

**Aus der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und
Wiederherstellungschirurgie (Chirurgische Klinik II)**

der Universität Würzburg

Direktor: Prof. Dr. med. R. H. Meffert

**Olekranonfrakturen: Modellentwicklung und Testung
zweier Verfahren zur Plattenosteosynthese**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Anne-Marie Kladny

aus Erlangen

Würzburg, Januar 2020

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. S. Hölscher-Doht

Korreferent: Prof. Dr. med. M. Rudert

Dekan: Prof. Dr. med. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 27.07.2020

Die Promovendin ist Ärztin

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

1 Einleitung	1
1.1 Anatomie und Biomechanik des Ellenbogengelenks	1
1.2 Olekranonfrakturen.....	5
1.2.1 Epidemiologie und Pathomechanismus	5
1.2.2 Klassifikationen	7
1.2.2.1 AO-Klassifikation	7
1.2.2.2 Schatzker-Klassifikation	8
1.2.2.3 Klassifikation nach Mayo	9
1.2.2.4 Weitere Klassifikationen	10
1.2.3 Klinische Diagnostik und Bildgebung.....	11
1.2.4 Versorgung.....	12
1.2.4.1 Konservative Therapie	13
1.2.4.2 Operative Therapie	13
1.2.4.3 Nachbehandlung	22
1.2.4.4 Komplikationen.....	23
1.3 Biomechanische Untersuchungen.....	25
1.4 Arbeitshypothese	27
2 Material und Methoden	29
2.1 Allgemeines Vorgehen	29
2.2 Kunstknochen	29
2.3 Entwicklung eines biomechanischen Testmodells am Kunstknochen	30
2.3.1 Prüfvorrichtung.....	30
2.3.2 Präparation der Knochen.....	32
2.3.2.1 Allgemeines Vorgehen	32
2.3.2.2 Ersatz der Trizepssehne	32
2.3.2.3 Vorbereitung des Knochens und der Plattenosteosynthese	35
2.3.2.4 Frakturgenerierung.....	37
2.3.2.5 Reposition und Fertigstellung der Osteosynthese.....	38
2.4 Gruppeneinteilung	42

2.5 Biomechanische Testung der Knochen	43
2.5.1 Belastung	43
2.5.2 Zyklenanzahl.....	44
2.5.3 Prüfgeschwindigkeit	45
2.5.4 Ablauf der Testung	45
2.5.5 Messparameter	49
2.5.2.1 <i>Displacement</i>	49
2.4.2.2 <i>Frakturspaltbreite</i>	50
2.5.2.3 <i>Maximalkraft</i>	53
2.5.2.4 <i>Steifigkeit</i>	53
2.5.2.5 <i>Schraubenlockerung</i>	54
2.6 Statistische Auswertung	55
3 Ergebnisse	57
3.1 Displacement	57
3.2 Frakturspaltbreite.....	58
3.3 Maximalkraft	61
3.4 Steifigkeit	61
3.5 Schraubenlockerung	62
4 Diskussion	64
4.1 Diskussion Material und Methoden.....	64
4.1.1 Prüfvorrichtung.....	64
4.1.2 Präparate	65
4.1.3 Frakturgenerierung.....	67
4.1.4 Ersatz der Trizepssehne	68
4.1.5 Biomechanische Testung	70
4.1.5.1 <i>Belastung</i>	70
4.1.5.2 <i>Zyklenanzahl</i>	72
4.1.5.3 <i>Prüfgeschwindigkeit</i>	72
4.1.5.4 <i>Ablauf</i>	73
4.2 Diskussion der Ergebnisse.....	74
4.2.1 Displacement	74
4.2.2 Frakturspaltbreite	75

4.2.3 Maximalkraft	76
4.2.4 Steifigkeit.....	81
4.2.5 Schraubenlockerung.....	83
4.3 Limitierung der Studie.....	83
4.4 Klinische Relevanz und Ausblick	84
5 Zusammenfassung.....	86
6 Abbildungsverzeichnis.....	88
7 Literaturverzeichnis.....	89
8 Anhang	96
8.1 Ergebnistabellen	96
8.1.1 Displacement in mm	96
8.1.2 Frakturspaltbreite	97
<i>8.1.2.1 Differenz Frakturspaltbreite proximal in mm</i>	<i>97</i>
<i>8.1.2.2 Differenz Frakturspaltbreite distal in mm</i>	<i>98</i>
8.1.3 Maximalkraft in N	99
8.1.4 Steifigkeit in N/mm	100
8.1.5 Schraubenlockerung in mm	101
8.2 Materialliste	102

Danksagung

Lebenslauf

Abkürzungsverzeichnis

°	Grad
%	Prozent
A.	Arteria
Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CT	Computertomographie
d. h.	das heißt
et al.	et alii / et aliae
ggf.	gegebenenfalls
LCP	Locking Compression Plate
LTF	Load-to-failure
Lig./Ligg.	Ligamentum/Ligamenta
M.	Musculus
mm	Millimeter
max.	maximal
N.	Nervus
N	Newton
Nm	Newtonmeter
n. s.	nicht signifikant
s.	siehe
sig.	signifikant
Tab.	Tabelle
usw.	und so weiter
V.	Vena
v. a.	vor allem
vgl.	vergleiche

1 Einleitung

Die vorliegende Arbeit ist in eine experimentelle Untersuchung an Kunstknochen zur biomechanischen Analyse neuer Osteosyntheseverfahren bei mehrfragmentären Olekranonfrakturen.

1.1 Anatomie und Biomechanik des Ellenbogengelenks

Das Ellenbogengelenk muss als lasttragendes Gelenk Kräften standhalten, die weit größer sind als die Gewichtskraft des Menschen [1, 2]. Anatomisch zeichnet sich das Ellenbogengelenk durch seine knöcherne Kongruenz und die damit verbundene hohe Stabilität aus [1, 3]. Es verbindet den Humerus mit der Ulna und dem Radius (Abb. 1) über die drei Gelenke Humeroulnargelenk, Humeroradialgelenk und proximales Radioulnargelenk. Biomechanisch ist das Ellenbogengelenk ein zusammengesetztes trochoidales Scharniergelenk [1] mit zwei funktionellen Bewegungsmechanismen. Flexion und Extension spielen sich im Humeroulnar- und Humeroradialgelenk ab, Pro- und Supination im proximalen Radioulnargelenk in Zusammenarbeit mit dem distalen Radioulnargelenk und dem Humeroradialgelenk [4, 5].

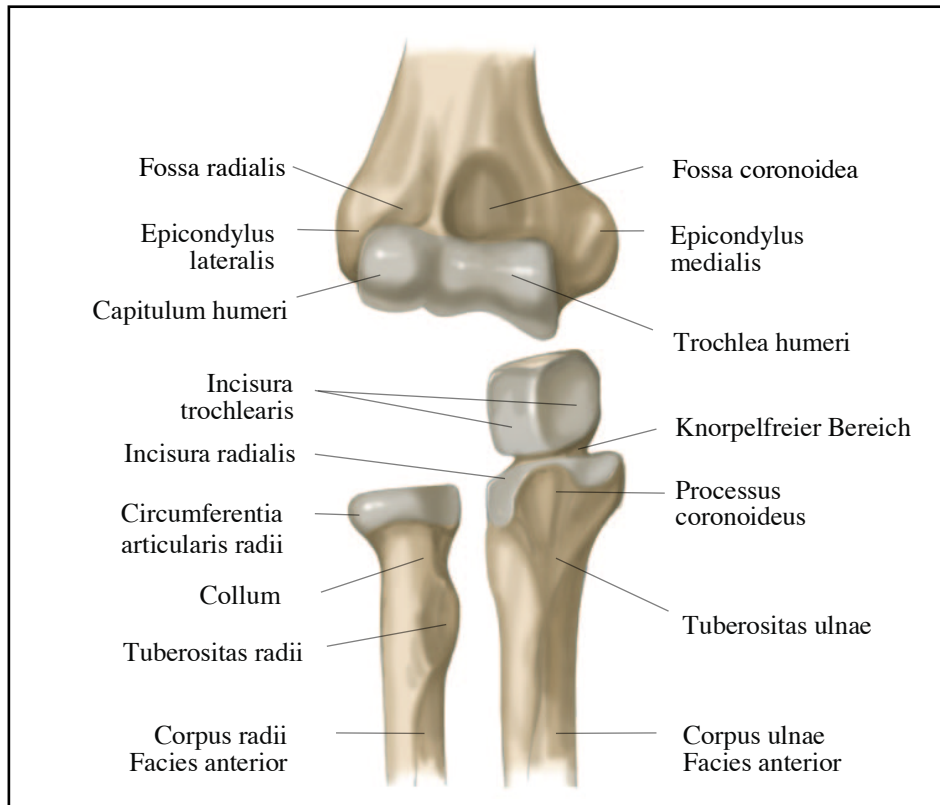


Abb. 1: Ellenbogengelenk von ventral (nach SEITZ, RÜTHER 2013. S. 8).

Hinsichtlich der Artikulation von distalem Humerus, proximaler Ulna und proximalem Radius gibt es herauszustellende Besonderheiten. Die proximale Ulna zirkumferiert über die Incisura trochlearis mit der Trochlea humeri und mit der Incisura radialis mit dem Radiuskopf. Die Incisura trochlearis ist in der Transversalebene gegenüber der Ulnaschaftachse um $30^\circ - 45^\circ$ nach proximal gedreht, um mit ihrer 190° großen Zange [6] die leicht nach vorne gekippte Trochlea optimal umschließen zu können [3]. In der Incisura trochlearis findet sich eine knorpelfreie „bare area“, an der die Kontaktfläche zur Trochlea und die Spannungsverhältnisse geringer sind [5, 7]. Der Rekonstruktion dieser „bare area“ kommt eine besondere Bedeutung zu (s. Kapitel 1.2.4.2). Krafteinwirkungen proximal der Zone werden durch das Olekranon stabilisiert, Krafteinwirkungen distal davon durch den Processus coronoideus [5, 8].

