modifiziert, um eine Messung durch die Schraubenlöcher zu ermöglichen. Untersucht wurden 5 verschiedene Platten unterschiedlicher Hersteller, jeweils in den Ausführungen für rechts und links. Für die Messungen wurden die Platten nach Herstellerangaben so angelegt, dass der Plattenschaft möglichst am Radiuschaft anlag und das distale Ende optimal am distalen angulierten Teil des Radius zu liegen kam. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden die Platten, auch wenn dies je nach Hersteller möglich gewesen wäre, nicht manuell an den Knochen angeformt. Als Nebenfrage wurden die Platten nach der manuellen Messung in gleicher Position noch einer semiobjektiven Beurteilung der Passform mit Zuteilung zu 6 Kategorien unterzogen. Gleichzeitig wurde beurteilt, ob das Tuberculum radii die Platten bei idealer Lage vom Knochen abdrängte. Verwendet wurden die Platten Acumed Acu-Loc Volar Distal Radius VDR Plate lang re/li (*Acumed, Hillsboro, OR, USA*), Hofer INTEOS Radius M3 WSL T9/3 re/li (*Hofer GmbH & Co KG, Fürstenfeld, A*), ITS PROlock Radius Locking Plate 2.0 re/li (*ITS GmbH, Lassnitzhöhe, A*), Königsee winkelstabile distale palmare Radiusplatte schmal 5 Loch re/li (*Königsee Implantate GmbH, Allendorf, D*) und Synthes LCP Two-Column Distal Radius Plate 2.4 re/li (*Synthes GmbH, Oberdorf, CH*). Die Auswahl der Platten erfolgte einerseits durch den persönlichen Informationsaustausch mit UnfallchirurgInnen des LKH Graz sowie des UKH Graz, andererseits durch die Bereitschaft der Industrie, die nach ihren Informationen meistverbaute Platte für die Studie zur Verfügung zu stellen. Zur statistischen Auswertung wurde das Statistikprogramm SPSS Statistics (*IBM Corporation, Armonk, NY, USA*) sowie Microsoft Excel (*Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA*)

verwendet. Normalverteilte Messpunkte wurden mittels t-Test, nicht-normalverteilte mittels Mann-Whitney-U-Test überprüft. Die Überprüfung auf Normalverteilung und Varianzgleichheit erfolgte mittels Kolmogorov-Smirnov- bzw. Levene-Test.

2.1 Die Osteosyntheseplatten

Sämtliche Platten stehen als multidirektional winkelstabil in den Ausführungen rechts und links zur Verfügung. Alle verwendeten Osteosyntheseplatten sind anatomisch vorgeformt, liegen palmar dem distalen Radiuschaft auf, stellen die aktuellste Version (Stand März 2015) der Hersteller dar und befinden sich bereits in klinischer Verwendung.



Abbildung 4: Die verwendeten Platten jeweils für die rechte Seite. Von links nach rechts: Hofer, Synthes, ITS, Königsee, Acumed. Links Ansicht von oben und rechts Ansicht von unten.



Abbildung 5: Die verwendeten Platten jeweils für die Rechte Seite. Links Ansicht von der Seite und rechts von schräg vorne. Jeweils von außen nach innen: Hofer, Synthes, ITS, Königsee, Acumed.

2.1.1 Acumed Acu-Loc Volar Distal Radius VDR Plate

Die Acumed Acu-Loc VDR Platte steht dem Chirurgen in unterschiedlichsten Ausführungen von schmal, standard, lang, extra-lang bis breit zur Verfügung. In dieser Arbeit wurde lediglich die lange Version behandelt. Am distalen Ende der Platte befinden sich in distaler Reihe 4 Schraubenlöcher für winkelstabile 2,3mm Schrauben, sowie 3 Löcher für die Kirschner-Draht Fixierung. In proximaler Reihe weitere 4 Schraubenlöcher für winkelstabile 2,3mm Schrauben, wovon 2 auf den Proc. styloideus radii gerichtet sind und 1 K-Drahtloch. Am Schaft zeigt die Platte 2 Löcher zur Platzierung der Zielbohrvorrichtung, 4 Löcher für divergente Schaftschrauben, 1 Langloch zur

Ausrichtung der Platte und 2 K-Drahtlöcher (vgl. Abb. 6). Die gemessene Plattenstärke beträgt im Schaftbereich 2,5mm und im distalen, angulierten Bereich 2,0mm. Als Indikation für die Platte werden sowohl intraartikuläre als auch extraartikuläre Radiusfrakturen und Korrekturosteotomien angegeben. Das Plattendesign strebt eine distale Plattenlage an, bietet 2 eigens vorangulierte (41° und 53°) PSR Schrauben und wurde speziell für komplexe intraartikuläre Frakturen entworfen. Das Design soll durch den weit distalen Sitz volare Frakturfragmente stützen. Zur optimalen Ausrichtung der Schrauben wurde eine radioluzente Zielbohrvorrichtung entwickelt [44].

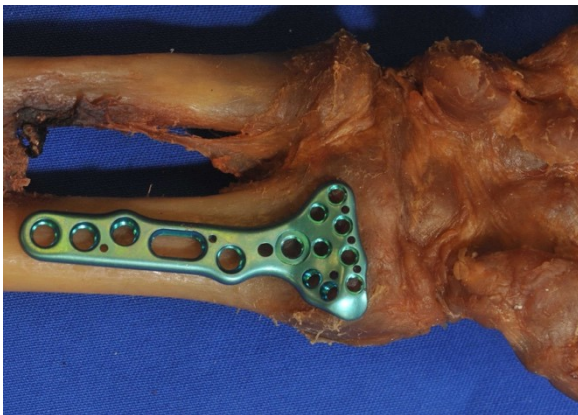


Abbildung 6: Acumed Acu-Loc VDR Platte am Radius angelegt.

2.1.2 Hofer INTEOS Radius M3 wsl „HRS M3 wsl“

Die M3 WSL Platte gibt es jeweils in den Ausführungen rechts und links sowie als breite oder schmale kurze Version mit 3 Schaftlöchern, als mittlere mit 5 Schaftlöchern und als extra lange Version mit 18 Schaftlöchern. Für diese Studie wurde die kurze Version mit 9 Schraubenlöchern im Kopfteil mit 3 Schraubenreihen, in der distalen Reihe 4 multidirektionalen winkelstabilen Schraubenlöchern und 2 K-Drahtlöchern, in der mittleren Reihe 3 md. ws. Schraubenlöchern, in der proximalen Reihe 2 md. ws. Schraubenlöchern und einem Langloch zur Ausrichtung der Platte sowie 2 weiteren ws. Schraubenlöchern und 2 K-Drahtlöchern im Schaftbereich. (vgl. Abb. 7). Die Plattenstärke beträgt nach manueller Messung im Schaftbereich 2mm und im distalen angulierten Teil 3mm. Das Anlegen der Platte soll an der ulnaren Radiuskante erfolgen unter Berücksichtigung der Watershedline. Das Implantat ist anatomisch vorgeformt, kann aber je nach Bedarf mittels entsprechender Biegezange angepasst werden. Das Plattendesign strebt unter Beachtung des Promontorium radii eine möglichst distale Plattenlage an, besitzt eine Vorangulation der Schraubenrichtung für die gelenksnahe Reihe und die 2. Reihe zur Vermeidung der intraartikulären Schraubenlage und orientiert sich an der ulnaren Radiuskante zur bestmöglichen Adressierung der ulnarseitigen

Schlüsselfragmente. Die 3. Reihe ist ebenso voranguliert mit dem Ziel, bei starker dorsaler Trümmerzone und sehr dickem Durchmesser des Radius in ap-Richtung eine weitere Verbesserung der Abstützung des Gelenksblockes zu erzielen, die Redislokationskraft besser abzuleiten. Die Platte bietet am distalen Plattenteil eine Ausnehmung, über welche transkortikal/durch den Bruch eine Reposition/Kontrolle des Bruches ermöglicht werden soll. Indikationen für die Anwendung der Osteosyntheseplatte sind Fehlstellungen oder Instabilität beim distalen Speichenbruch mit oder ohne Gelenksbeteiligung sowie Korrekturosteotomien [45].

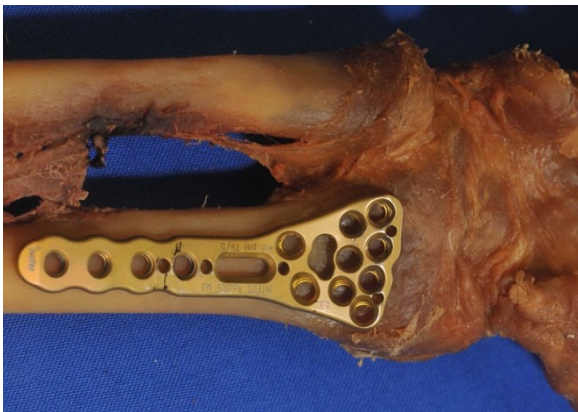


Abbildung 7: HSR M3 WSL Platte als Beispielbild in der 5 Schaftlochversion am Radius angelegt.

2.1.3 ITS PROlock Radius Locking Plate 2.0 „PRL“

Die PRL kann in einer breiten und schmalen Ausführung in den Plattenlängen 3, 5, 7 und 9 Loch jeweils für die linke und rechte Seite geordert werden. Bei der hier benutzten Standardvariante handelt es sich um die schmale Version mit 3 Schaftlöchern inklusive Langloch sowie 2 Löchern zur K-Draht-Fixierung. Der distale angulierte Teil beinhaltet eine distale Schraubenreihe mit 4 md. ws. Löchern, 3 K-Draht-Löchern und eine proximale Schraubenreihe mit 3 md. ws. Löchern (vgl. Abb. 8). Die manuelle Messung der Stärke der Platte ergab 2mm. Das Implantat ist anatomisch vorgeformt und kann ggf. noch individuell mittels Biegezange angepasst werden. Dabei ist die Platte so anzubringen, dass die Schrauben der distalen Schraubenreihe möglichst knapp an der Gelenksfläche eingeschraubt werden können, um den festen Knochen subchondral ideal auszunützen. Das Plattendesign ist mit auffallend abgeflachten Kanten speziell zur Minimierung von Beugeschmerzen konzipiert. Auf vorgeschchnittene Gewinde wurde aufgrund des TiALV Materials verzichtet; dieses ermöglicht eine Formung eines Gewindes durch den Schraubenkopf. Zur präzisen Schraubenbelegung mit vordefiniertem Winkel steht ein röntgendurchlässiger Bohrblock zur Verfügung. Als Indikation zur Einbringung der Platte

werden komplexe intra- und extraartikuläre Frakturen des distalen Radius mit Trümmerzone sowie Korrekturosteotomien genannt [46].

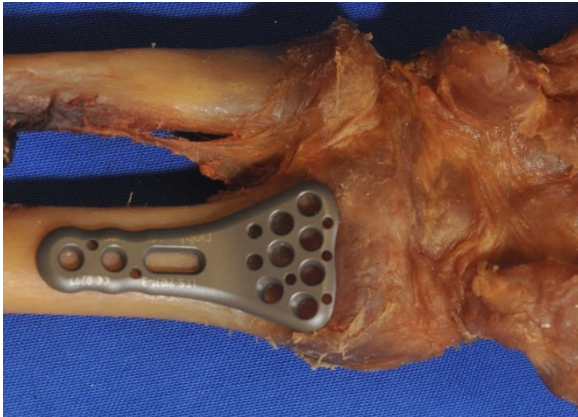


Abbildung 8: PRL Platte von ITS am Radius angelegt.

2.1.4 Königsee winkelstabile distale Radiusplatte

Die Königsee Radiusplatte ist in einer breiten 7 Loch- und einer schmalen 5 Lochvariante sowie in den Schaftlängen 2 bis 13 Loch für rechts und links erhältlich. In dieser Arbeit wurde die schmale 5 Lochvariante mit 3 Schaftlöchern behandelt. Die distale Lochreihe des distalen Teils der Platte bietet 3 Schraubenlöcher mit vorgeschrittenem Gewinde für ws. md. Schrauben sowie 2 K-Draht-Löcher. Zwischen der distalen und der proximalen Reihe befinden sich 2 weitere K-Draht-Löcher, während in der proximalen Reihe 2 ws. md. Schraubenlöcher vorhanden sind. Der Schaft bietet 2 ws. md. Schraubenlöcher, 1 Langloch zur Positionierung der Platte sowie weitere 4 K-Draht-Löcher (vgl. Abb. 9). Die Platte weist eine manuell gemessene Stärke von 2,7mm auf und ist anatomisch vorgeformt. Zur optimalen Schraubenpositionierung steht eine ws. Bohrbüchse zur Verfügung. Als Indikation zur Verwendung der Platte werden alle extraartikulären sowie nahezu sämtliche intraartikulären Frakturen angegeben [47].