Am Ellenbogengelenk wirken Flexoren, Extensoren, Pronatoren und Supinatoren. Entscheidende Krafteinwirkung auf die von uns gewählte Frakturkonstellation im frakturierten intraartikulären Bereich hat der M. triceps brachii [9]. Die drei Muskelköpfe dieses primären Extensors verlaufen flächig an der dorsalen Seite des

Humerus entlang und inserieren mit einer gemeinsamen Sehne flächig am Olekranon [7], wobei die Olekranonspitze durch eine Bursa von der Sehne getrennt wird [7]. Die Wirkung des M. triceps brachii ist in erster Linie abhängig von der Beugeeinstellung im Ellenbogengelenk, weniger von der Pro- und Supination [1]. Der Muskel kann nach *Brüggermann* [1] die größten Streckkräfte oder „das größte Muskelkraftmoment“ bei einer Flexion von 90° im Ellenbogen erzielen. „Die maximale Extensionskraft (Muskelkraftmoment) von etwa 75 Nm tritt bei 60° Ellenbogenbeugung auf. Die Pronations-Supination-Positionierung des Unterarms hat nur einen marginalen Einfluss auf die Extensionskraft und das Extensionsmoment“ [1]. Der M. anconeus trägt in geringem Maße auch zur Extension bei. Seine Hauptaufgabe liegt aber eher in der Gelenkstabilität [10].

Das Zusammenspiel aus Knochen, Bändern und Muskeln ist maßgeblich für die Stabilität und den Bewegungsradius des Ellenbogengelenks [3]. Das Humeroulnargelenk ist ein knochengeführtes Scharniergelenk, das den größten Teil des Gelenks ausmacht und für die Primärstabilität entscheidend ist [5, 7, 11]. Die Incisura trochlearis umfasst den 330° großen Winkelbereich der Trochlea nur zu 190° (Abb. 2) [12]. Der nicht umschlossene Teil ermöglicht die Bewegung im Gelenk [7]. Für die ausreichende Stabilität ist das Gelenk zusätzlich durch die Kollateralbänder und die Muskeln gegen Zug gesichert. Wichtig sind insbesondere die Mm. triceps brachii und brachialis, die den Humerus in die Incisura trochlearis drücken [7]. Der Processus coronoideus wirkt posterioren Verschiebungen bei Ellenbogenflexion entgegen [1].

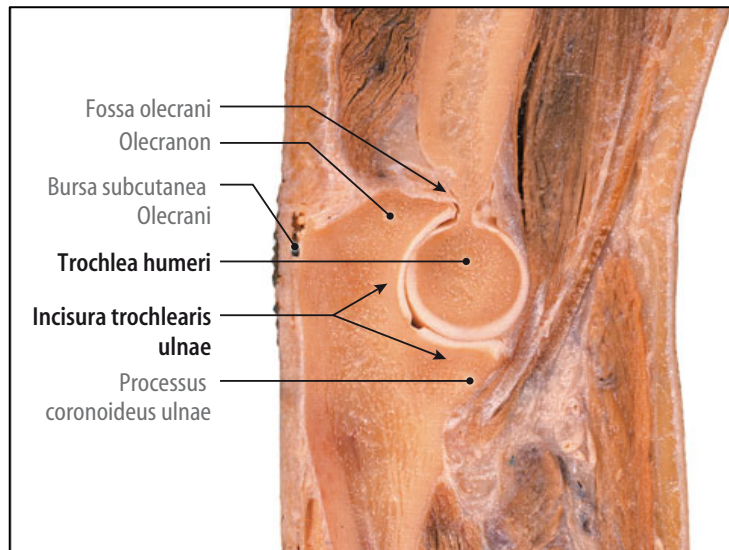


Abb. 2: Sagittalschnitt durch ein linkes Ellenbogengelenk mit Ansicht der radialen Schnittflächen (aus TILLMANN 2016. S. 410).

Das Bewegungsausmaß liegt bei Extension/Flexion $0^{\circ}/0^{\circ}/145^{\circ}$. Morrey *et al.* [13] stellten die 100°-Regel auf, die besagt, dass für alltägliche Bewegungen ein Umfang von 30° - 130° Flexion ausreichend ist. Die Extension wird durch das Olekranon in der Fossa olecrani, die vordere Gelenkkapselspannung und den passiven Dehnungswiderstand der Flexoren eingeschränkt [4]. Die Flexion wird bei aktiver Bewegung vor allem durch die Muskeln ventral des Ober- und Unterarms gehemmt, die bei Kontraktion miteinander in Kontakt kommen [4]. Bei passiver Bewegung kontrahieren die Muskeln nicht, so dass der Bewegungsumfang auf 160° erhöht ist. In diesem Fall sind der Anschlag der Knochen auf der ventralen Seite, die hintere Gelenkkapselspannung und der passive Dehnungswiderstand des M. triceps brachii die entscheidenden Barrieren [4, 5].

Morrey *et al.* [13] veranschaulichten, dass sich der Tragewinkel (Abb. 3), d. h. der Winkel zwischen Humerus- und Ulnalängsachse, von 5° - 15° in Valgusrichtung bei Extension mit supiniertem Unterarm zu 6° in Valgusrichtung bei 120° Flexion ändert. Diese Gelenkausrichtung gilt es nach Ellenbogenrekonstruktion weitestgehend zu rekonstruieren [3].

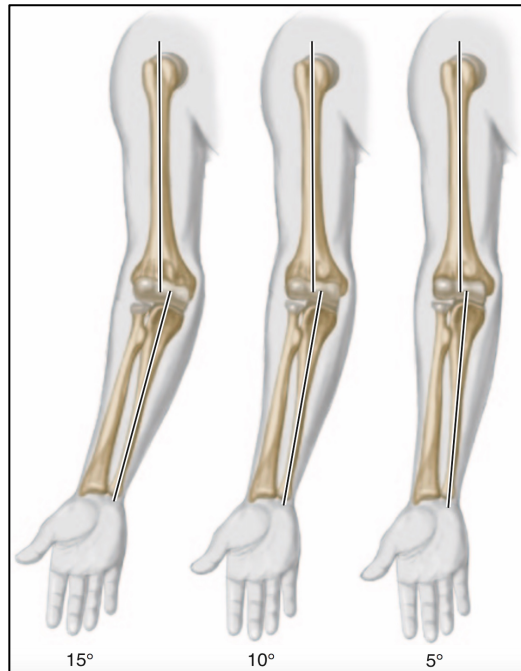


Abb. 3: Physiologischer Bereich des Tragewinkels zwischen 5° und 15° bei Extension (aus SEITZ, RÜTHER 2013. S. 16).

1.2 Olekranonfrakturen

Zu den Frakturen des Ellenbogengelenks gehören Frakturen des Humerus, der proximalen Ulna inklusive des Processus coronoideus und des Radiusköpfchens, wobei insbesondere die Verletzung mehrerer Knochen schwierig zu versorgen ist [14]. In dieser Arbeit liegt der Fokus auf den Olekranonfrakturen.

1.2.1 Epidemiologie und Pathomechanismus

Die Ellenbogenfraktur ist mit 7-10 % aller Brüche der Erwachsenen eine häufige Fraktur der oberen Extremität [14-18]. In 38 % dieser Fälle tritt eine isolierte Olekranonfraktur auf [14, 19]. Sie stellt die häufigste Frakturform im Bereich der proximalen Ulna dar [20-22]. Der restliche Anteil der Ellenbogenfrakturen wird in Kombination mit Verletzungen des proximalen Radius und/oder des distalen Humerus beobachtet [23].

Hinsichtlich der Schweregrade der Fraktur kommt die einfache Fraktur (80 %) deutlich häufiger vor als die komplizierte (20 %), zu der Mehrfragmentierung, Instabilität und Luxationsfrakturen zählen [24].

Kinder erleiden Olekranonfrakturen nur selten, da der Knochen kürzer und kräftiger ist als beim Erwachsenen [19]. Der Sturz auf das gebeugte Ellenbogengelenk führt somit nach *Carson* eher zu einer suprakondylären Humerusfraktur [19]. Das Olekranon ist nur bei 5-7 % der kindlichen Ellenbogenfrakturen betroffen. Im Erwachsenenalter finden sich hinsichtlich der Altersverteilung zwei Altersgipfel bei 20 Jahren und 65 Jahren [14, 15, 25]. Bei den Jüngeren sind vorwiegend Männer betroffen. Überwiegend ist ein Hochrasanztrauma als Unfallmechanismus festzustellen. Beim älteren Patientenkollektiv handelt es sich vorwiegend um Frauen mit Frakturen infolge von Stürzen aus Stand oder Gang. [24, 25].

Unfall- und Pathomechanismus geben erste Hinweise auf die Art der Verletzung. Am häufigsten kommt es zu einer direkten Gewalteinwirkung auf die proximale Ulna, z. B. durch den Sturz auf das pronierte Ellenbogengelenk in 90° Flexion [15, 20, 26, 27]. Die geringe Weichteildeckung über dem Olekranon bedingt eine direkte Übertragung der Kraft auf den Knochen. Dies führt häufig zu einer isolierten Olekranonfraktur, meist in Form einer Querfraktur [15]. Durch Hochrasanztraumata oder bei osteoporotisch vorgeschädigten Knochen sind häufig komplexere Frakturen wie Trümmerfrakturen oder transolekranische Luxationsfrakturen die Folge [28]. Mehrfragmentfrakturen oder Kombinationsverletzungen sind in seltenen Fällen auch bei einem Sturz auf die Hand bei überstrecktem Ellenbogengelenk zu beobachten [28, 29].

In seltenen Fällen kann auch eine indirekte Gewalteinwirkung eine Olekranonfraktur bedingen. Dies ist der Fall, wenn es z. B. in Zusammenhang mit einem Sturz auf den gebeugten oder auch ausgestreckten Arm zu einer starken Kontraktion des *M. triceps* kommt. Die Trochlea humeri als Hypomochlion vergrößert die Hebelkraft des *M. triceps* und durch den übermäßigen, abrupten Zug wird die meist isolierte und einfache Abrissfraktur am Olekranon begünstigt [16, 29].

Nicht unerwähnt bleiben soll die sehr selten vorkommende, nicht dislozierte Ermüdungsfraktur. Diese betrifft in erster Linie Hochleistungssportler bei chronischer Überlastung [30].

1.2.2 Klassifikationen

Die AO-Klassifikation ist eine allgemeine und weit verbreitete Einteilung für Frakturen, die auch für proximale Ulnafrakturen existiert. In der Klinik und in der Literatur haben sich aber die Einteilungen nach Schatzker, sowie die Klassifikation nach Mayo durchgesetzt, aus denen sich Therapieentscheidungen und Aussagen über das funktionelle Endergebnis ableiten lassen [8, 21, 27, 31].

1.2.2.1 AO-Klassifikation

In der Systematik der AO-Klassifikation [32] entspricht die Zahl 21 der Körperregion des proximalen Unterarms (Abb. 4). Extraartikuläre Frakturen sind Typ A Frakturen (A1: Fraktur Ulna, Radius intakt; A2: Fraktur Radius, Ulna intakt; A3: Fraktur beider Knochen). Gelenkfrakturen eines Knochens werden als Typ B Frakturen klassifiziert (B1: Fraktur der Ulna, Radius intakt; B2: Fraktur des Radius, Ulna intakt; B3: ein Knochen artikulär, der andere extraartikulär). Als Typ C Frakturen werden intraartikuläre Frakturen beider Knochen beschrieben (C1: einfach intraartikulär; C2: ein Knochen einfach, der andere mehrfragmentär; C3: mehrfragmentär) [32]. Im Hinblick auf isolierte proximale Ulnafrakturen war bislang die AO-Klassifikation eher von nachgeordneter Bedeutung, da die AO die Frakturen der proximalen Ulna und des proximalen Radius gemeinsam klassifizierte [8, 14, 15, 29]. Ob die Klassifikation infolge der für das Jahr 2018 vorgenommenen Revision mit einer isolierten Beurteilung von Radius (2R1) und Ulna (2U1) eine Zunahme der Bedeutung erfährt, wird sich zeigen müssen. Die Klassifikation gibt allerdings keinen Rückschluss auf den Unfallmechanismus und mögliche Bandverletzungen und unterscheidet nicht zwischen Fraktur des Processus coronoideus oder des Olekranons [15].

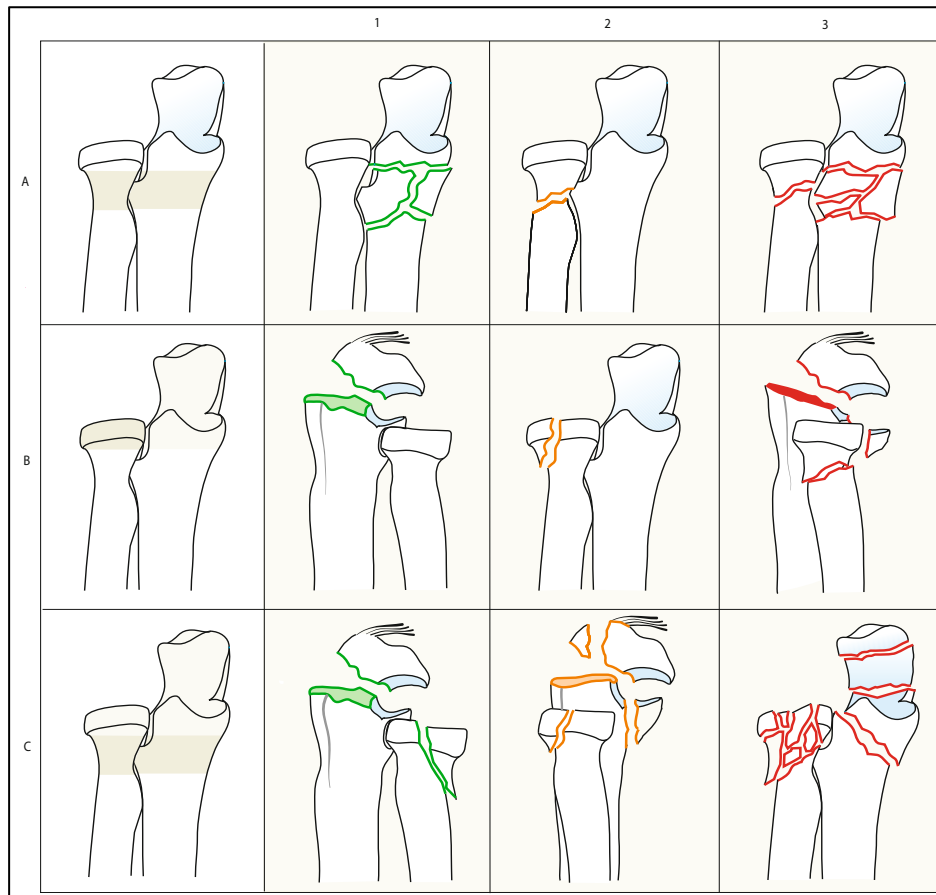


Abb. 4: Schematische Darstellung der AO-Klassifikation der proximalen Unterarmfrakturen. Nach dieser Klassifikation werden in der vorliegenden Studie Frakturen vom Typ B1 untersucht (aus HEINRICHS et al. 2011. S. 59).

1.2.2.2 Schatzker-Klassifikation

Die Schatzker-Klassifikation [33] bzw. Schatzker-Schmeling-Klassifikation stellt eine Abwandlung der AO-Klassifikation dar, die v. a. im angelsächsischen Raum aber auch zunehmend in Europa Anwendung findet. Die Unterteilung in die 6 Frakturtypen A-F wird anhand von Frakturverlauf und Fragmentanzahl vorgenommen (Abb. 5). Bei Typ A handelt es sich um eine einfache, intraartikuläre Querfraktur, Typ B ist ebenfalls als intraartikuläre Querfraktur klassifiziert und ist im Gegensatz zum ersten Typ komplexer mit Impaktion des mittleren Drittels der Gelenkfläche. Der Typ C liegt wie der erste Typ intraartikulär und ist einfach, jedoch verläuft die Fraktur schräg. Beim Typ D sorgt eine komplexe intraartikuläre Trümmerfraktur für den Einbruch der Gelenkfläche, ggf. in Kombination mit dem Abriss des Processus coronoideus. Beim Typ E verläuft die einfache, distale Schrägfraktur extraartikulär durch den Processus coronoideus. Die

letzte Gruppe, Typ F, umfasst die Transolekranonluxationsfraktur mit begleitender Radiuskopffraktur oder -luxation, einer sog. Monteggia-Verletzung, und der Dislokation des distalen Humerus. Besonders die Inklusion der Luxationen ist für den klinischen Gebrauch hilfreich [8, 33-35].

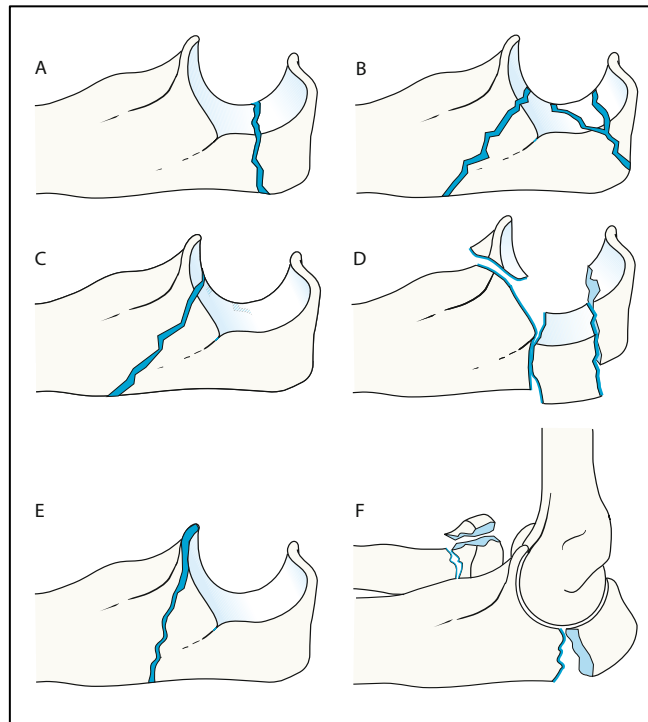


Abb.5: Schatzker-Klassifikation. Nach dieser Klassifikation werden in dieser Studie Typ B Fraktur untersucht (aus HEINRICHS et al. 2011. S. 60).

1.2.2.3 Klassifikation nach Mayo

Die Klassifikation nach Mayo stammt von Morrey und Adams [36] und unterteilt die Frakturen nach Dislokation, Gelenkstabilität und Fragmentierung in drei Untergruppen. In jeder Untergruppe wird zwischen einfacher (A) und mehrfragmentärer (B) Fraktur unterschieden (Abb. 6).

Dem Typ I werden nicht dislozierte Frakturen zugeordnet, bei denen das Ellenbogengelenk stabil ist, d. h. die Dislokation der Fragmente weniger als 2 mm beträgt und die Kollateralbänder intakt sind. Im Unterschied dazu ist die Fraktur des Typ II disloziert. Das Ellenbogengelenk ist aber auch hier stabil. Eine Typ III Fraktur ist disloziert und das Ellenbogengelenk nicht mehr stabil mit Luxationsanteil.