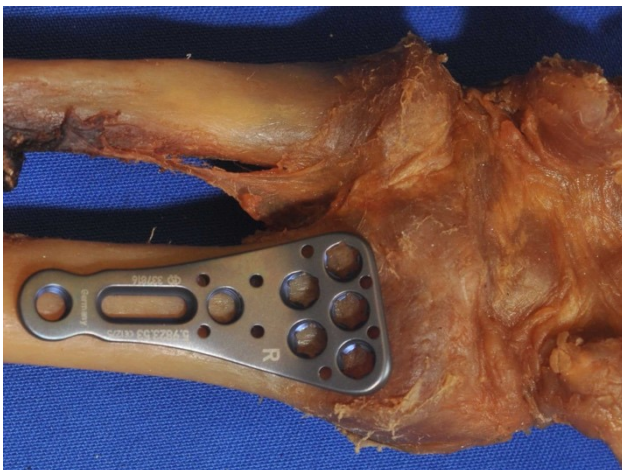


Abbildung 9: Winkelstabile distale Radiusplatte von Königsee am Radius angelegt.

2.1.5 Synthes LCP Two-Column Distal Radius Plate 2.4

Die LCP Platte von Synthes existiert in den Varianten 6 distale Schraubenlöcher schmal und standard, sowie 7 Loch breit mit jeweils 2 bis 5 Schaftlöchern. In dieser Arbeit wurde die 7/3 Loch breit Variante behandelt. Diese Ausführung bietet im distalen Teil in der distalen Lochreihe 6 md. ws. Schraubenlöcher und 2 K-Draht-Fixierlöcher und in der proximalen Reihe 2 md. ws. Schraubenlöcher sowie 2 K-Drahtlöcher. Der Schaft gestaltet sich mit 2 ws. Schraubenlöchern, einem Langloch zur Positionierung der Platte und 3 weiteren K-Draht-Fixierlöchern (vgl. Abb. 10). Die Platte weist eine manuell gemessene Stärke im Schaftbereich von 2mm, am radialen distalen Ende von 2,6mm, am ulnaren distalen Ende von 2,3mm und am ulnaren distalen angulierten Anstieg von 2,7mm, sowie am radialen distalen angulierten Anstieg von 2,2mm auf. Die anatomische Vorformung der Platte orientiert sich an der Watershedline und das Design basiert auf dem 3 Säulenprinzip der Kraftübertragung nach Rikli und Regazzoni. Bei Bedarf kann die Platte manuell nachgeformt werden. Die Platte bietet am distalen Plattenteil eine Ausnehmung, über welche transkortikal/durch den Bruch eine Reposition/Kontrolle des Bruches ermöglicht werden soll. Zur optimalen Platzierung der Schrauben gibt es einen Zielbohrblock sowie eine trichterförmige Bohrbüchse für eine individuelle multidirektionale Einbringung. Als Indikation gelten sowohl intra- als auch extraartikuläre Frakturen des distalen Radius sowie Osteotomien [48].

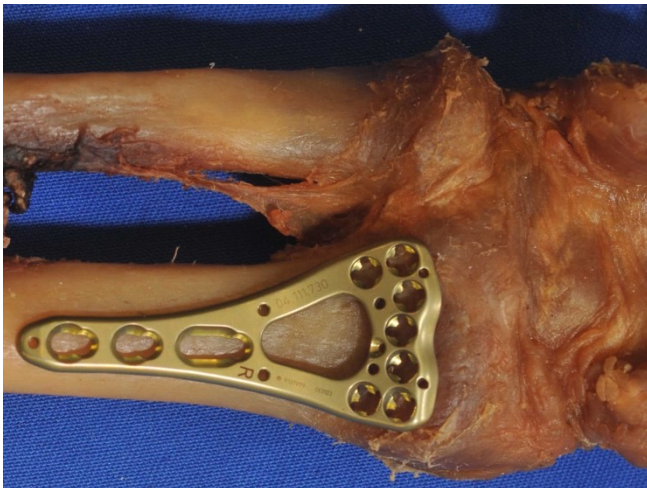


Abbildung 10: Synthes LCP Platte an einen Radius angelegt.

2.2 Vermessung der Platten

Zur Vermessung der Osteosyntheseplatten wurden die Implantate entweder, falls vorgegeben, nach Operationshandbuch der Hersteller oder unter Anleitung eines erfahrenen Unfallchirurgen so angelegt, dass der Plattenschaft dem Radiuschaft auflag und sich das distale Plattenende ebenfalls am Knochen aufliegend an der Watershedline orientierte bzw. optimal zu liegen kam. Um beurteilen zu können, wie gut die Platten auf dem nicht gebrochenen Durchschnittsradius anatomisch vorgeformt sind, wurden der Abstand des distalen Plattenendes zum Gelenkspalt und der Abstand der distalen Schraubenlöcher zum Knochen vermessen. Der Gelenkspalt wurde zu diesem Zweck mit einer durch die Gelenkscapsel gesteckten Kanüle markiert (vgl. Abb. 11). Als Messpunkte wurden jeweils in der distalen sowie in der proximalen bzw. 2ten Lochreihe das radialste und das ulnarste Loch definiert (vgl. Tabelle 2 und Abb. 12). Nachdem der Messschieber durch die Löcher der Platten gesteckt wurde - und somit an deren Oberfläche zu liegen kam, verstehen sich die Messergebnisse inklusive der jeweiligen Plattenstärke. Ferner wurde semiobjektiv definiert, in welchem Bereich die Platten dem Knochen bei optimaler Lage überhaupt nicht auflagen und ob sie durch das Tub. radii abgehoben wurden. Zu diesem Zweck wurde die Auflagefläche in 6 Kategorien unterteilt (vgl. Tabelle 3 und Abb. 13).

Aufgrund der Unschärfe der Herstellerangaben bezüglich der optimalen Plattenlage, der unterschiedlichen Plattendesigns sowie der Lage der Löcher, ist ein direkter Vergleich der einzelnen Messpunkte mit der gewählten Methode zwischen den unterschiedlichen Platten zu ungenau und damit nicht aussagekräftig, nicht vergleichbar. Sinnvoll erscheint aber, die Platten einzeln zu beurteilen und aufgrund der klinischen Relevanz die möglichst ulnare und distale Plattenlage zu erheben.

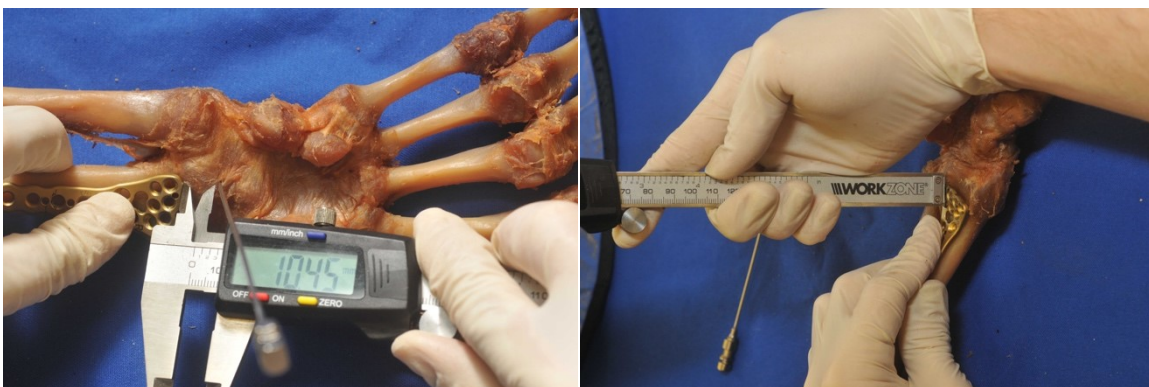


Abbildung 11: Links: Messung des Abstandes distales ulnares Plattenende zum Gelenkspalt. Rechts: Abstand des distalen ulnaren Schraubenloches zum Knochen.

<u>Messpunkte</u>	<u>Defintion</u>	<u>Nr.</u>
dist. Ende-Gelenkspalt uln..	Abstand des ulnarseitigen distalen Plattenendes zur Gelenksslippe	1
dist. Ende-Gelenkspalt rad.	Abstand des radialseitigen distalen Plattenendes zur Gelenksslippe	2
dist. Lochreihe uln.	Abstand des distalen ulnaren Schraubenlochs zum Knochen	3
dist. Lochreihe rad.	Abstand des distalen radialen Schraubenlochs zum Knochen	4
2. Lochreihe uln.	Abstand des ulnaren Schraubenlochs in der 2ten Lochreihe von distal zum Knochen	5
2. Lochreihe rad.	Abstand des radialen Schraubenlochs in der 2ten Lochreihe von distal zum Knochen	6

Tabelle 2: Messpunkte der Platten und deren Definition sowie optische Darstellung anhand der Abb.

12.

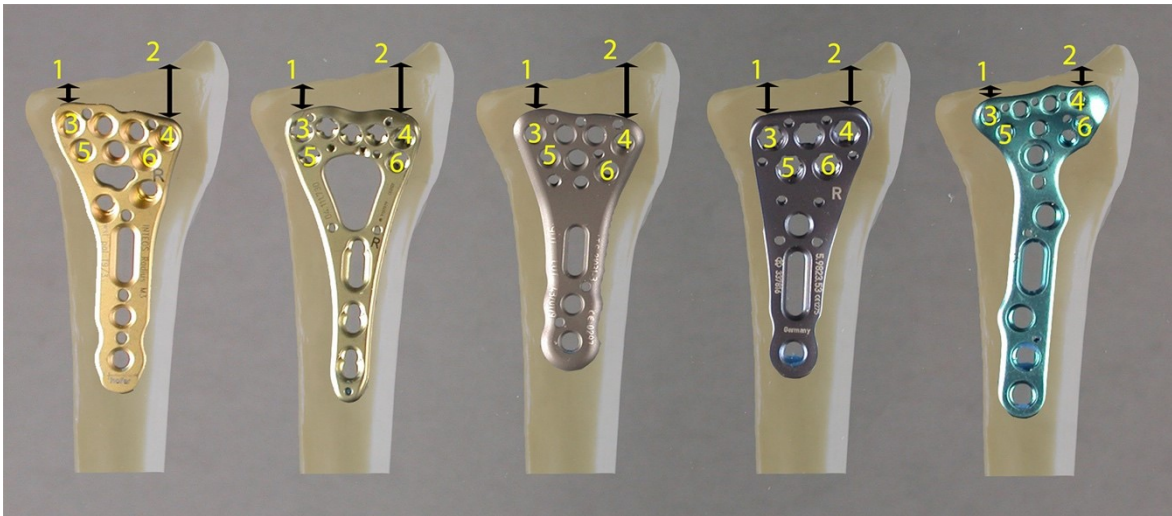


Abbildung 12: Definierte Messpunkte an den Platten. Beschriftung vgl. Tabelle 2. Beginnend von links: Hofer, Synthes, ITS, Königsee und Acumed.

<u>Kategorie</u>	<u>Definition</u>
passt	Platte liegt am Knochen allseits auf
radial nicht	Platte liegt dem gesamten angulierten radialen Teil nicht an
ulnar nicht	Platte liegt dem gesamten angulierten ulnaren Teil nicht an
distal nicht	Platte liegt auf ganzer Breite der dist. Lochreihe nicht an
proximal nicht	Platte liegt auf ganzer Breite der proximalen Lochreihe nicht an
passt nicht	Platte liegt am Knochen im gesamten angulierten Teil nicht an

Tabelle 3: Kategorien der semiobjektiven Beurteilung der Passform. Illustration in Abbildung 13.

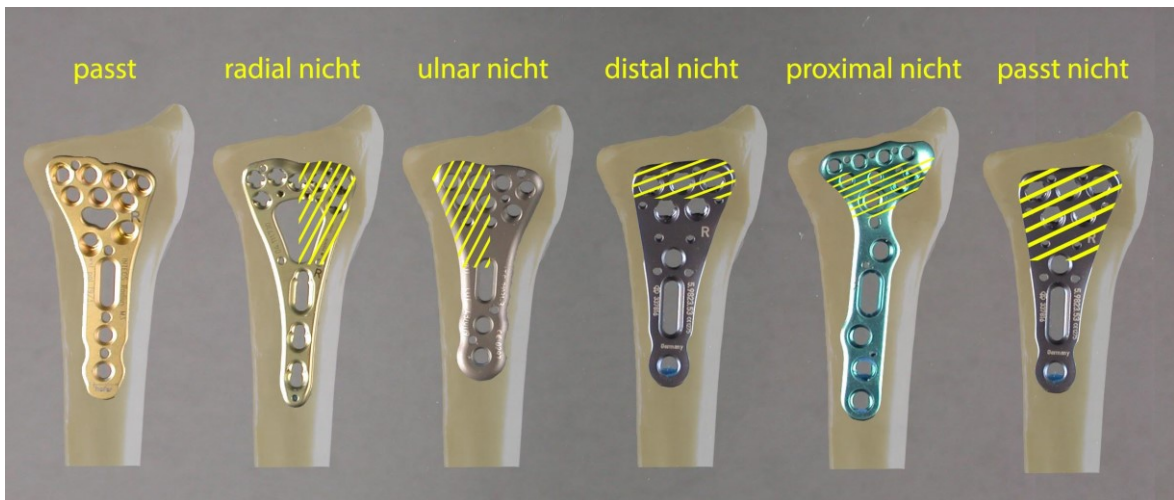


Abbildung 13: Illustration der Kategorien der semiobjektiv Beurteilung der Passform zur Erklärung von Tabelle 3.

3 Ergebnisse – Resultate

3.1 Acumed

Die AcuLock Platte von Acumed zeigte am rechten Radius einen mittleren Abstand vom distalen Ende zum ulnaren Gelenkspalt von 4,95mm sowie 2,18mm zum radialen Gelenkspalt. Die Schraubenlöcher der distalen Lochreihe wiesen inkl. der Plattenstärke im Mittel 2,71mm ulnar und 2,85mm radial auf. In der zweiten Lochreihe zeigte sich ein Abstand von 3,59mm ulnar und 3,38mm radial (vgl. Tabelle 4).

<i>Acumed rechts (inkl. der Plattenstärke von 2mm)</i>				
<i>Messpunkte</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabw.</i>	<i>Max.</i>	<i>Min.</i>
Abstand dist. Ende-Gelenkspalt ulnar	4,952	2,001	10,6	1
Abstand dist. Ende-Gelenkspalt radial	2,184	1,596	6,2	0
dist. Loch ulnar	2,712	0,474	3,7	2
dist. Loch rad.	2,852	0,446	4,2	2,3
2. Lochreihe ulnar	3,592	0,481	4,8	2,9
2. Lochreihe rad.	3,384	0,599	4,9	2,6

Tabelle 4: Messwerte in mm der Acu-Loc Platte von Acumed für die rechte Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm im Schaftbereich sowie 2,5mm im distalen radialen Bereich.

Die semiobjektive Beurteilung zeigte für die rechte Seite eine in 8% der Fälle allseits anliegende, in 16% eine radial nicht anliegende, in 16% eine ulnar nicht anliegende, in 4% eine in der distalen Lochreihe nicht anliegende, in 52% eine in der proximalen Lochreihe nicht anliegende und in 4% eine nicht anliegende Platte. In 10% der Fälle stand das Tuberculum radii an der Platte an und hob diese damit vom Knochen ab (vgl. Tabelle 5).

<i>Acumed rechts semiobjektive Beurteilung</i>						
<i>„von bis“ nicht passend</i>	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>
	8%	16%	16%	4%	52%	4%
hebt Tub. radii ab	In 10% der Fälle					

Tabelle 5: Semiobjektive Beurteilung für die rechte Seite der Acu-Loc Platte von Acumed "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.

Auf der linken Seite zeigte sich ein mittlerer Abstand vom Gelenksspalt von 5,92mm ulnar und 3mm radial. Die distale Lochreihe wies einen Abstand zum Knochen von 3,2mm ulnar und 3,47mm radial, in der zweiten Lochreihe von 3,72mm ulna und 3,73mm radial auf (vgl. Tabelle 6).

Acumed links (inkl. der Plattenstärke von 2mm)				
<i>Messpunkte</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabw.</i>	<i>Max.</i>	<i>Min.</i>
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	5,92	1,95	9,5	2,2
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	3	1,43	6,5	1,1
dist. Loch ulnar	3,2	1,506	8,9	2
dist. Loch rad.	3,468	1,188	8,1	2,2
2. Lochreihe ulnar	3,716	0,980	6,6	2,1
2. Lochreihe rad.	3,728	0,929	7,5	2,6

Tabelle 6: Messwerte in mm der Acu-Loc Platte von Acumed für die linke Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm im Schaftbereich sowie 2,5mm im distalen radialen Bereich.

Die semiobjektive Beurteilung zeigte für die linke Seite eine in 16% der Fälle allseits anliegende, in 8% eine radial nicht anliegende, in 0% eine ulnar nicht anliegende, in 8% eine in der distalen Lochreihe nicht anliegende, in 60% eine in der proximalen Lochreihe nicht anliegende und in 8% eine nicht anliegende Platte. In 16% der Fälle stand das Tuberculum radii an der Platte an und hob diese damit vom Knochen ab (vgl. Tabelle 7).

Acumed links semiobjektive Beurteilung						
„von bis“ nicht passend	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>
		16%	8%	0%	8%	60%
Tub. radii hebt Platte ab	in 6% der Fälle					

Tabelle 7: Semiobjektive Beurteilung für die linke Seite der Acu-Loc Platte von Acumed "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.

Bei der Signifikanz-Testung der rechten gegen die linke Seite konnten signifikante p-Werte für den Abstand ulnar zum Gelenksspalt ($p=0,039$) und für das distale radiale Loch ($p=0,021$) ermittelt werden. Alle anderen Messwerte konnten keinen signifikanten Unterschied zeigen (vgl. Tabelle 8).

Acumed: Signifikanz rechts gegen links ($\alpha = 0,05$)			
	Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	dist. Loch ulnar
p-Wert	0,039	0,063	0,133
	dist. Loch rad.	2. Lochreihe ulnar	2. Lochreihe rad.
p-Wert	0,021	0,574	0,126

Tabelle 8: 2-seitige Testung auf Signifikanz für die rechte Acumed Platte gegen die linke Platte. Signifikante p-Werte (α -Fehler 0,05) wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.

3.2 Hofer

Die M3 WSL Platte von Hofer zeigte am rechten Radius einen mittleren Abstand zum Gelenksspalt von 6,21mm ulnar und 6,94mm radial. Für die distale Lochreihe wurde inkl. der Plattenstärke ein Abstand von 4mm ulnar und 3,85mm radial, für die zweite Lochreihe von 3,92mm ulnar und 3,58mm radial ermittelt (vgl. Tabelle 9).

Hofer rechts (inkl. der Plattenstärke von 2mm und 3mm)				
<i>Messpunkte</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabw.</i>	<i>Max.</i>	<i>Min.</i>
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	6,208	1,377	8,9	3,7
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	6,944	1,219	10	5
dist. Loch ulnar	4	0,443	4,9	2,9
dist. Loch rad.	3,852	0,423	5	3,2
2. Lochreihe ulnar	3,92	0,320	4,8	3,4
2. Lochreihe rad.	3,852	0,238	4,2	3,3

Tabelle 9: Messwerte in mm der M3 Platte von Hofer für die rechte Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm im Schaftbereich sowie 3mm im distalen angulierten Bereich.

Die semiobjektive Beurteilung zeigte für die rechte Seite eine in 36% der Fälle allseits anliegende, in 20% eine radial nicht anliegende, in 20% eine ulnar nicht anliegende, in 4%

eine in der distalen Lochreihe nicht anliegende, in 20% eine in der proximalen Lochreihe nicht anliegende und in 0% eine nicht anliegende Platte. In 2% der Fälle konnte gezeigt werden, dass die Platte durch das Tub. radii vom Knochen abgehoben wurde (vgl. Tabelle 10).

Hofer rechts semiobjektive Beurteilung						
„von bis“ nicht passend	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>
	36%	20%	20%	4%	20%	0%
Tub. radii hebt Platte ab	in 2% der Fälle					

Tabelle 10: Semiobjektive Beurteilung für die rechten Seite der M3 WSL Platte von Hofer "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.

Auf der linken Seite wurde ein mittlerer Abstand zum Gelenkspalt von 6,46mm ulnar und 6,32mm radial gemessen. Die distale Lochreihe misst 4,69mm ulnar und 4,21mm radial, die zweite Lochreihe 4,3mm ulnar und 4,09mm radial (vgl. Tabelle 11).

Hofer links (inkl. der Plattenstärke von 2mm und 3mm)				
<i>Messpunkte</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabw.</i>	<i>Max.</i>	<i>Min.</i>
Abstand dist. Ende-Gelenkspalt ulnar	6,464	1,691	10,2	3,8
Abstand dist. Ende-Gelenkspalt radial	6,316	1,569	10,1	4
dist. Loch ulnar	4,692	1,808	10,9	3,1
dist. Loch rad.	4,208	0,577	5,5	2,9
2. Lochreihe ulnar	4,3	1,012	8	3,2
2. Lochreihe rad.	4,088	0,817	7,4	3,1

Tabelle 11: Messwerte in mm der M3 Platte von Hofer für die linke Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm im Schaftbereich sowie 3mm im distalen angulierten Bereich.

Die semiobjektive Beurteilung zeigte für die linke Seite eine in 32% der Fälle allseits anliegende, in 8% eine radial nicht anliegende, in 8% eine ulnar nicht anliegende, in 16% eine in der distalen Lochreihe nicht anliegende, in 28% eine in der proximalen Lochreihe

nicht anliegende und in 8% eine nicht anliegende Platte. Links hob das Tub. radii die Platte in 6% der Fälle vom Knochen ab (vgl. Tabelle 12).

Hofer links semiobjektive Beurteilung						
„von bis“ nicht passend	<i>passt</i>	<i>radial</i> <i>nicht</i>	<i>ulnar</i> <i>nicht</i>	<i>distal</i> <i>nicht</i>	<i>prox.</i> <i>nicht</i>	<i>passt</i> <i>nicht</i>
	32%	8%	8%	16%	28%	8%
Tub. radii hebt Platte ab	in 6% der Fälle					

Tabelle 12: Semiobjektive Beurteilung für die linken Seite der M3 WSL Platte von Hofer "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.

Zwischen der rechten und linken Hofer Platte konnte ein signifikanter Unterschied ($p=0,016$) für das distale radiale Loch gezeigt werden. Für die restlichen Messpunkte konnte im Seitenvergleich keine Signifikanz festgestellt werden (vgl. Tabelle 13).

Hofer: Signifikanz rechts gegen links ($\alpha = 0,05$)			
p-Wert	Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	dist. Loch ulnar
	0,560	0,121	0,074
p-Wert	dist. Loch rad.	2. Lochreihe ulnar	2. Lochreihe rad.
	0,016	0,144	0,177

Tabelle 13: 2-seitige Testung auf Signifikanz für die rechte Hofer Platte gegen die linke. Signifikante p-Werte (α -Fehler 0,05) wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.

3.3 ITS

Die ProLock Platte von ITS zeigte für die rechte Seite einen mittleren Abstand zum Gelenksspalt von 6,84mm ulnar und 6,14mm radial. Die distale Lochreihe wurde inkl. der Plattenstärke mit einem Abstand zum Knochen von 3,56mm ulnar und 3,33mm radial gemessen. In der zweiten Lochreihe wurde ein Abstand von 4,08mm ulnar und 3,6mm radial ermittelt (vgl. Tabelle 14).

ITS rechts (inkl. der Plattenstärke von 2mm)				
<i>Messpunkte</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabw.</i>	<i>Max.</i>	<i>Min.</i>

Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	6,836	2,117	11,7	3,9
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	6,144	1,661	9,4	3,3
dist. Loch ulnar	3,556	0,417	4,3	2,8
dist. Loch rad.	3,328	0,281	3,9	2,8
2. Lochreihe ulnar	4,076	0,237	4,6	3,5
2. Lochreihe rad.	3,596	0,287	4,4	3,2

Tabelle 14: Messwerte in mm der PROLoc Platte von ITS für die rechte Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm.

Die semiobjektive Beurteilung zeigte für die rechte Seite eine in 0% der Fälle allseits anliegende, in 4% eine radial nicht anliegende, in 28% eine ulnar nicht anliegende, in 48% eine in der distalen Lochreihe nicht anliegende, in 4% eine in der proximalen Lochreihe nicht anliegende und in 16% eine nicht anliegende Platte. Das Tub. radii hob in 6% der Fälle die Platte vom Knochen ab (vgl. Tabelle 15).