Im Unterschied zur Schatzker-Schmelting-Klassifikation wird die distale Schrägfraktur ohne Gelenkinstabilität, die Schatzker Typ E entspricht, nicht miteinbezogen. Stärken der Klassifikation sind die Prägnanz und die Berücksichtigung des Stabilitätsgrades, der für das operative Vorgehen entscheidend ist [8, 31, 34-36].

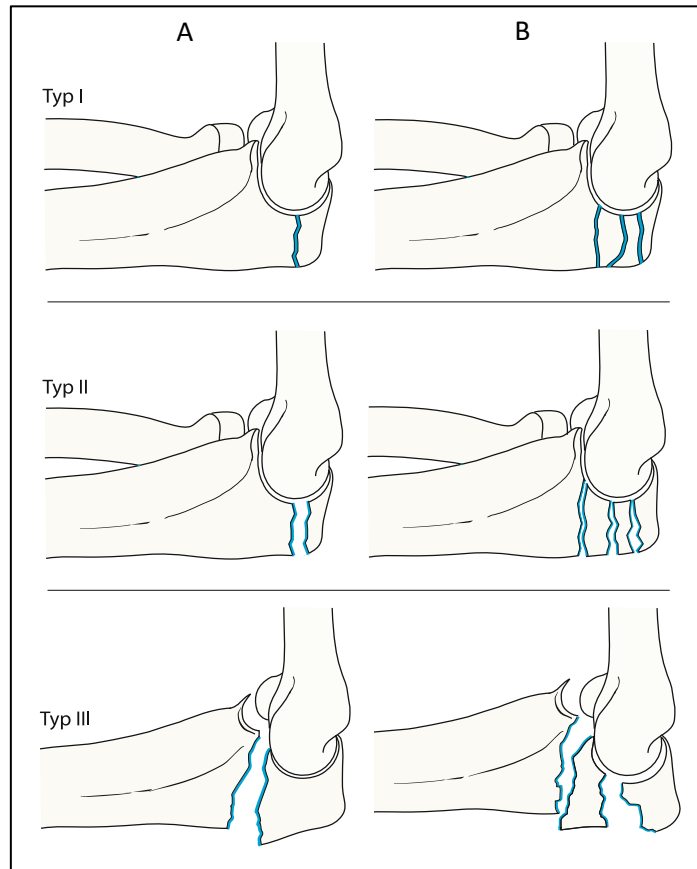


Abb. 6: Mayo-Klassifikation nach Morrey und Adams. Nach dieser Klassifikation werden in der vorliegenden Studie Mayo IIB-Frakturen untersucht (aus HEINRICHS et al. 2011. S. 60).

1.2.2.4 Weitere Klassifikationen

Die Klassifikation nach Colton et al. [37] zählt zu den ersten Einteilungen und unterteilt die Frakturen anhand von Dislokationsgrad und Frakturlinie in 4 Typen [29, 35].

Die proximale Ulnaluxationsfraktur, die auch als Monteggia-Verletzung bekannt ist, wird anhand der Einteilungen nach Bado [38] vorgenommen.

Frakturen des Processus coronoideus können nach Regan und Morrey [39] oder nach der O'Driscoll-Klassifikation [40] unterteilt werden.

In der detaillierten Einteilung der proximalen Unterarmfrakturen nach *Giannicola* [41] aus dem Jahr 2011 werden nicht nur die Lokalisation der Ulnafraktur, sondern daneben auch die Begleitverletzungen und Dislokation benachbarten Gelenke bis hin zur *Membrana interossea* miteingeschlossen. Diese differenzierte und umfangreiche Einordnung und die Möglichkeit einer Therapieableitung bewertet *Meffert* [8] positiv. Da es sich hier um eine neue Klassifikation handelt, ist der Stellenwert anhand der Verwendung in Studien noch nicht sicher zu beurteilen.

1.2.3 Klinische Diagnostik und Bildgebung

Die Anamnese ist bezüglich der Ursache und zur Rekonstruktion des Unfallgeschehens ein wichtiger Bestandteil [15, 42]. Das Alter des Patienten kann Hinweise auf Ursache und Verletzungsform geben (s. Kapitel 1.2.1).

Bei der Inspektion des Patienten fällt eine leicht gestreckte Schonhaltung des Ellenbogens auf [14, 15, 43]. Daneben sind oft Hautabschürfungen, Hämatome und Schwellung über dem dorsalen Ellenbogengelenk sichtbar. Man sollte auch einen Blick auf mögliche Fehlstellungen des Gelenks werfen. Besonders eine Asymmetrie des *Hueter-Dreiecks* mit den Epikondylen des Humerus und der Olekranonspitze als Eckpunkten ist frakturverdächtig [14, 15, 43].

In der klinischen Untersuchung sind die Leitsymptome Bewegungseinschränkung und Schmerz im Seitenvergleich zu prüfen [42]. Die aktive Streckung des verletzten Arms ist gegen Schwerkraft meist nicht möglich. Bei freier Beweglichkeit des Ellenbogens ist nach *Lennon* [44] in 97,6 % ein unauffälliges Röntgenbild zu erwarten. Bei der Palpation können dislozierte Knochenfragmente, Lücken oder eine Stufenbildung tastbar sein. Diese Befunde werden als sichere Frakturzeichen bewertet [15]. Ein Druckschmerz dorsal im *Soft-Spot-Bereich* deutet auf ein intraartikuläres Problem hin [42]. Auch der Unterarm einschließlich des Handgelenks der betroffenen Seite sollte untersucht werden, um mögliche Begleitverletzungen zu erfassen [43]. Die Untersuchung umfasst die Erhebung des Gefäßstatus durch Tasten des peripheren Pulses am Handgelenk und den Ausschluss neurologischer Ausfälle. Der *N. ulnaris* ist

aufgrund seiner topographischen Lage für Verletzungen prädisponiert, insbesondere bei Hochrasanztraumata und Luxationsfrakturen [8, 43].

Ergänzend wird bei Frakturverdacht eine Bildgebung durchgeführt. Konventionelle Röntgenbilder des Ellenbogens in zwei Ebenen sind dafür in den meisten Fällen ausreichend [14, 15, 43, 45]. In der anterior-posterioren (a.p.) Aufnahme des supinierten und extendierten Ellenbogens sind u. a. Verletzungen der Fossa olecrani und der Trochlea humeri, sowie der Tragewinkel gut zu beurteilen [45]. Der Tragewinkel oder auch Valguswinkel α genannt (Winkel zwischen Humerus- und Ulnalängsachse bei extendiertem und vollständig supiniertem Unterarm) beträgt in physiologischer Position 10° - 15° (Abb. 3) und nimmt bei Instabilität zu bzw. ab [45, 46]. In der seitlichen Aufnahme in Supination und 90° Flexion sind das Olekranon, die Radiuskopffläche und das Humeroradialgelenk gut sichtbar [45]. Im Zusammenhang mit einer Fraktur kann im Röntgenbild ein „fat pad sign“ als dunkles segelförmiges Dreieck erkennbar sein [15, 45]. Ursächlich dafür ist ein intraartikulärer Erguss, der in Zusammenhang mit der Fraktur auftreten kann und das Abheben der Fettpolster im Bereich der Fossa coronoidea und Fossa olecrani bewirkt. Dieser Befund ist als indirektes Frakturzeichen zu bewerten [15, 45].

Eine Indikation zur CT-Diagnostik wird bei isolierten Olekranonfrakturen nur selten gestellt. Bei komplexen Begleitverletzungen und intraartikulären Mehrfragmentierungen ist diese jedoch zur exakten Operationsplanung hilfreich [8, 15, 27]. Ein MRT ist nicht zur primären Diagnostik indiziert, sondern bei posttraumatischen Komplikationen, Instabilität oder bei komplizierter Gelenkanatomie [45].

1.2.4 Versorgung

Herausforderungen sind insbesondere die dünne Weichteildeckung, der komplexe Gelenkaufbau und der hohe Stellenwert des funktionstüchtigen Gelenks für den Alltag. Umso wichtiger ist es, das Verletzungsausmaß realistisch zu bewerten [8] und zeitnah zu versorgen [43]. Nur bei exakter Reposition mit einem geeigneten Therapieverfahren

können Anatomie, Stabilität und Funktion des Gelenks wiederhergestellt werden [15, 27].

1.2.4.1 Konservative Therapie

Die konservative Therapie findet daher bei Olekranonfrakturen nur selten Anwendung. Indikationen stellen stabile Frakturen mit einer Dislokation von höchstens 2 mm bei einer Ellenbogenflexion von 90° dar [8, 15, 22, 29, 47]. Alte bzw. inaktive Patienten erhalten in Einzelfällen auch bei größeren Dislokationen und stabilem Humeroulnargelenk eine konservative Behandlung [8, 15, 18, 22]. Die Therapie besteht aus der Ruhigstellung des Gelenks in einer dorsalen Oberarmschiene für 1-2 Wochen [14, 15, 43]. Auf die Ruhigstellung hin erfolgt eine physiotherapeutische Übungsbehandlung aus der Schiene heraus. Streckung, Pronation und Supination sind beschwerdeadaptiert erlaubt, die Beugung ist bis 6 Wochen nach Fraktur auf 90° limitiert. In dieser Zeit sind auch das Tragen von Lasten und aktive Bewegungsübungen gegen Widerstand untersagt [14, 15, 43]. Regelmäßige Röntgenaufnahmen sind bei der konservativen Therapie unabdingbar, um sekundäre Frakturverschiebungen frühzeitig zu erkennen [8, 14].