ITS rechts semiobjektive Beurteilung						
„von bis“ nicht passend	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>
	0%	4%	28%	48%	4%	16%
Tub. radii hebt Platte ab	in 6% der Fälle					

Tabelle 15: Semiobjektive Beurteilung für die rechten Seite der ProLock Platte von ITS "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.

Die linke Seite wies einen Abstand zum Gelenkspalt von 7,1mm ulnar und 5,39mm radial auf. In der distalen Lochreihe konnte ein Abstand zum Knochen von 3,86mm ulnar und 3,58mm radial gemessen werden. Die zweite Lochreihe zeigte 4,26mm ulnar und 3,87mm radial (vgl. Tabelle 16).

ITS links (inkl. der Plattenstärke von 2mm)				
<i>Messpunkte</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabw.</i>	<i>Max.</i>	<i>Min.</i>
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	7,104	2,149	13,6	3,6

Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	5,388	1,566	8,8	3
dist. Loch ulnar	3,864	1,528	9,9	2,5
dist. Loch rad.	3,58	0,97	7,4	2,7
2. Lochreihe ulnar	4,256	1,245	8,5	2,6
2. Lochreihe rad.	3,872	0,753	6,2	2,8

Tabelle 16: Messwerte in mm der PROLoc Platte von ITS für die linke Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2mm.

Die semiobjektive Beurteilung zeigte für die linke Seite eine in 4% der Fälle allseits anliegende, in 16% eine radial nicht anliegende, in 4% eine ulnar nicht anliegende, in 60% eine in der distalen Lochreihe nicht anliegende, in 8% eine in der proximalen Lochreihe nicht anliegende und in 8% eine nicht anliegende Platte. In 12% der Fälle hob das Tub. radii die Platte vom Knochen ab (vgl. Tabelle 17).

ITS links semiobjektive Beurteilung						
„von bis“ nicht passend	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>
	4%	16%	4%	60%	8%	8%
Tub. radii hebt Platte ab	in 12% der Fälle					

Tabelle 17: Semiobjektive Beurteilung für die linken Seite der ProLock Platte von ITS "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.

Bei der Signifikanz-Testung der rechten gegen die linke Seite konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (vgl. Tabelle 18).

ITS: Signifikanz rechts gegen links (alpha = 0,05)			
	Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	dist. Loch ulnar
p-Wert	0,659	0,104	0,339
	dist. Loch rad.	2. Lochreihe ulnar	2. Lochreihe rad.
p-Wert	0,222	0,484	0,097

Tabelle 18: 2-seitige Testung auf Signifikanz für die rechte ITS Platte gegen die linke. Signifikante p-Werte (alpha-Fehler 0,05) wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.

3.4 Königsee

Die Platte von Königsee zeigte am rechten Radius einen mittleren Abstand zum Gelenksspalt von 9,2mm ulnar und 5,83mm radial. Die distale Lochreihe zeigte einen Abstand zum Knochen, inkl. der Plattenstärke, von 3,29mm ulnar und 3,57mm radial. Die zweite Lochreihe wurde mit 3,26mm ulnar und 3,51mm radial gemessen (vgl. Tabelle 19).

Königsee rechts (inkl. der Plattenstärke von 2,7mm)				
<i>Messpunkte</i>	Mittelwert	<i>Standardabw.</i>	<i>Max.</i>	<i>Min.</i>
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	9,2	2,517	13,8	2,9
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	5,828	1,761	9,9	2,9
dist. Loch ulnar	3,288	0,192	3,7	2,8
dist. Loch rad.	3,568	0,291	4,2	3,1
2. Lochreihe ulnar	3,26	0,307	4,1	2,7
2. Lochreihe rad.	3,508	0,335	4,3	2,9

Tabelle 19: Messwerte in mm der winkelstabilen Platte von Königsee für die rechte Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2,7mm.

Die semiobjektive Beurteilung zeigte für die rechte Seite eine in 32% der Fälle allseits anliegende, in 8% eine radial nicht anliegende, in 8% eine ulnar nicht anliegende, in 16% eine in der distalen Lochreihe nicht anliegende, in 32% eine in der proximalen Lochreihe nicht anliegende und in 4% eine nicht anliegende Platte. Keiner der Fälle, also 0%, zeigten ein Abheben der Platte aufgrund des Tub. radii (vgl. Tabelle 20).

Königsee rechts semiobjektive Beurteilung						
„von bis“ nicht passend	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>
	32%	8%	8%	16%	32%	4%
Tub. radii hebt Platte ab	in 0% der Fälle					

Tabelle 20: Semiobjektive Beurteilung für die rechten Seite der Platte von Königsee "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.

Auf der linken Seite weist die Königseeplatte einen mittleren Abstand zum Gelenksspalt von 8,68mm ulnar und 5,45mm radial auf. Für die distale Lochreihe wurde ein Wert von 3,44mm ulnar und 3,71mm radial, für die zweite Lochreihe von 3,48mm ulnar und 3,75mm radial ermittelt (vgl. Tabelle 21).

Königsee links (inkl. der Plattenstärke von 2,7mm)				
<i>Messpunkte</i>	Mittelwert	<i>Standardabw.</i>	<i>Max.</i>	<i>Min.</i>
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	8,684	1,938	11,8	5
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	5,452	1,293	8,2	3,3
dist. Loch ulnar	3,436	1,133	7,1	2,1
dist. Loch rad.	3,708	0,893	7,6	2,9
2. Lochreihe ulnar	3,484	0,977	6,3	2,6
2. Lochreihe rad.	3,752	0,742	6,3	2,9

Tabelle 21: Messwerte in mm der winkelstabilen Platte von Königsee für die linke Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke von 2,7mm.

Die semiobjektive Beurteilung zeigte für die rechte Seite eine in 32% der Fälle allseits anliegende, in 8% eine radial nicht anliegende, in 0% eine ulnar nicht anliegende, in 8% eine in der distalen Lochreihe nicht anliegende, in 32% eine in der proximalen Lochreihe nicht anliegende und in 20% eine nicht anliegende Platte. In 6% der Fälle hob das Tub. radii die Platte vom Knochen ab (vgl. Tabelle 22).

Königsee links semiobjektive Beurteilung						
„von bis“ nicht passend	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>
	32%	8%	0%	8%	32%	20%
Tub. radii hebt Platte ab	in 6% der Fälle					

Tabelle 22: Semiobjektive Beurteilung für die linken Seite der Platte von Königsee "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.

Zwischen der rechten und der linken Platte konnte bei keinem der Messpunkte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden (vgl. Tabelle 23).

Königsee: Signifikanz rechts gegen links (alpha = 0,05)			
	Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	dist. Loch ulnar
p-Wert	0,421	0,394	0,525
	dist. Loch rad.	2. Lochreihe ulnar	2. Lochreihe rad.
p-Wert	0,460	0,283	0,144

Tabelle 23: 2-seitige Testung auf Signifikanz für die rechte Königsee Platte gegen die linke.

Signifikante p-Werte (alpha-Fehler 0,05) wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.

3.5 Synthes

Die 2 Säulenplatte von Synthes misst am rechten Radius einen mittleren Abstand zum Gelenksspalt von 5,98mm ulnar und 5,31mm radial. Die distale Lochreihe wurde inkl. der Plattenstärke mit einem Abstand von 3,14mm ulnar und 3,44mm radial ermittelt. In der zweiten Lochreihe betragen die Werte 3,7mm ulnar und 3,52mm radial (vgl. Tabelle 24).

Synthes rechts (inkl. der Plattenstärke von 2,6mm, 2,3mm, 2,2mm und 2,7mm)				
<i>Messpunkte</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabw.</i>	<i>Max.</i>	<i>Min.</i>
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	5,976	1,902	9,7	3,2
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	5,312	1,777	10,4	2,4
dist. Loch ulnar	3,144	0,536	4,3	2,2
dist. Loch rad.	3,444	0,427	4,6	2,8
2. Lochreihe ulnar	3,7	0,389	4,7	3
2. Lochreihe rad.	3,522	0,456	4,6	3

Tabelle 24: Messwerte in mm der LCP Platte von Synthes für die rechte Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke im Schaftbereich von 2mm, am radialen distalen Ende von 2,8mm, am ulnaren distalen Ende von 2mm und am ulnaren distalen angulierten Anstieg von 2,8mm.

Die semiobjektive Beurteilung zeigte für die rechte Seite eine in 16% der Fälle allseits anliegende, in 12% eine radial nicht anliegende, in 36% eine ulnar nicht anliegende, in 8% eine in der distalen Lochreihe nicht anliegende, in 20% eine in der proximalen Lochreihe nicht anliegende und in 8% eine nicht anliegende Platte. 6% der Fälle konnten zeigen, dass das Tub. radii die Platte vom Knochen abhebt (vgl. Tabelle 25).

Synthes rechts semiobjektive Beurteilung						
„von bis“ nicht passend	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>
	16%	12%	36%	8%	20%	8%
Tub. radii hebt Platte ab	in 6% der Fälle					

Tabelle 25: Semiobjektive Beurteilung für die rechte Seite der 2 Säulenplatte von Synthes "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.

Für die linke Seite wurde ein mittlerer Abstand zum Gelenkspalt von 6,22mm ulnar und 5,01mm radial gemessen. In der distalen Lochreihe wurde ein Abstand zum Knochen von 3,78mm ulnar und 3,9mm radial, in der zweiten Lochreihe von distal 3,98mm ulnar und 3,83mm radial ermittelt (vgl. Tabelle 26).

Synthes links (inkl. der Plattenstärke von 2,0mm und 2,8mm)				
<i>Messpunkte</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabw.</i>	<i>Max.</i>	<i>Min.</i>
Abstand dist. Ende-Gelenkspalt ulnar	6,216	1,607	9,2	3,5
Abstand dist. Ende-Gelenkspalt radial	5,012	1,580	8,9	2,7
dist. Loch ulnar	3,776	1,442	8	2,4
dist. Loch rad.	3,9	1,102	8,3	2,6
2. Lochreihe ulnar	3,984	1,093	7,7	2,9
2. Lochreihe rad.	3,828	0,961	7,8	3

Tabelle 26: Messwerte in mm der LCP Platte von Synthes für die linke Seite. Die Werte beinhalten die Plattenstärke im Schaftbereich von 2mm, am radialen distalen Ende von 2,8mm, am ulnaren distalen Ende von 2mm und am ulnaren distalen angulierten Anstieg von 2,8mm.

Die semiobjektive Beurteilung zeigte für die rechte Seite eine in 16% der Fälle allseits anliegende, in 16% eine radial nicht anliegende, in 4% eine ulnar nicht anliegende, in 8% eine in der distalen Lochreihe nicht anliegende, in 40% eine in der proximalen Lochreihe nicht anliegende und in 16% eine nicht anliegende Platte. Hier hob das Tub. radii in 17% der Fälle die Platte vom Knochen ab (vgl. Tabelle 27).

Synthes links semiobjektive Beurteilung						
„von bis“ nicht passend	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>
	16%	16%	4%	8%	40%	16%
Tub. radii hebt Platte ab	in 17% der Fälle					

Tabelle 27: Semiobjektive Beurteilung für die linke Seite der 2 Säulenplatte von Synthes "von-bis nicht passend" in den Kategorien „passt“ bis „passt nicht“ in % angegeben. Zweite Zeile: In wie vielen % der Fälle das Tub. radii die Platte vom Knochen abhob.

Lediglich das distale ulnare Loch zeigte in der Signifikanz-Testung rechts gegen links einen signifikanten Unterschied ($p=0,048$). Die restlichen Messpunkte zeigten keinen signifikanten Unterschied (vgl. Tabelle 28).

Synthes: Signifikanz rechts gegen links ($\alpha = 0,05$)			
	Abstand dist. Ende- Gelenksspalt ulnar	Abstand dist. Ende- Gelenksspalt radial	dist. Loch ulnar
p-Wert	0,632	0,531	0,048
	dist. Loch rad.	2. Lochreihe ulnar	2. Lochreihe rad.
p-Wert	0,059	0,230	0,201

Tabelle 28: 2-seitige Testung auf Signifikanz für die rechte Synthes Platte gegen die linke. Signifikante p-Werte (alpha-Fehler 0,05) wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.

3.6 Vergleich der Messwerte nach Abzug der Plattenstärke

Die Tabelle 29 soll einen Überblick über sämtliche Messwerte für die linke und rechte Seite nach Abzug der jeweiligen Plattenstärke zum direkten Vergleich geben. Eine grafische Darstellung der Messergebnisse ist den Abb. 14 und 15 zu entnehmen. Die ins Negative reichende Standardabweichungen in Abb. 15 sind auf den Abzug der Plattenstärken von den Messwerten zurückzuführen und 0 zu setzen.