1.2.4.2 Operative Therapie

Die meisten Frakturen des Olekranons sind instabil und/oder disloziert mit einer Verschiebung der Fragmente von mehr als 2 mm [15, 43]. Die Therapie der Wahl ist die operative Behandlung mittels Osteosynthese [8]. Die AO-ASIF Gruppe [48] hat hierfür 1958 vier allgemeine Grundprinzipien formuliert, die für einen langfristigen Therapieerfolg entscheidend sind:

- Anatomische Reposition
- Stabile Osteosynthese
- Erhalt der Blutversorgung
- Frühzeitige Mobilisierung

Durch eine gute Reposition und Stabilität der Osteosynthese kann postoperativ eine frühzeitige Gelenkmobilisation ermöglicht werden [8, 14, 43, 49]. Eine genaue

Wiederherstellung der Gelenkfläche und der Achsenverhältnisse helfen dabei, einer Arthrose vorzubeugen und den Bewegungsumfang zu erhalten [15].

In der Regel wird eine offene Reposition und interne Fixierung (ORIF) durchgeführt. Meist wird hierfür ein dorsaler Zugang zum Gelenk gewählt [27, 29, 50]. Der Patient liegt hierzu in Bauchlage, der Arm wird abduziert und das Ellenbogengelenk 90° flektiert, so dass der Unterarm frei hängt [27, 29, 50]. 3 cm proximal der Olekranonspitze wird der Hautschnitt gesetzt und an der radialen Seite außen am Olekranon herumgeführt. So können die Wundheilung verbessert [50] und die Narbenbildung über dem Gelenk verringert werden [8]. Der M. triceps kann je nach Osteosyntheseverfahren zentral gespalten oder zur Seite genommen werden. Man sollte den Muskel nicht durchtrennen, um eine Insuffizienz zu vermeiden [50]. Es folgen die Mobilisation des M. anconaeus und des M. flexor carpi ulnaris, die Eröffnung der Gelenkkapsel und die Darstellung des Frakturspalts [8, 29]. Während der gesamten Operation ist darauf zu achten, dass der N. ulnaris ausreichend geschützt wird [50].

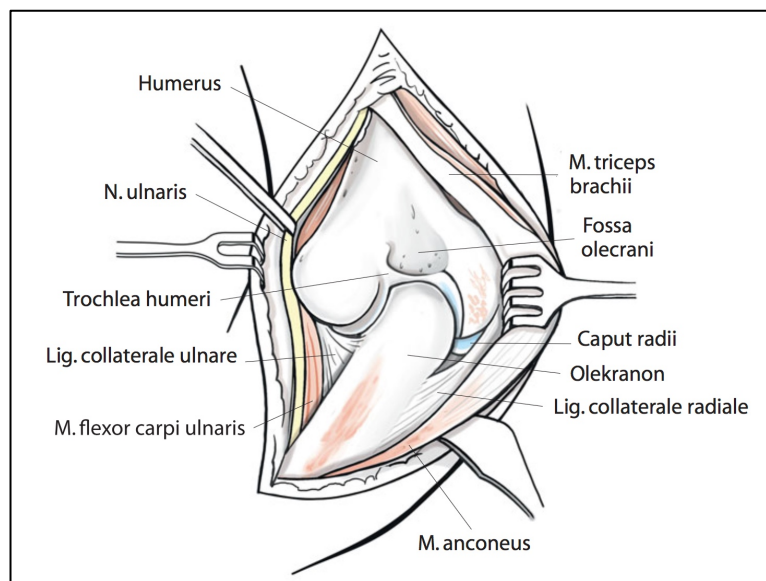


Abb. 7: Dorsaler Zugangsweg mit Mobilisierung des M. triceps und dessen Sehne nach lateral und Darstellung der proximalen Ulna (aus QUACK 2015. S. 227).

Bei einer zusätzlichen Verletzung des Radiuskopfes wird zuerst der Radiuskopf reponiert und anschließend das Olekranon [8]. Nach der Reposition wird die Fraktur mit

Repositionszange und Kirschnerdrähten temporär fixiert [43]. Besonderes Augenmerk sollte darauf liegen, dass der Bogen der Incisura semilunaris ulnae nicht zu eng ist, die „bare area“ in der Mitte der Gelenkfläche rekonstruiert wird und die dorsale Kortikalis bündig abschließt (Abb. 8) [51]. Ansonsten können in der Folge Bewegungseinschränkungen und Arthrosen auftreten [8]. Nach jeder Osteosynthese erfolgt obligat eine abschließende Stabilitätsprüfung mittels Bildwandler bei Ellenbogenextension und 90° Flexion bevor die Muskeln, Bänder und die Haut vernäht werden [43].

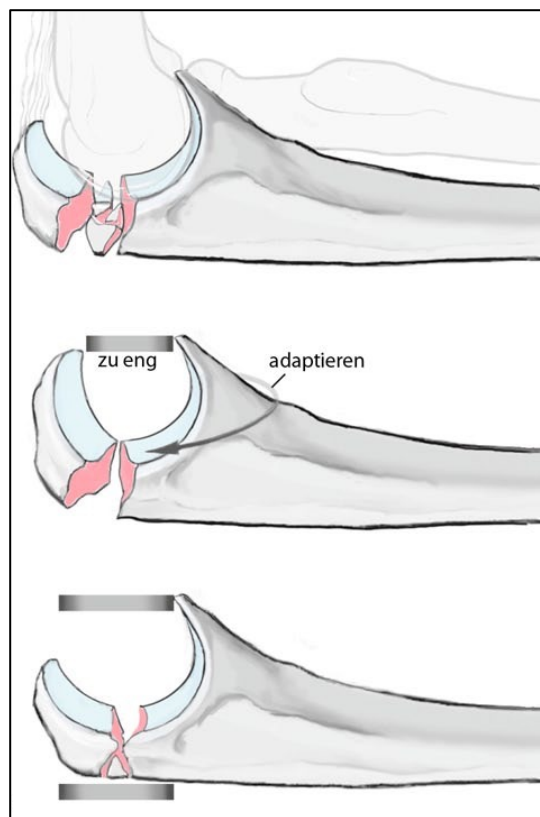


Abb. 8: Genaue Rekonstruktion der Incisura semilunaris ulnae mit Angleichung der dorsalen Anteile der Ulna (aus RIES et al. 2015. S. 348).

Die Wahl der geeigneten operativen Behandlungsstrategie und des Osteosyntheseverfahrens für Ellenbogenluxationsfrakturen richtet sich vorwiegend nach dem Ausmaß der Fraktur und den Begleitverletzungen (Tab. 1) [8, 29, 43].

einfach	komplex	komplex und instabil	
Mayo IA, IIA, Schatzker A	Mayo IB, IIB, IIIA, Schatzker B, C, E	Mayo IIIA, B, Schatzker D, E, F, Bado 1-4, Jupiter A-D	Regan u. Morrey II, III, O'Driscoll 2.3, 3
↓	↓	↓	↓
ORIF <ul style="list-style-type: none"> • Drahtzuggurtung • Zuggurtungsplatte • Platte • Nagel • Gewindedraht • Perkutane Schraube 	ORIF <ul style="list-style-type: none"> • Minidoppelplatte • Dorsale Formplatte winkelstabil • Evtl. „verlorene“ Schraube für instabile Einzelfragmente 	ORIF (Reihenfolge) <ol style="list-style-type: none"> 1. Radiuskopf 2. Processus coronoideus 3. Ulnaschaft 4. Bandnaht evtl. FixEx 	ORIF (Zugang!) <ul style="list-style-type: none"> • Hotchkiss (ulnar) • Doppelzugang (radial und ulnar) • Kubital: direkte Verschraubung (Alternative)

Tab. 1: Behandlungsstrategien bei Ellenbogenluxationsfrakturen. ORIF = offene Reposition und interne Fixierung (nach MEFFERT 2016. S.204-230).

Im Folgenden werden die wesentlichen operativen Behandlungsoptionen für Olekranonfrakturen dargestellt.

1.2.4.2.1 Zuggurtungsosteosynthese

Die Zuggurtungsosteosynthese nach Weber [52] gilt als etabliertes Verfahren [14, 15, 29, 37, 47] bei einfachen Quer- und Schrägfrakturen proximal der Olekranonmittellinie (Schatzker A und C, Mayo I A und II A, AO 21.-B3.1) [8, 29]. Das Prinzip besteht darin, dass die Zuggurtung die Zugkräfte des M. triceps interfragmentär in Kompressionskräfte umwandelt (Abb. 9). Dies ist nur möglich, wenn die Knochenqualität und die Fraktur eine stabile Abstützung der Fragmente unter Kompression erlauben [43]. Bei Frakturen distal der Olekranonmittellinie oder bei Trümmerfrakturen besteht die Gefahr, dass die Zugkräfte in Scherkräfte umgewandelt werden. Die Folgen können Fragmentdislokation, Implantatlockerung und Pseudarthrosen sein [8, 29, 43].

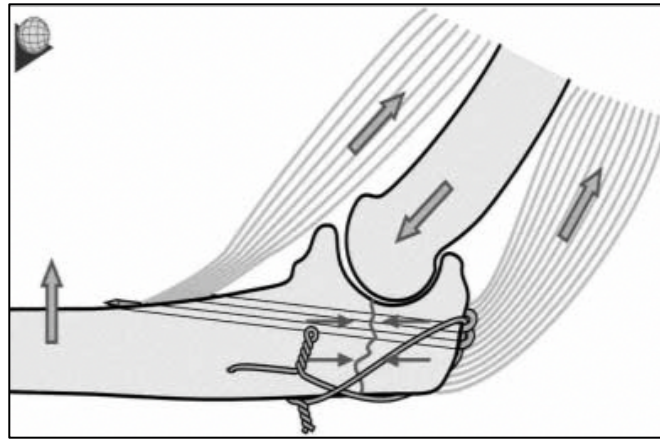


Abb. 9: Prinzip der Zuggurtungsosteosynthese am Olekranon (aus OTTO 2002. S.83).