<u>Rechts</u>						
	<i>Abstand dist. Ende- Gelenkspalt ulnar</i>	<i>Abstand dist. Ende- Gelenkspalt radial</i>	<i>dist. Loch ulnar</i>	<i>dist. Loch rad.</i>	<i>2. Lochreihe ulnar</i>	<i>2. Lochreihe rad.</i>
Acumed	4,952	2,184	0,712	0,852	1,592	1,384
Hofer	6,208	6,944	1	0,852	0,92	0,852
ITS	6,836	6,144	1,556	1,328	2,076	1,596
Königsee	9,2	5,828	0,588	0,868	0,56	0,808
Synthes	5,976	5,312	0,844	0,844	1	1,322
<u>Links</u>						
	<i>Abstand dist. Ende- Gelenkspalt ulnar</i>	<i>Abstand dist. Ende- Gelenkspalt radial</i>	<i>dist. Loch ulnar</i>	<i>dist. Loch rad.</i>	<i>2. Lochreihe ulnar</i>	<i>2. Lochreihe rad.</i>
Acumed	5,92	3	1,2	1,468	1,716	1,728
Hofer	6,464	6,316	1,692	1,208	1,3	1,088
ITS	7,104	5,388	1,864	1,58	2,256	1,872
Königsee	8,684	5,452	0,736	1,008	0,784	1,052
Synthes	6,216	5,012	1,467	1,3	1,284	1,628

Tabelle 29: Übersichtstabelle der Mittelwerte aller Messungen nach Abzug der jeweiligen Plattenstärke zum direkten Vergleich. Die besten Werte wurden gelb hinterlegt. Angaben in Millimeter.

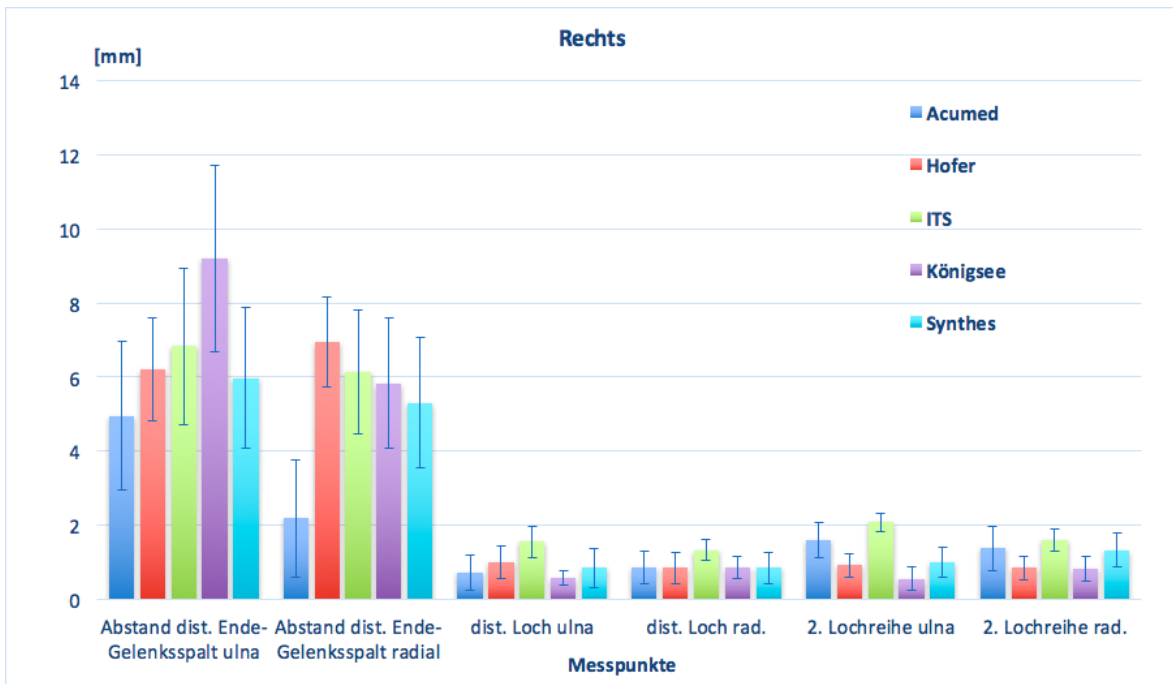


Abbildung 14: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Messungen für die rechte Seite nach Abzug der Plattenstärke inkl. Standardabweichung.

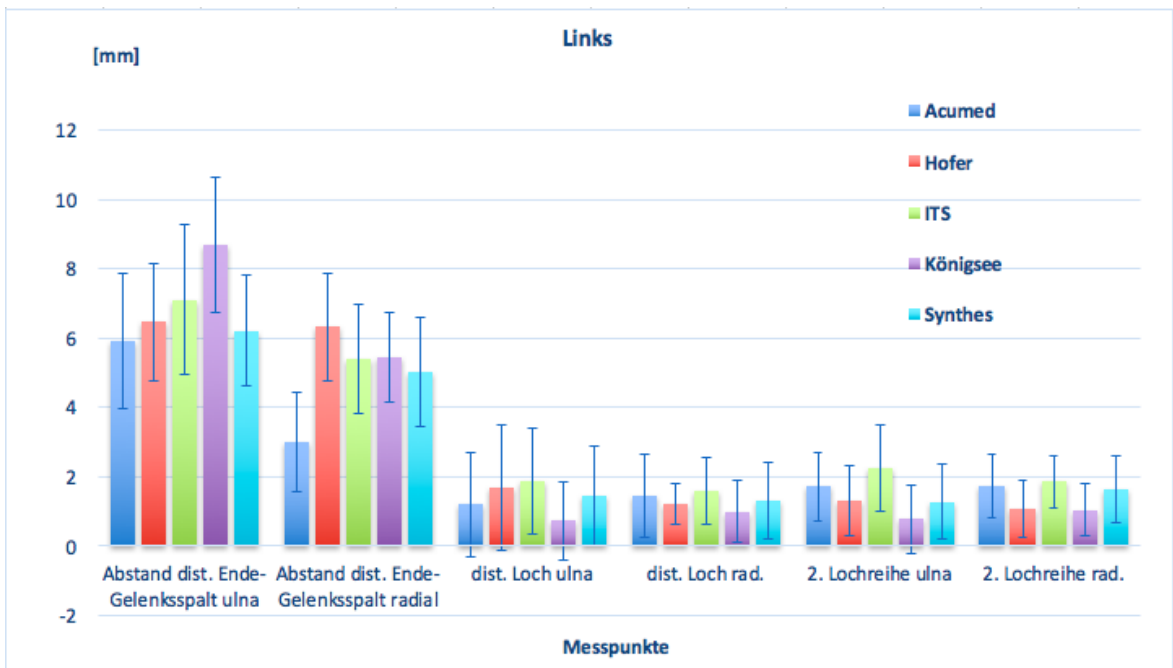


Abbildung 15: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Messungen für die linke Seite nach Abzug der Plattenstärke inkl. Standardabweichung.

Die Tabelle 30 liefert einen Überblick über die Mittelwerte der gesamten Messergebnisse nach Abzug der Plattenstärke. Eine grafische Darstellung ist der Abb. 16 zu entnehmen.

<i>Mittelwerte aller Hersteller für die einzelnen Messpunkte</i>					
Abstand dist. Ende-Gelenksspalt ulnar	Abstand dist. Ende-Gelenksspalt radial	dist. Loch ulnar	dist. Loch rad.	2. Lochreihe ulnar	2. Lochreihe rad.
6,756	5,158	1,1659	1,1308	1,3488	1,333

Tabelle 30: Mittelwerte der gesamten Messergebnisse aller Hersteller für die einzelnen Messpunkte. Angaben in Millimeter.

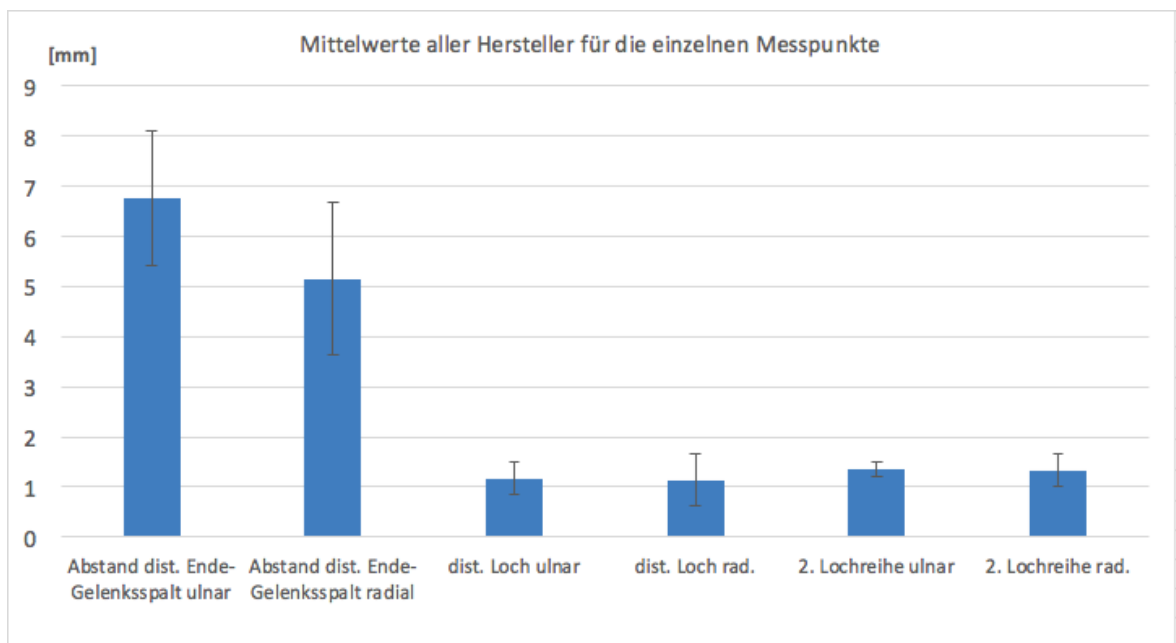


Abbildung 16: Grafische Darstellung der gesamten Messergebnisse aller Hersteller für die einzelnen Messpunkte.

3.7 Vergleich der semiobjektiv ermittelten Daten

Die unten angeführten Tabellen 31, 32 und 33 sollen einen Überblick über die semiobjektive Beurteilung der Passform sowie über die Fragestellung, ob das Tub. radii die Platte vom Knochen abhebt mit direktem Vergleich untereinander bieten. Eine graphische Darstellung der Ergebnisse ist den Abb. 17, 18, 19, 20, 21 und 22 zu entnehmen.

<u>Rechts</u>							
	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>	<i>Tub. radii</i>
Acumed	8%	16%	16%	4%	52%	4%	10%
Hofer	36%	20%	20%	4%	20%	0%	2%
ITS	0%	4%	28%	48%	4%	16%	6%
Königsee	32%	8%	8%	16%	32%	4%	0%
Synthes	16%	12%	36%	8%	20%	8%	6%

<u>Links</u>							
	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>	<i>Tub. radii</i>
Acumed	16%	8%	0%	8%	60%	8%	6%
Hofer	32%	8%	8%	16%	28%	8%	6%
ITS	4%	16%	4%	60%	8%	8%	12%
Königsee	32%	8%	0%	8%	32%	20%	6%
Synthes	16%	16%	4%	8%	40%	16%	17%

Tabelle 31: Direkter Vergleich der semiobjektiven Beurteilung "von-bis nicht passend" jeweils für die Seiten rechts und links in % angegeben. Hebt das Tub. radii die Platte vom Radius ab, ebenfalls in % angegeben. Die besten Werte für die jeweilige Kategorie wurden gelb hinterlegt.