Für die Osteosynthese werden nach Empfehlung der AO zwei parallele Kirschnerdrähte orthogonal zur Frakturlinie in die Ulna gebohrt. Wichtig ist, dass die Drähte bis in die Gegenkortikalis reichen. Nur so kann das Zuggurtungssystem greifen und eine vorzeitige Implantatlockerung verhindert werden [8, 14, 29, 43]. Ca. 4 cm distal der Fraktur wird ein Cerclagedraht quer durch den Knochen geführt, achterförmig gedreht und mit den Kirschnerdrähten verbunden. Der Cerclagedraht wird gezwirbelt, um die Kompression zu induzieren und die Kirschnerdrähte in der Trizepssehne umgebogen, um die Weichteile nicht zu verletzen [14, 43]. Es gibt die Möglichkeit, zusätzlich Zugschrauben einzusetzen [14, 29, 53]. Dies bewertet *Meffert* [8] aufgrund der hohen Anzahl an Revisionen nach Lockerung kritisch.

Seit einigen Jahren ist die Olekranon Zugplatte der Firma Medartis® als Alternative zur Zuggurtungsosteosynthese bei einfachen Olekranonfrakturen auf dem Markt. Anstatt der Kirschnerdrähte werden zwei Zugschrauben zur homogenen Kompression durch die Fraktur gebohrt. *Meffert* [8] beschreibt, dass im klinischen Alltag die Schraubenlockerung und die Weichteilirritation vermindert auftreten. Kontrollierte Studien bleiben abzuwarten, um die allgemeine Gültigkeit dieser Aussage zu bestätigen.

1.2.4.2 Plattenosteosynthese

Die Plattenosteosynthese findet hauptsächlich Anwendung bei instabilen Mehrfragmentfrakturen (Schatzker Typ B, D, E, F, Mayo Typ II B und III), bei

Impressionsfrakturen, bei Beteiligung des Coronoids, Olekranonosteotomie und Pseudarthrose der proximalen Ulna [8, 14, 29, 54-58].

In den letzten Jahren sind zahlreiche anatomisch vorgeformte Plattensysteme mit winkelstabiler Fixierung entstanden, die eine bessere Verankerung auch bei rarefizierten und osteoporotischen Knochen ermöglichen [14, 43, 59]. Die Platten besitzen viele Schraubenlöcher und damit viele Optionen zur Schraubenplatzierung, um Trümmerzonen stabiler versorgen und kleine Fragmente besser fassen zu können.

Abhängig von den verwendeten Schrauben können die Platten eine zuggurtende, eine neutralisierende oder eine abstützende Funktion haben und gut stabilisieren [29]. Nicht winkelstabile Kortikalisschrauben werden zur Kompression genutzt, während die winkelstabilen Verriegelungsschrauben eine Kompression im Frakturbereich verhindern sollen [43, 60]. Ähnlich wie beim Fixateur externe überbrückt man mit einer stabilen Verbindung von Schraube und Platte die instabile Zone [60]. Diese Zone ist somit lastfrei und ermöglicht eine frühzeitige Beübung ohne Dislokation [60].

In manchen Fällen wird die Osteosynthese mittels einer zusätzlichen Zuggurtung aus resorbierbarem Material gesichert oder durch Minischrauben ergänzt, um kleine Fragmente zu fixieren [59].

Im Folgenden werden die dorsale und die laterale Plattenosteosynthese näher beschrieben. Diese beiden Optionen stellen auch die in der vorliegenden Studie getesteten Verfahren dar.

Grundsätzlich werden vor Anbringung der Platten die Gelenkflächen reponiert und falls nötig die imprimierten Gelenkflächenanteile angehoben und mit Knochenmaterial aufgefüllt [29, 43].

Dorsale Plattenosteosynthese mit LCP Olekranonplatte

Die dorsale Plattenosteosynthese ist das schon länger zur Verfügung stehende Verfahren zur Behandlung intra- und extraartikulärer Mehrfragmentfrakturen des Olekranons [54, 59]. Bei der LCP Olekranonplatte (Locking Compression Plate)

handelt es sich um eine anatomisch vorgeformte winkelstabile Platte von 3,5 mm Dicke aus Titan (oder Stahl), die auf der dorsalen Seite der Ulna angebracht wird und durch die gebogene Form proximal das Olekranon umfasst. Im Schaftbereich befinden sich LCP Kombilöcher, die nach Angaben des Herstellers die Verwendung von Standardschrauben für eine dynamisch-axiale Kompression im DCU-Teil (Dynamic Compression Unit) oder von Verriegelungsschrauben für eine feste Winkelstabilität zwischen Platte und Schraube erlauben. Die Verankerung im Schaftbereich dient einer festen und stabilen Plattenlage [43]. Im proximalen Teil geben 8 Verriegelungslöcher die Richtung der Verriegelungsschrauben durch das Gewinde vor. Die Schrauben werden fächerförmig in der Platte verankert. So können die Schrauben bis in den Processus coronoideus und die Olekranonspitze reichen und stoßen nicht aufeinander (Abb. 10) [29]. Gleichzeitig soll der gelenknahe Verlauf der Schrauben die Gelenkfläche stützen [43]. Es besteht weiterhin die Möglichkeit, die Schrauben auch nur monokortikal zu bohren [61].

Je nach Frakturlokalisierung und Knochen kann eine passende Plattenlänge mit 2 - 12 Kombilöchern im Schaftbereich gewählt und eine anatomische Biegung mittels Schränkeisen vorgenommen werden.

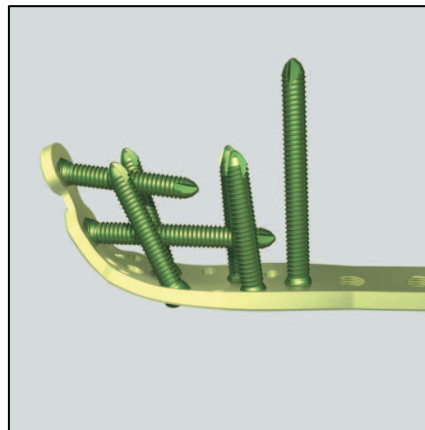


Abb. 10: Darstellung des Systems der LCP-Olekranonplatte mit verankerten Schrauben (aus LCP Olekranonplatte. Operationstechnik. S. 12).

Die nachfolgende Beschreibung orientiert sich an der im Manual des Herstellers vorgegebenen Operationstechnik [62]. Der Trizepssehnenansatz und die Faszie werden für die Plattenanbringung gespalten, so dass die Platte knochennah und nicht auf dem

Sehnenansatz aufliegt [43]. Es folgt die Reposition des Knochens und die temporäre Fixierung mit Kirschnerdrähten. Die Platte wird angelegt und mit einer Kortikalisschraube (\varnothing 3,5 mm) im Schaftbereich mithilfe eines Bohrers (\varnothing 2,8 mm) an den Knochen fixiert. Die proximalen Löcher werden mit Bohrbuchse und speziellem Spiralbohrer (\varnothing 2,8 mm) in vorgegebener Richtung gebohrt und die passende Schraubenlänge mit dem Messstab gewählt. Es ist darauf zu achten, dass die zwei proximalen Schrauben kürzer als 30 mm sind, um nicht auf die Schrauben im Schaftbereich zu treffen. Wahlweise kann temporär eine Kortikalisschraube im Schaftbereich fixiert werden, um die Platte näher an den Knochen zu ziehen. Die selbstschneidenden Verriegelungsschrauben (\varnothing 3,5 mm) werden mit einem Sechskantenschraubenzieher-Einsatz und einem Drehmomentbegrenzer (1,5 Nm) eingebracht. Sobald das maximale Drehmoment erreicht ist und die Schraube fest sitzt, ist ein Klicken zu hören. Um die Schrauben im Schaftbereich anzubringen, wird die Bohrbuchse auf den gewindetragenden Teil der Kombilöcher festgeschraubt und die Schrauben nach dem gleichen Prinzip wie im proximalen Teil angebracht.

Die verhältnismäßig großen Schrauben (\varnothing 3,5 mm) mit vorgegebenem Schraubenverlauf können kleine Fragmente insbesondere an der Olekranonspitze oft nicht fassen [8, 43]. In diesem Fall werden zusätzlich kleinere Zugschrauben zur Fixierung verwendet.

Laterale Flachprofil-doppelplattenosteosynthese mit Olekranon Zwillingsplatten

Die laterale Plattenosteosynthese stellt eine relativ neue Alternative zur dorsalen Olekranonplatte dar [8]. Ursprünglich wurden Doppelplatten zur Therapie von Pseudarthrosen verwendet. Inzwischen finden sie auch Einsatz in der Primärversorgung komplizierter Frakturen [58, 63]. Bei diesem Osteosyntheseverfahren werden zwei Platten mit einer Profilhöhe von 1,6 mm aus Titan im Winkel von 90° - 120° zueinander seitlich an der Ulna fixiert. Der Hersteller verspricht gleiche Stabilität wie bei der dorsalen Plattenosteosynthese durch die biomechanisch günstigere Lage bilateral [64]. Für proximale Frakturen stehen anatomisch vorgebogene Platten mit 14 Schraubenlöchern zur Verfügung, die das Olekranon umschließen. Zur Verankerung dienen Kortikalisschrauben und polyaxiale winkelstabile Verriegelungsschrauben (\varnothing

2,8 mm) mit einer sogenannten „TriLock Verblockungstechnologie“ [64]. Diese Methode erlaubt ein Schwenken der winkelstabilen Schraube von $\pm 15^\circ$ in alle Richtungen (Abb. 11) und ein dreimaliges Wiederverblocken, um die Schraubenposition an die Fraktur anzupassen.

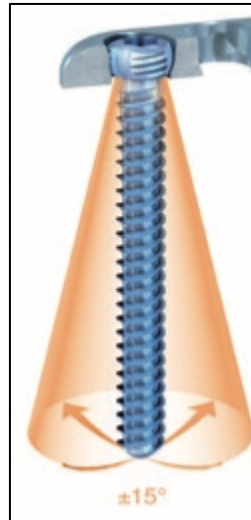


Abb. 11: TriLock Verblockungsschraube der Firma Medartis®
(aus Ellenbogen-System 2.0, 2.8. Produktinformation. Medartis. S. 18)

Die Schraubenlage senkrecht zur Zugrichtung des M. triceps brachii steigert außerdem die Primärstabilität im Vergleich zu den parallel zum Muskel verlaufenden Schrauben der dorsalen Plattenosteosynthese [8, 27]. Das System soll durch den kleineren Schraubendurchmesser sowie die seitliche Anbringung zweier Platten kleine proximale Fragmente besser fixieren können als andere Plattensysteme [8, 63, 64]. Fragmente, die trotzdem nicht gefasst werden, können mit einer „verlorenen“ Minischraube kombiniert werden [8]. Eine ausreichende Vaskularisierung des Periostes sei durch den geringen Kontakt der Platte garantiert [64, 65]. Die Anmodellierung und Anlage der Platten ist passgenau und einfach möglich, dafür ist die Präparation und die Kontrolle mittels zusätzlicher Schrägaufnahmen zeitintensiver [8]. Das operative Vorgehen wird in Anlehnung an die Beschreibung von *Ries et al.* [27] vorgenommen. Wie auch bei der dorsalen Osteosynthese wird mit der anatomischen Reposition und der Platzierung der Platten begonnen. Die Plattenspitzen können je nach Bedarf zueinander oder voneinander weg zeigen [27]. Im Schaftbereich distal der Fraktur wird das Langloch der ersten Platte locker mit einer nicht winkelstabilen Kortikalisschraube besetzt [27]. Der

Ansatz des M. triceps brachii wird eingeschnitten, das proximale Plattenende unter dem Muskel auf dem Knochen angebracht und die erste Kortikalisschraube festgezogen. Anschließend werden nacheinander das proximale Schraubenloch und die übrigen Löcher mit einem Spiralbohrer (\varnothing 2,35 mm) vorgebohrt und mit winkelstabilen Schrauben besetzt. Die zweite Platte ist nach dem gleichen Prinzip zu befestigen. Die Höhe der Platzierung kann dabei je nach Fraktur variieren. Wichtig ist, dass die Platten so zu einander stehen, dass die Schrauben nicht miteinander kollidieren. Außerdem ist die Perforation der Gelenkfläche zu vermeiden, um Knorpelschäden vorzubeugen [27]. Am Ende sollte jede Platte mit mindestens 4 Schrauben am Knochen verankert sein, wovon 2 im proximalen und 2 im distalen Fragment liegen [27].

1.2.4.3 Nachbehandlung

Nach der operativen Versorgung wird die frühfunktionelle Übungsbehandlung [8, 27, 29] angestrebt. Die frühzeitige Mobilisation soll Gelenksteife, Kontrakturen, Verklebungen und Inaktivierungsatrophien vorbeugen [27, 43]. Man unterscheidet die passive Übungsbehandlung (Übungsstabilität) und die Übung gegen Widerstand (Belastungsstabilität) [66]. Für die Nachbehandlung steht die passive Mobilisation im Vordergrund [66]. Bereits ab dem 1. – 2. postoperativen Tag soll das Gelenk nach Entfernung der Drainagen aus der Schiene heraus passiv mobilisiert werden. Bei unkomplizierten Osteosynthesen wird eine beschwerdeadaptierte Mobilisation empfohlen [29]. Bei Mehrfragmentfrakturen bleibt der Bewegungsumfang für 4 – 6 Wochen auf Streckung/ Beugung $0^\circ/0^\circ/90^\circ$ beschränkt, d. h. vollständige Streckung und Flexion bis 90° sind möglich [43, 59]. Während der passageren Ruhigstellung sollte der Arm in 90° gebeugt sein, damit sich die Muskelkräfte wie eine Zuggurtung positiv auf die Osteosynthese auswirken [29]. Bei Extension kann es nach *Jung* [29] hingegen durch eine Kraftumkehr auf Dauer zu einer Destabilisierung kommen. Sobald im Röntgen die Knochenqualität ausreichend solide ist, kann mit der assistierten aktiven Bewegung und der Vollbelastung begonnen werden [29, 31]. Dies ist meist 6 – 12 Wochen postoperativ der Fall [27, 31]. Abhängig vom Verletzungsmuster, der Stabilität der Osteosynthese und dem Ermessen des Operateurs können Bewegungsumfang und

zeitliche Vorgaben variieren [8, 43]. Bis zur vollständigen Ausheilung können 2 – 6 Monate vergehen [43].

1.2.4.4 Komplikationen

Bei der konservativen Therapie besteht insbesondere die Gefahr der Pseudarthrose und eines verminderten Bewegungsumfangs im Gelenk [15]. Bei einer Dislokation kann die aktive Extension durch die dadurch veränderte Krafteinleitung des M. triceps brachii negativ beeinflusst werden [67].

Die operativen Therapieoptionen mit offener Reposition und interner Fixierung zeigen nach den ersten Langzeitergebnissen *Karlssons et al.* [20] bei richtiger Indikation und sachgemäßer operativer Durchführung eine hohe Patientenzufriedenheit. Das funktionelle Ergebnis kann trotzdem abhängig von der Fraktur sehr unterschiedlich ausfallen. *Meffert* [8, 68] fasst zusammen, dass nach aktuellen Studien bei Zuggurtungsosteosynthesen die Funktion bei 37 - 86 % der Patienten erhalten bleibt und bei Plattenosteosynthese bei 63 - 88 %. Dabei erzielen einfache und stabile Frakturen wie die isolierte dislozierte Olekranonfraktur wesentlich bessere Ergebnisse als komplexe Frakturen wie die Mayo Typ III-Frakturen oder Kombinationsverletzungen [17, 18, 21]. Neben dem Frakturtyp gibt *Jung* [29] auch eine adäquate Osteosynthesetechnik, Implantatstabilität und eine angemessene Nachbehandlung als entscheidende Faktoren an.

Die häufigste Komplikation postoperativ bereiten Symptome durch die Implantante. Dazu gehören Schmerzen [21, 57, 69-71], ebenso wie Weichteilirritationen durch den geringen Weichteilschutz auf der dorsalen Seite des Ellenbogengelenks z. B. bei der Zuggurtungsosteosynthese durch lokale Hautreizungen der Drähte [27, 29]. Eine ähnlich häufige Komplikation stellt die Minderung des Bewegungsumfangs dar [29]. Dabei ist insbesondere die Extension betroffen [21], wobei die Patienten bei einer Reduktion von 10-15° in den alltäglichen Bewegungen kaum eingeschränkt sind [14, 72]. Zuggurtungs- und Plattenosteosynthesen sind in ähnlich hohem Maße ursächlich

[18, 21]. Besonders gefährdet sind Patienten mit zusätzlicher Radiuskopffraktur oder einer Monteggia-Fraktur [73].

Mit einem Repositionsverlust ist nach *Hume* [57] insbesondere bei Zuggurtungsosteosynthesen zu rechnen. In seiner Studie trat diese Komplikation bei 53 % der Zuggurtungen auf, während es bei Verwendung von Platten nur 5 % waren. Die Arbeit von Hume stammt aber aus dem Jahr 1991 und schloss nur 41 Patienten ein.

Die Arthroserate liegt nach *Rommens* [21, 69] bei rund 20 % bzw. nach *Lindenhovius* [72] bei 45 % für moderate Arthrosen. Insbesondere bei einem Displacement von 2 mm und Beeinträchtigung der Gelenkflächen ist mit dieser späten Komplikation zu rechnen [29, 74]. Hier empfiehlt sich eine rechtzeitige Revision [29].

Nicht zu unterschätzen sind Infektionen. Sie traten in den Studien zwar nur mit einer Wahrscheinlichkeit von 0 - 4,8 % auf [21, 57, 69, 71], können sich aber durch den geringen Weichteilschutz um das Ellenbogengelenk schnell von einer oberflächlichen zu einer tiefen Infektion ausbreiten [58]. Eine aggressive Therapie ist ratsam [58].

Zu den selteneren Komplikationen gehören die Verletzung bzw. Entzündung des N. ulnaris [21, 29, 57, 69-71], die insbesondere bei unzureichender Frakturreduktion auftritt [75]. Auch eine heterotope Ossifikation tritt nur selten und eher bei komplexen Frakturen und Weichteilverletzungen auf [29, 57, 71, 73, 76]. Nur in Einzelfällen werden verzögerte Knochenbruchheilung und Pseudarthrosen beobachtet, die mit einer insuffizienten Osteosynthese durch Drahtmigration [73] bzw. Implantatlockerung zu begründen sind [17, 21, 29, 47, 57, 69]. Eine Drahtwanderung tritt häufiger auf als ein Implantatversagen [8, 58, 73].

Die Behandlung der Komplikationen stellt in 20 - 80 % der Fälle die Metallentfernung dar [20, 21, 56, 57, 70, 72, 74] und führt mehrheitlich zu einer Verbesserung der subjektiven Symptome bei den Patienten [21, 77].

Allgemein wird eine Implantatentfernung bei der Verwendung von Platten seltener gefordert als bei Zuggurtungen [70, 74, 78, 79]. Dennoch führt auch die LCP-

Olekranonplatte durch die dorsale Lage der Platte nach *Ries et al.* [27] immer wieder zu Weichteilirritationen und damit verbundenen Implantatentfernungen. Bei der Verwendung zweier seitlicher Platten sind diese Komplikationen und die damit verbundene Metallentfernung nach einer aktuellen klinischen Übersichtsarbeit von *Katthagen et al.* und ersten klinischen Untersuchungen auch nicht auszuschließen, treten aber seltener auf [27, 51, 63, 80, 81]. *Meffert* [8] begründet dies mit der subfaszialen und lateralen Plattenlage.