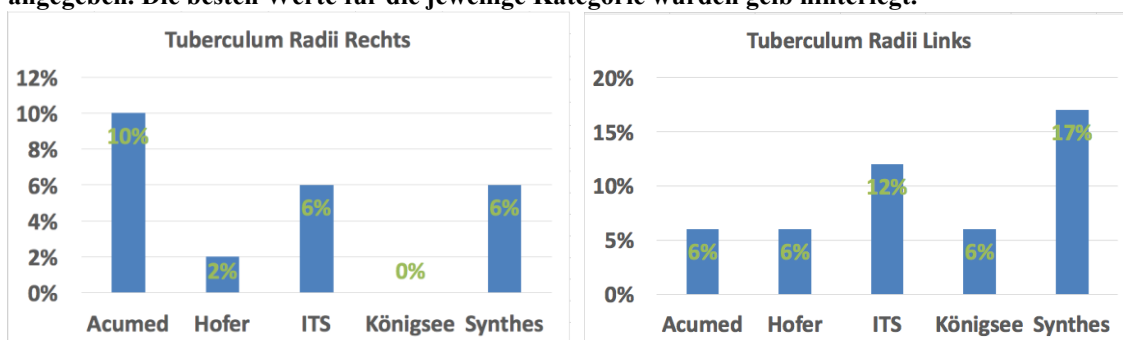


Abbildung 18: Grafische Darstellung "Hebt Tub. radii ab" für die rechte Seite in %.
 Abbildung 17: Grafische Darstellung "Hebt Tub. radii ab" für die linke Seite in %.

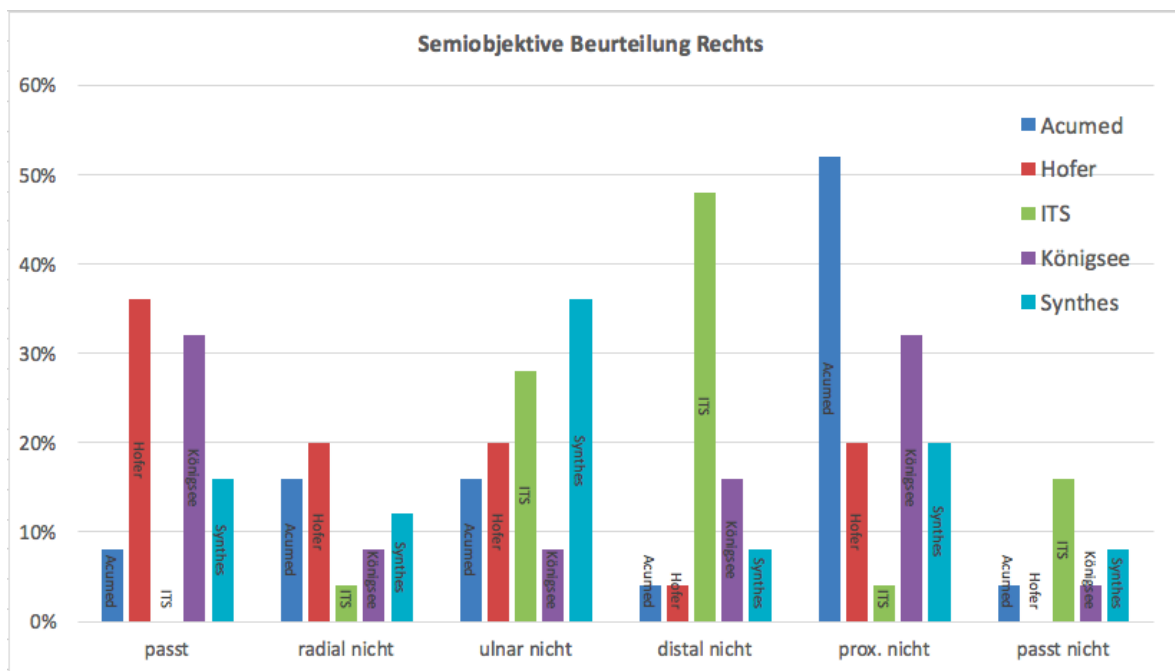


Abbildung 19: Grafische Darstellung zu den erhobenen Werten aus Tabelle 31 der semiobjektiven Beurteilung der Passform für die rechte Seite.

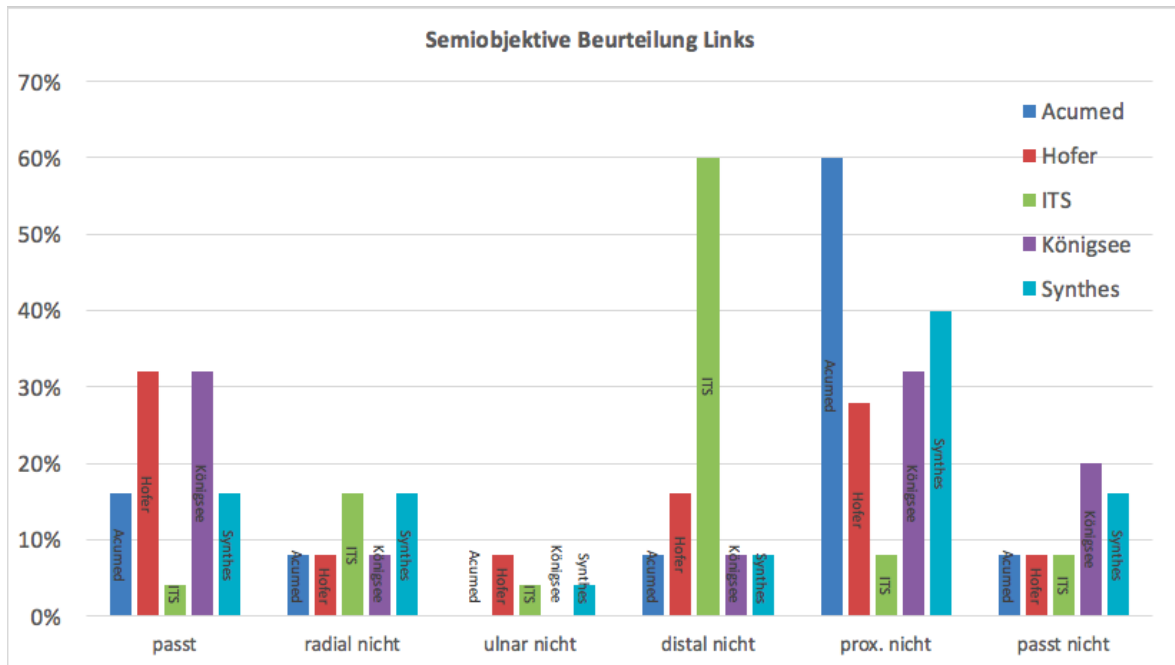


Abbildung 20: Grafische Darstellung zu den erhobenen Werten aus Tabelle 31 der semiobjektiven Beurteilung der Passform für die linke Seite.

<u>Mittelwerte der gesamten semiobjektiven Beurteilung</u>						
<u>Kategorie</u>	<i>passt</i>	<i>radial nicht</i>	<i>ulnar nicht</i>	<i>distal nicht</i>	<i>prox. nicht</i>	<i>passt nicht</i>
<u>Mittelwert</u>	19,20%	11,60%	12,40%	18%	29,60%	9,20%

Tabelle 32: Direkter Vergleich der Mittelwerte der gesamten semiobjektiven Beurteilung für die einzelnen Kategorien.

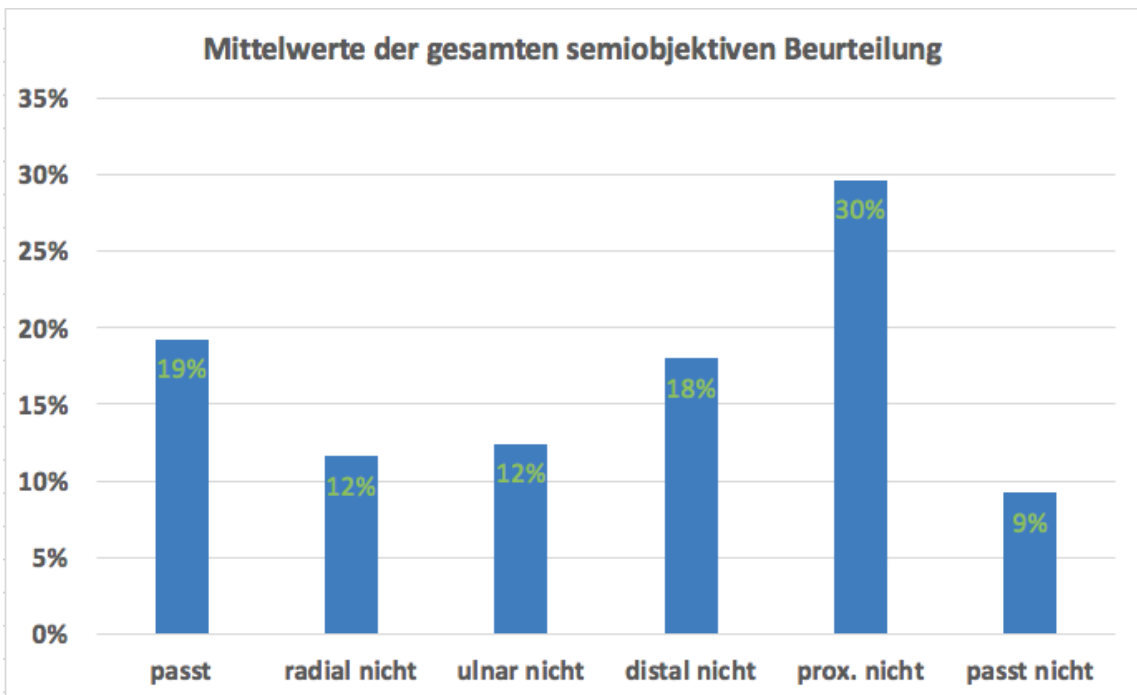


Abbildung 21: Grafische Darstellung der Mittelwerte der gesamten semiobjektiven Beurteilung für die einzelnen Kategorien.

<u>Tuberculum radii gesamt</u>				
Acumed	Hofer	ITS	Königsee	Synthes
16%	8%	18%	6%	23%

Tabelle 33: Direkter Vergleich der gesamten erhobenen Daten für "Hebt Tub. radii ab".

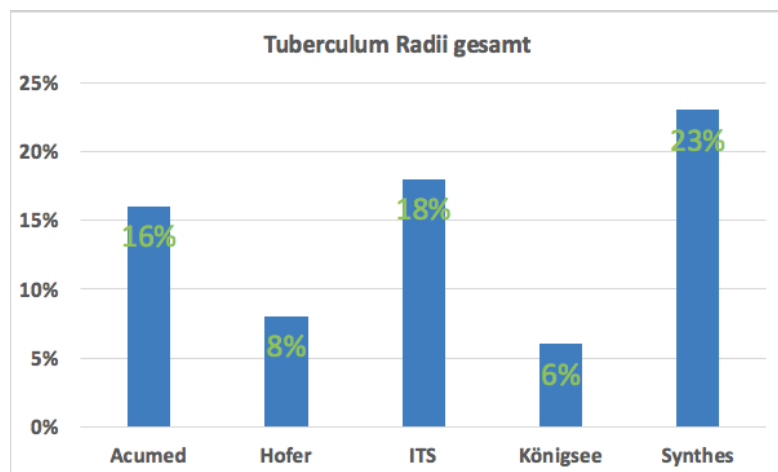


Abbildung 22: Grafische Darstellung der gesamten erhobenen Daten für „Hebt Tub. radii ab“.

4 Diskussion

Die Vielzahl der Publikationen zur optimalen Behandlung der distalen Radiusfraktur zeigt die Komplexität des Themas und, dass es nach wie vor weiterer klinischer Studien und Forschung für ein evidenzbasiertes Behandlungskonzept bedarf. So gut wie keine aktuelle Literatur findet sich zur vergleichenden Passgenauigkeit von aktuellen distalen palmaren Speichenplatten. Evidenzbasiert wird dies auch kaum möglich sein; eine vergleichende Messstudie an anatomischen Präparaten wurde definiert.

Ausgangshypothese unserer Studie war, dass mit modernen winkelstabilen/winkelvariablen Platten im Fall der operativen Versorgung von distalen (komplizierten) Radiusfrakturen bei optimaler präformierter anatomischer Passform auch ein optimales Ergebnis erreicht werden kann. Untersuchungsziel war es zu messen, wie gut moderne Platten dieser Hypothese entsprechen und auf den distalen beugeseitigen Radius passen.

Nicht untersucht wurde, wie häufig diese Platten mit ihrer teilweise vorgegebenen Schraubenrichtung zu einer intraartikulären Schraubenlage am/im Handgelenk geführt hätten.

Auch wenn die konservative Behandlungsmethode in einer Studie von Arora et al. bei dislozierten, instabilen Frakturen gegenüber einer operativen Versorgung mittels winkelstabiler Plattenosteosynthese in der 1-Jahres-Nachuntersuchung keinen Unterschied im Bezug auf die Beweglichkeit, Schmerzskala, DASH- und PRWE-Score aufweist, stellt aktuell die palmare winkelstabile Plattenosteosynthese das Verfahren der Wahl dar [2,49]. Ziel der Behandlung ist eine möglichst schmerzfreie, im vollen Umfang bewegliche und kraftvolle Funktion der Hand. Grundlage für ein langfristig zufriedenstellendes Behandlungsergebnis nach AWMF Leitlinien ist daher eine möglichst anatomische Reposition der Fraktur unter Beachtung physiologischer Achs- und Längenverhältnisse, die Rekonstruktion kongruenter Gelenksflächen unter Vermeidung von Gelenksstufen, die Wiederherstellung der Radiuslänge sowie der palmaren Gelenksflächenneigung [28,38]. Um diese Therapieziele erfüllen zu können ist es wichtig, dass aktuelle Osteosyntheseplatten nach den neuesten Erkenntnissen über die Morphologie des distalen Radius, dessen umgebenden Weichteilen sowie der Funktion der beteiligten Gelenke konstruiert werden.

Detaillierte Beschreibungen der unterschiedlichen morphologischen Strukturen des distalen Radius sowie der anatomischen Variationen sind bis heute in anatomischen

Standardwerken zu ungenau und werden ebenso selten in Studien behandelt. Zum Beispiel Orbay und Touhami beschreiben die Watershedline als distale Begrenzung der Pronatorfossa mit einem ulnaren Abstand von 2mm zum Gelenkspalt und einem radialen Abstand von 10-15mm. Der volare Anteil der Handgelenkscapsel sowie die Bandstrukturen inserieren distal der Watershedline, während das distale Ende des M. pronator quadratus mehrere Millimeter vor ihr endet [5]. Imatani et al. untersuchten ebenfalls die genaue Lage und Zusammensetzung der Watershedline und konnten feststellen, dass es eine weitere knöcherne Prominenz auf der ulnaren Seite distal des Grates der Pronatorfossa gibt, welche radial in die Watershedline ausläuft [50]. Pichler et al. konnten zeigen, dass der distale Radius ulnar einen kleineren Krümmungsbogen der distalen volaren Fläche aufweist als radial [4]. Demnach ist die Oberfläche des volaren distalen Radius in den meisten Fällen nicht nur anguliert, sondern auch torquiert. Es fehlen jedenfalls auch Kohortenstudien, welche einen möglichen anatomischen Unterschied beispielsweise zwischen Mitteleuropäer und Zentralafrikaner untersuchen. Die größte Herausforderung für Hersteller hierbei dürfte sein, einen suffizienten Kompromiss aus durchschnittlich idealer vorgeformter Passform an den nicht gebrochenen, physiologischen Knochen zu finden, ohne dabei die Variabilität der menschlichen Anatomie zu missachten und trotzdem im Rahmen eines überschaubaren, durchdachten Angebotes an Varianten der Platten zu bleiben. Eine immer weitere Individualisierung der Implantate und damit einer größeren Auswahl (zum Beispiel je nach Frakturtyp), wäre heutzutage technisch realisierbar, würde jedoch im klinischen Alltag eher nicht oder nur an wenigen spezialisierten Häusern effizient eingesetzt werden.

Alle in dieser Arbeit untersuchten Platten zeigten bei optimaler Plattenlage einen vermutlich ausreichenden ulnaren Abstand zum Gelenkspalt von mittelwertig 6,76 mm (+/- 1,34) und lagen jedenfalls proximal der von Orbay et al. beschriebenen 2mm zwischen Gelenkspalt und Watershedline. Radialseitig konnte bei allen Implantaten mit einem mittelwertigen Abstand von 5,16mm (+/- 1,53) eine gut am Knochen anliegende Position distal der von Orbay et al. beschriebenen 10-15mm gefunden werden (also distal der Watershedline), jedoch wurde dabei mit keiner der Platten der Hersteller Hofer, ITS, Königsee und Synthes in keinem der 50 Präparaten die tatsächlich am Knochenpräparat gefundene radiale Watershedline überschritten. Möglicherweise kritisch zu beurteilen ist, dass die Platte von Acumed beidseits eine sehr distale Plattenlage zeigte und die Watershedline radialseitig überschritt. Dies kann einerseits ein Vorteil bei der Fixation von

frakturierten palmaren Gelenkslippen und dem PSR bei mehrfragmentären Trümmerfrakturen bieten, aber auch mit einer erhöhten Weichteilkomplikationsrate und möglicher intraartikulärer Schraubenlage einhergehen.

Buzzel et al. beschäftigte sich 2008 ebenfalls mit der Passform von distalen Radiusplatten und stellte fest, dass jedes Implantat sowohl seitenspezifisch als auch am selben Präparat eine von Platte zu Platte variierend beste Position einnimmt. Weiter untersuchte er, wie viel Prozent der jeweilig geprüften Platte Kontakt zum Knochen hatte und kam zu einem unbefriedigendem Ergebnis zwischen 3 und 6% [51]. Wir konnten im Rahmen dieser Arbeit sowohl eine stark variierende optimale Plattenposition/Plattenlage der untersuchten Implantate unterschiedlicher Hersteller am unebrochenen Knochen sowie auch den rechts- links Unterschied feststellen. Ein direkter statistischer Vergleich der erhobenen Messwerte der Platten untereinander erscheint daher mit der gewählten Methodik nicht zulässig. Zu unterschiedlich fiel die jeweilig ideale Plattenlage aus, um standardisierte, direkt vergleichbare Messpunkte generieren zu können.

Die semiobjektive Beurteilung der Auflagefläche am Knochen wurde im Rahmen dieser Arbeit vereinfacht und kategorisiert beurteilt. Die besten Werte für die rechte Seite konnten hier mit dem Implantat der Firma Hofer erzielt werden, bei der die Platte in 36,0% der Fälle eine ideale, dem Knochen allseits aufliegende Position fand. Das schlechteste Ergebnis für die rechte Seite zeigte die Platte der Firma ITS, die in 16,0% der Untersuchungen dem Knochen überhaupt nicht anlag. Auf der linken Seite passten die Platten der Firma Hofer und der Firma Königsee zu jeweils 32,0% der untersuchten Fälle ideal auf den Knochen. Dasselbe Implantat der Firma Königsee erzielte das schlechteste Ergebnis für die linke Seite und lag zu 20,0% überhaupt nicht am Radius an. Im Mittelwert aller Platten lagen diese zu 19,2% der Oberfläche des Radius ideal an. Lediglich in 9,0% konnte eine dem Knochen überhaupt nicht anliegende Vorformung gefunden werden. Vergleicht man orientierend die semiobjektive Beurteilung der Auflagefläche mit den gemessenen Werten, kann man feststellen, dass die Ergebnisse nur in etwa der Hälfte der Fälle übereinstimmen. Nachdem im klinischen Alltag die ChirurgInnen intraoperativ ebenfalls nur nach subjektivem, erfahrungsbasiertem Ermessen die optimale Lage einer Platte festlegen und somit letztlich die Stellung der Gelenksfläche definieren, unterstreicht dieses divergierende Ergebnis die Notwendigkeit einer durchschnittlich möglichst anatomiegetreuen Vorformung der Platten.

Bei den Ergebnissen der Abstände der beiden Lochreihen zum Radius lagen die schlechtesten Messungen im Mittelwert bei 2,08mm (+/- 0,24) auf der rechten Seite für die

2. Lochreihe ulnar und bei 2,26mm (+/- 1,25) auf der linken Seite ebenfalls für die 2. Lochreihe ulnar beim Hersteller ITS. Die besten Ergebnisse im Mittelwert bei 0,56mm (+/- 0,3) für die 2. Lochreihe ulnar auf der rechten Seite sowie 0,74mm (+/- 1,1) für die distale Lochreihe ulnar auf der linken Seite beim Hersteller Königsee. Im Durchschnitt aller Hersteller konnte mittelwertig ein Ergebnis von 1,17mm (+/- 0,32) für die distale Lochreihe ulnar, 1,13mm (+/- 0,51) für die distale Lochreihe radial, 1,35mm (+/- 0,16) für die 2. Lochreihe ulnar und 1,33mm (+/- 0,33) für die 2. Lochreihe radial gemessen werden.

Orientierend konnte anhand der erhobenen Daten beobachtet werden, dass ein simpleres Plattendesign am nicht gebrochenen durchschnittlichen Radius geringere Lochabstände zum Knochen aufwies, als ein komplexeres. Diese gefundene bessere Passform könnte jedoch durch die geringere und schlechter ausgerichtete Anzahl an Schraubenlöchern im Hinblick auf die Fixierung und Stabilisierung der volaren Gelenkklippe, des PSR und des DRUG limitiert sein.

Für eine uneingeschränkte postoperative Umwendbewegung ist eine suffiziente Rekonstruktion des DRUG unabdingbar und bedarf einer optimalen, anatomiegerechten Reposition der ulnaren Frakturfragmente. In der klinischen Praxis werden die Platten mittels einer Schaftschraube an den intakten Radiuschaft fixiert, anschließend die Gelenkfläche primär über die distale Lochreihe an die Platte reponiert und achsengerecht fixiert. In dieser Arbeit konnten wir mit den gemessenen Daten für die distale ulnare Lochreihe, sowie mit der semiobjektiven Beurteilung des ulnaren und distalen Bereichs zeigen, dass die Platten gerade in diesen klinisch äußerst relevanten Bereichen eine zufriedenstellende anatomische Passform aufweisen.

Die vereinzelt signifikanten Unterschiede der Messwerte zwischen der rechten und linken Seite sind am ehesten auf die Variabilität der menschlichen Anatomie zurückzuführen, sollten jedoch in einer morphologischen Studie näher untersucht werden, um mögliche unfallchirurgisch relevante anatomische Unterschiede zwischen der rechten und linken Seite auszuschließen.

Zahlreichen Studien beschreiben eine erhöhte Komplikationsrate bis hin zur Notwendigkeit der Entfernung des Implantats bei zu distaler Plattenlage. Eine extreme distale Plattenposition kann zu Irritationen sowie Rupturen der Flexor pollicis longus Sehne, zum Repositionsverlust und zu einer Verkürzung der Radiuslänge führen [5,7,52–54]. Die Literatur spricht von immer geringeren Komplikationsraten bei beugeseitiger

Radiusverplattung, damit zeigt sie die positive Weiterentwicklung der Plattendesigns des letzten Jahrzehnts. Dieses Ergebnis konnten wir in dieser Arbeit mit den guten Ergebnissen der klinisch relevanten Bereiche der Platten bezüglich möglicher Komplikationen nachvollziehen. Im Hinblick auf die Reduktion der Komplikationen durch das Plattendesign bzw. die Plattenlage wären prospektive Studien mit der Schaffung von Datenbanken zur Eruiierung der möglichen Komplikationen der einzelnen Platten von Vorteil, um spezifische Stärken und Schwächen herauszufiltern. Als Konklusion sollte in Zukunft die Entwicklung weiter in Richtung Reduktion der Komplikationen gehen, um nicht nur ein nach objektiven medizinischen Kriterien zufriedenstellendes Ergebnis zu erhalten, sondern auch eine maximale subjektive PatientInnenzufriedenheit zu erzielen. Kritisch bei dieser Arbeit zu sehen ist, dass die Plattengröße nach „den meistverwendeten Implantaten“ von den Herstellern selbst vorgegeben wurde. Es fanden unterschiedliche Plattenlängen im Schaftbereich Eingang in die Untersuchung, jedoch wurde bei allen Herstellern eine annähernd gleiche Breite - „Mittel“-zur Verfügung gestellt. Die Platten hätten zusätzlich manuell an den Knochen angeformt werden können, was jedoch gerade bei komplexeren Frakturen aufgrund des fehlenden Vergleichs zum intakten Knochen in der Praxis kaum Anwendung findet.

Aus der Untersuchung konnte die Erkenntnis gewonnen werden, dass aktuelle Platten gängiger Hersteller neuesten Studien zur Morphologie des distalen Radius entsprechen. Klinisch besonders relevante Bereiche hinsichtlich der achsengerechten Reponierung der Gelenksfläche, die Rekonstruktion der palmaren Gelenkklippe sowie die funktionelle Wiederherstellung des DRUG scheinen den Messergebnissen entsprechend durch die untersuchten Platten befriedigend chirurgisch adressierbar zu sein. Ein simpleres Plattendesign war für den durchschnittlichen geformten Radius kein Nachteil, könnte jedoch in der Anwendung wegen einer reduzierten Schraubenanzahl und einer schlechteren Adressierbarkeit dieser limitiert sein. Eine extreme Plattenlage distal der Watershedline ist aufgrund einer möglichen erhöhten Komplikationsrate kritisch zu betrachten. In die Plattendesigns fließen zahlreiche Maßnahmen zur Reduktion der Komplikationen ein, wie zum Beispiel abgerundete Kanten und voll in die Platten versenkbare Schraubenköpfe. Zusammenfassend kann aus den erhobenen Daten abgelesen werden, dass die untersuchten Platten eine gute Passform aufweisen und den anatomischen Verhältnissen am Radius entsprechen. Damit wäre unsere Hypothese, dass mit anatomisch idealer Passform auch ein optimales operatives Ergebnis erzielt werden kann, zumindest für das verwendete

Osteosynthesematerial richtig – für das postoperativ erzielte beste Ergebnis ist letztlich aber das Geschick der ChirurgInnen zuständig.

5 Literaturverzeichnis

- [1] Ina Aschenbrenner, Prof. Dr. Peter Biberthaler. Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie - Distale Radiusfraktur 2005:5.
- [2] Zeichen J. Distale Radiusfraktur: Aktueller Stand der Versorgungsmöglichkeiten. *Trauma Berufskrankh* 2014;16. doi:10.1007/s10039-013-1982-1.
- [3] Gasse N, Lepage D, Pem R, Bernard C, Lerais JM, Garbuio P, et al. Anatomical and radiological study applied to distal radius surgery. *Surg Radiol Anat* 2010;33:485–90. doi:10.1007/s00276-010-0754-x.
- [4] Pichler W, Clement H, Hausleitner L, Tanzer K, Tesch NP, Grechenig W. Various Circular Arc Radii of the Distal Volar Radius and the Implications on Volar Plate Osteosynthesis. *Orthopedics* 2008;31:1–3. doi:10.3928/01477447-20081201-18.
- [5] Orbay JL, Touhami A. Current Concepts in Volar Fixed-angle Fixation of Unstable Distal Radius Fractures: *Clin Orthop* 2006;PAP. doi:10.1097/01.blo.0000205891.96575.0f.
- [6] Soong M, van Leerdam R, Guitton TG, Got C, Katarincic J, Ring D. Fracture of the Distal Radius: Risk Factors for Complications After Locked Volar Plate Fixation. *J Hand Surg* 2011;36:3–9. doi:10.1016/j.jhsa.2010.09.033.
- [7] Drobetz H, Bryant AL, Pokorny T, Spitaler R, Leixnering M, Jupiter JB. Volar Fixed-Angle Plating of Distal Radius Extension Fractures: Influence of Plate Position on Secondary Loss of Reduction—A Biomechanic Study in a Cadaveric Model. *J Hand Surg* 2006;31:615.e1–615.e9. doi:10.1016/j.jhsa.2006.01.011.
- [8] Waldeyer A, Fanghänel J, Pera F. *Anatomie des Menschen*. 18th ed. Berlin u.a.: Gruyter; 2009.
- [9] Gray, H., Gray, H., Lewis, W.H. *Anatomy of the human body*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1918.
- [10] Lanz U, Schmidt H-M. *Chirurgische Anatomie der Hand*. 2., überarbeitete und aktualisierte Auflage. Thieme; 2003.
- [11] Thiel W, Hafferl A. *Lehrbuch der topographischen Anatomie*. 3. Aufl. 1969. Softcover reprint of the original 3rd ed. 1969. Springer; 2014.
- [12] Michael Schünke, Erik Schulte, Udo Schumacher. *PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem* n.d.
- [13] Platzer W. *Taschenatlas Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat*. 11th ed. Stuttgart u.a.: Thieme; 2013.

- [14] Hussl H, Kerschbaumer F, Pechlaner S, Poisel S. *Operationsatlas Handchirurgie: . Zus.-Arb.: Sigurd Pechlaner, Heribert Hussl, Fridun Kerschbaumer.* 1st ed. Stuttgart: Thieme; 1997.
- [15] Rüter A, Trentz O, Wagner M. *Unfallchirurgie.* 2nd ed. München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2003.
- [16] Colles A. On the fracture of the carpal extremity of the radius [1814]. *Injury* 1970;2:48–50. doi:10.1016/S0020-1383(70)80114-0.
- [17] Fernandez DL. *Fractures of the Distal Radius: A Practical Approach to Management.* 2nd ed. Springer; 1995.
- [18] Wülker N, Kluba T, Rehart S, Reize P, Roetman B, Rudert M. *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie.* 2. Auflage. Stuttgart; New York, NY: Thieme; 2010.
- [19] Melik N, Togninalli D, Biegger P. Retrospective analysis of consecutively treated distal radius fractures with the external fixator. *Unfallchirurg* 1994;97:645–8.
- [20] Wildner M, Döring A, Meisinger C, Clark D. Frakturen im höheren Lebensalter - eine Herausforderung für Prävention und Gesundheitsförderung - Ergebnisse der KORA-Frakturstudie Augsburg. *Gesundheitswesen* 2005;67:180–6. doi:10.1055/s-2005-858262.
- [21] Pacovský V. Fractures of the distal radius. Part 1: statistical evaluation of the patient group. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2002;70:108–11.
- [22] Schmidt S, Heinz T, Dávid A. Häufigkeit, Entstehung und Klassifikation der distalen Radiusfraktur. *OP-J* 2003;19:10–5. doi:10.1055/s-2007-977608.
- [23] Siebert HR, Klonz A. Fracture of the distal radius. *Chir Z Für Alle Geb Oper Med* 2006;77:545–62;
- [24] Brug E, Joosten U, Püllen M. Brüche am distalen Unterarm. *Orthop* 2000;29:318–26. doi:10.1007/PL00003732.
- [25] Schmidt S, Heinz T, Dávid A. Häufigkeit, Entstehung und Klassifikation der distalen Radiusfraktur. *OP-J* 2003;19:10–5. doi:10.1055/s-2007-977608.
- [26] Thompson PW, Taylor J, Dawson A. The annual incidence and seasonal variation of fractures of the distal radius in men and women over 25 years in Dorset, UK. *Injury* 2004;35:462–6. doi:10.1016/S0020-1383(03)00117-7.
- [27] Brogren E, Petranek M, Atroshi I. Incidence and characteristics of distal radius fractures in a southern Swedish region. *BMC Musculoskelet Disord* 2007;8:48. doi:10.1186/1471-2474-8-48.
- [28] Müller-Mai C, Ekkernkamp A. *Frakturen: Klassifikation und Behandlungsoptionen.* 2010th ed. Berlin: Springer; 2010.

- [29] Schmit-Neuerburg K-P, Towfigh H, Letsch R, Berger A, Gruber P, Hierner R, et al. *Tscherne Unfallchirurgie: Teil 1: Ellenbogen, Unterarm; Teil 2: Hand*. Softcover reprint of the original 1st ed. 2001. Springer; 2014.
- [30] Oestern H-J. Distale Radiusfrakturen Teil I. Grundlagen und konservative Therapie. *Chir* 1999;70:1180–92. doi:10.1007/s001040050886.
- [31] Gartland JJ, Werley CW. Evaluation of Healed Colles' Fractures. *J Bone Jt Surg Am* 1951;33:895–907.
- [32] Müller ME, Nazarian S, Koch P, Schatzker J. *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. Springer Science & Business Media; 2012.
- [33] Melone C. Articular fractures of the distal radius. *Orthop Clin North Am* 1984;15:217–36.
- [34] Fricker R, Jupiter J, Kastelec M. *AO Surgery Reference, Distal forearm n.d.* <https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=diagnosis&bone=Radius&segment=Distal> (accessed October 7, 2015).
- [35] Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. *Manual der Osteosynthese*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1977.
- [36] Dumont C, Fuchs M, Folwaczny EK, Heuermann C, Stürmer KM. Results of palmar T-plate osteosynthesis in unstable fractures of the distal radius. *Chir Z Für Alle Geb Oper Med* 2003;74:827–33. doi:10.1007/s00104-003-0667-x.
- [37] Jupiter, Jesse B. Complex Articular Fractures of the Distal Radius: Classification and Management. *J Am Acad Orthop Surg* 1997:119–29.
- [38] Dresing K, Bonnaire F, Stürmer K. Distale Radiusfraktur - Leitlinien *Unfallchirurgie AWMF-Nr.012 - 015 n.d.* http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-015l_S2e_Distale_Radiusfraktur_2015-02.pdf (accessed March 29, 2016).
- [39] Breyer PDH-G. Indikation zur Entfernung winkelstabiler Radiusplatten. *Trauma Berufskrankh* 2008;10:256–8. doi:10.1007/s10039-007-1322-4.
- [40] Woltmann PDA, Hierholzer C, Bühren V. Gibt es noch eine Differenzialindikation für die Behandlung der distalen Radiusfraktur? *Trauma Berufskrankh* 2007;9:6–13. doi:10.1007/s10039-007-1208-5.
- [41] Mehling I, Müller L, Rommens P. Biomechanische Vergleichsstudien von Implantatsystemen zur Versorgung distaler Radiusfrakturen: Welche Schlussfolgerungen ergeben sich für die klinische Praxis? *Handchir · Mikrochir · Plast Chir* 2012;44:300–5. doi:10.1055/s-0032-1323761.

- [42] Inagaki K, Kawasaki K. Distal radius fractures—Design of locking mechanism in plate system and recent surgical procedures. *J Orthop Sci* 2016;21:258–62. doi:10.1016/j.jos.2015.12.022.
- [43] Berglund LM, Messer TM. Complications of volar plate fixation for managing distal radius fractures. *J Am Acad Orthop Surg* 2009;17:369–77.
- [44] Acumed. Acu-Loc Volar Distal Radius (VDR) Plate | Acumed n.d. <http://www.acumed.net/products/hand-wrist/distal-radius/acu-loc-volar-distal-radius-vdr-plate> (accessed March 31, 2016).
- [45] Hofer medical solutions. Operationsanleitung INTEOS Radius M3 wsl & pal n.d. <https://cloud.hofer-medical.com/public.php?service=files&t=02db5eb40e42e159f1d4367d5bc70dcc&path=%2Fdt%2FOP%20Anleitungen> (accessed March 31, 2016).
- [46] ITS PRL winkelstabile PROlock Radiusplatte 2.0 n.d. <http://www.its-implant.com/2/de/produkte/platten/132-prl.html> (accessed March 31, 2016).
- [47] Königsee Implantate GmbH. Produktkatalog, OP Manual, Winkelstabile Implantate 2012. http://www.koenigsee-implantate.de/downloads/katalog_winkelstabile_implantate.pdf (accessed April 14, 2016).
- [48] Synthes GmbH. Synthes Variable Angle LCP Two-Column Volar Distal Radius 2.4 Surgical Technique n.d. http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/DSEM-TRM-0815-0464_LR.pdf (accessed April 14, 2016).
- [49] Arora R, Lutz M, Deml C, Krappinger D, Haug L, Gabl M. A prospective randomized trial comparing nonoperative treatment with volar locking plate fixation for displaced and unstable distal radial fractures in patients sixty-five years of age and older. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93:2146–53. doi:10.2106/JBJS.J.01597.
- [50] Imatani J, Akita K, Yamaguchi K, Shimizu H, Kondou H, Ozaki T. An Anatomical Study of the Watershed Line on the Volar, Distal Aspect of the Radius: Implications for Plate Placement and Avoidance of Tendon Ruptures. *J Hand Surg* 2012;37:1550–4. doi:10.1016/j.jhsa.2012.05.011.
- [51] Buzzell JE, Weikert DR, Watson JT, Lee DH. Precontoured Fixed-Angle Volar Distal Radius Plates: A Comparison of Anatomic Fit. *J Hand Surg* 2008;33:1144–52. doi:10.1016/j.jhsa.2008.02.029.
- [52] Cross AW, Schmidt CC. Flexor Tendon Injuries Following Locked Volar Plating of

Distal Radius Fractures. *J Hand Surg* 2008;33:164–7. doi:10.1016/j.jhsa.2007.11.011.

[53] Rozental TD, Blazar PE. Functional Outcome and Complications After Volar Plating for Dorsally Displaced, Unstable Fractures of the Distal Radius. *J Hand Surg* 2006;31:359–65. doi:10.1016/j.jhsa.2005.10.010.

[54] MacFarlane RJ, Miller D, Wilson L, Meyer C, Kerin C, Ford DJ, et al. Functional Outcome and Complications at 2.5 Years Following Volar Locking Plate Fixation of Distal Radius Fractures. *J Hand Microsurg* 2015;7:18–24. doi:10.1007/s12593-014-0155-1.