1.3 Biomechanische Untersuchungen

Es gibt bereits biomechanische Studien zu proximalen Ulnafrakturen. Dieses Kapitel dient als Übersicht über die bisherigen biomechanischen Arbeiten, die die dorsale Plattenosteosynthese mit der lateralen vergleichen [82-85]. Die wesentlichen Parameter dieser Arbeiten sind in der nachfolgenden Tabelle (Tab. 2) zusammengefasst.

	<i>Gordon et al.</i> [83], 2006	<i>Kawasaki et al.</i> [85], 2016	<i>Wegmann et al.</i> [84], 2016	<i>Hackl et al.</i> [82], 2017
Knochen	Kadaver	Kunstknochen	Kunstknochen	Kadaver
Anzahl der Fragmente	2	2	4	2
Krafteinwirkung	Druck	Zug	Druck	Zug
LTF-Testung	ja	ja	-	-
Anzahl getesteter Knochen pro Gruppe	7	6 und 7	20	7
Bewegungsumfang	90°	90°	30°, 90°	15°- 90°
Kraftintensität	< 50 Nm	< 100 N	10 - 400 N	25 - 80 N
Zyklenanzahl	< 50	> 600.000	400	30

Tab. 2: Wesentliche Charakteristika von vergleichenden biomechanischen Studien an proximalen Ulnafrakturen mit Versorgung durch laterale und dorsale Plattenosteosynthese.

Alle bisher vorliegenden Arbeiten beschränkten sich bei der biomechanischen Untersuchung auf die Erhebung einiger weniger Messparameter, die sich zwischen den Studien unterscheiden. Dies erschwert die Vergleichbarkeit, da nicht alle Parameter konsistent in allen Arbeiten erhoben wurden. In der Regel zeigten sich für die in den

Studien jeweils erhobenen Parameter keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Formen der Plattenosteosynthesen.

Bei *Gordon et al.* [83] zeigten sich die beiden Osteosyntheseverfahren gleichwertig in Hinblick auf den Biegemoment, bei dem die Konstruktion versagte.

Auch in der Studie von *Kawasaki et al.* [85] waren in Bezug auf die Maximalkraft und die Anzahl an Zyklen bis zum Versagen keine signifikanten Unterschiede festzustellen. Die Schraubenlockerung hingegen war bei dem lateral angebrachten Plattenpaar signifikant kleiner.

Die Arbeitsgruppe von *Wegmann et al.* [84] gibt an, dass die Rekonstruktionszeit bei der Verwendung einer dorsalen Platten signifikant kürzer sei. Die Qualität der Rekonstruktion der beiden Osteosyntheseverfahren, die anhand der Stufe zwischen den Fragmenten ermittelt wurde, unterschied sich nicht signifikant zwischen beiden Gruppen. Die Steifigkeit wurde bei 30° und 90° Flexion untersucht. Beide Osteosyntheseverfahren erzielten bei 30° höhere Werte als bei 90°. Bei 30° Flexion zeigten sich keine signifikanten Unterschiede, bei 90° Flexion hingegen erzielte die Gruppe mit der dorsalen Plattenosteosynthese eine signifikant höhere Steifigkeit.

Hackl et al. [82] fokussierten sich in ihrer Studie auf die Vergrößerung des Frakturspaltes unter Verwendung eines 3D-Kamerasystems. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Bewegung zwischen den Frakturfragmenten mit einer Doppelplattenosteosynthese geringer ist. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Plattensystemen zeigten sich jedoch auch hier nicht.

Die vorliegenden Studien haben entscheidende Limitationen. Es fällt auf, dass die Testung bei *Gordon et al.* [83] und *Kawasaki et al.* [85] nur in einer Position bzw. bei *Wegmann et al.* [84] nur in zwei Positionen durchgeführt wurde. Alle vier Studien wählten nur eine geringe Kraftintensität und bis auf *Kawasaki et al.* [85] wurde nur eine geringe Anzahl an Wiederholungen durchgeführt. Realitätsnahe Untersuchungen mit einem größeren Bewegungsumfang bei stärker einwirkenden Kräften und höherer Anzahl an Zyklen fehlen bislang.

1.4 Arbeitshypothese

Die dorsale Plattenosteosynthese ist ein schon länger zur Verfügung stehendes Verfahren zur Behandlung intra- und extraartikulärer Mehrfragmentfrakturen des Olekranons [54, 59]. Bei der klinischen Anwendung treten jedoch immer wieder Weichteilirritationen durch die dorsale Lage der recht massiven Platte auf, was nicht selten eine Operation zur Implantatentfernung erfordert [27]. Außerdem sind kleine Fragmente mit den großen monoaxialen Schrauben oft schwer zu fassen.

Seit einigen Jahren existiert eine weitere Osteosynthese, bei der zwei flache laterale Olekranonplatten in Kombination mit kleineren polyaxialen Schrauben zur Fixierung der Fragmente verwendet werden. Die ersten klinischen Ergebnisse von *Rochet et al.* [80] und *Ries et al.* [27] sowie die klinische Übersichtsarbeit von *Katthagen et al.* [63] zeigten bereits geringere Weichteilirritationen und gute klinische Ergebnisse.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines biomechanischen Testmodells und die Stabilitätsprüfung der zwei Verfahren zur Plattenosteosynthese bei mehrfragmentären Olekranonfrakturen in einem klinisch relevanten Belastungsumfang.

Unsere Hypothese war, dass die zwei seitlich angebrachten Olekranon Zwillingsplatten die gleiche Stabilität gewährleisten wie die länger verwendete singuläre dorsale LCP-Olekranonplatte.

Diese Hypothese sollte anhand von fünf Messparametern überprüft werden. Displacement und Frakturspaltbreite wurden während einer zyklischen Testung untersucht, Maximalkraft und Steifigkeit während der statischen Load-to-failure-Testung und die Schraubenlockerung nach der Testung.

Eine Besonderheit dieser Studie ist, dass die Belastung in verschiedenen Gelenkpositionen durch den Zug an einer künstlichen Trizepssehne in vier Stellungen analysiert wird.

In der Literatur existieren bislang vier biomechanische Studien, die eine dorsale mit zwei lateralen Platten zur Versorgung von proximalen Ulnafrakturen bei verschiedenen Frakturformen vergleichen [82-85]. Die vorliegende Arbeit untersucht erstmals auch eine Kombination aus dynamischer und statischer Belastungsform unter Berücksichtigung des großen Bewegungsumfanges des Gelenks unter Verwendung verschieden stark einwirkender Kräfte.

Die biomechanische Studie soll die Grundlagen dafür legen, die klinische Versorgung von mehrfragmentären Olekranonfrakturen zu verbessern.

2 Material und Methoden

2.1 Allgemeines Vorgehen

Ziel war es, die Stabilität der Olekranon Zwillingsplatte der Firma Medartis® und der LCP Olekranonplatte der Firma DePuy Synthes im biomechanischen Testmodell zu prüfen. Für das Projekt wurde eine Prüfvorrichtung entwickelt, geeignete Knochen präpariert und anhand von Vortestungen und Literatur ein geeigneter Testablauf festgelegt.

2.2 Kunstknochen

Für die Studie wurden als Präparate für die Ulna Kunstknochen (Sawbones® Europa AG in Malmö, Schweden) verwendet, die im Gegensatz zu Kadavern in Aufbau und Knochendichte reproduzierbar identisch sind.

In den Voruntersuchungen wurden unterschiedliche Modelle der Firma Sawbones® getestet. Für die eigentliche Versuchsreihe fand der Sawbone 3426 Anwendung, ein linksseitiges Knochenmodell der vierten Generation. Nach Angaben des Herstellers besteht der Knochen aus einem weichen Kern aus Polyurethanschaum und einer harten Außenschicht aus Glasfaser und Epoxidharz [86, 87]. Wie an der Tibia ist dieser Aufbau dem humanen Knochen aus Kortikalis und Spongiosa nachempfunden [87-89]. Sawbones sind für die Beurteilung der relativen Stabilität geeignet [90, 91]. Gegenüber der dritten Generation ist die Außenschicht verändert, so dass bei Frakturen die Steifigkeit gegen Verdrehung und Biegung höher ist [89]. In zahlreichen Publikationen wurden synthetisch hergestellte Präparate der Ulna bereits für experimentelle Studien mit biomechanischer Fragestellung verwendet [84, 90, 92-96]. Die Modelle können daher als valide Alternative zu den Kadavern angesehen werden. *Jones [92]*, *Reising [93]* und *Zumstein et al. [96]* haben auch das Modell Sawbone 3426 verwendet.

Für die vorliegende Studie war eine große Knochenfestigkeit von besonderer Bedeutung. Der Knochen sollte einer Maximalkraft von über 1500 N in der Load-to-failure-Testung

ausgesetzt werden. Bei den Vortestungen ist bereits aufgefallen, dass die Hartschaumvariante Sawbone 1026 diese Anforderungen nicht erfüllen kann.

2.3 Entwicklung eines biomechanischen Testmodells am Kunstknochen

2.3.1 Prüfvorrichtung

Die Prüfvorrichtung sollte die realitätsnahe Bewegung und Belastung der proximalen Ulna nach einer Plattenosteosynthese des Olekranons simulieren. Dazu wurde in Zusammenarbeit mit der feinmechanischen Werkstatt des Physiologischen Institutes der Universität Würzburg (Direktor: Prof. Dr. M. Heckmann) eine Vorrichtung konstruiert, in der der Knochen in physiologischer Position mit der Gelenkfläche nach oben ausgerichtet eingespannt wird (Abb. 12).

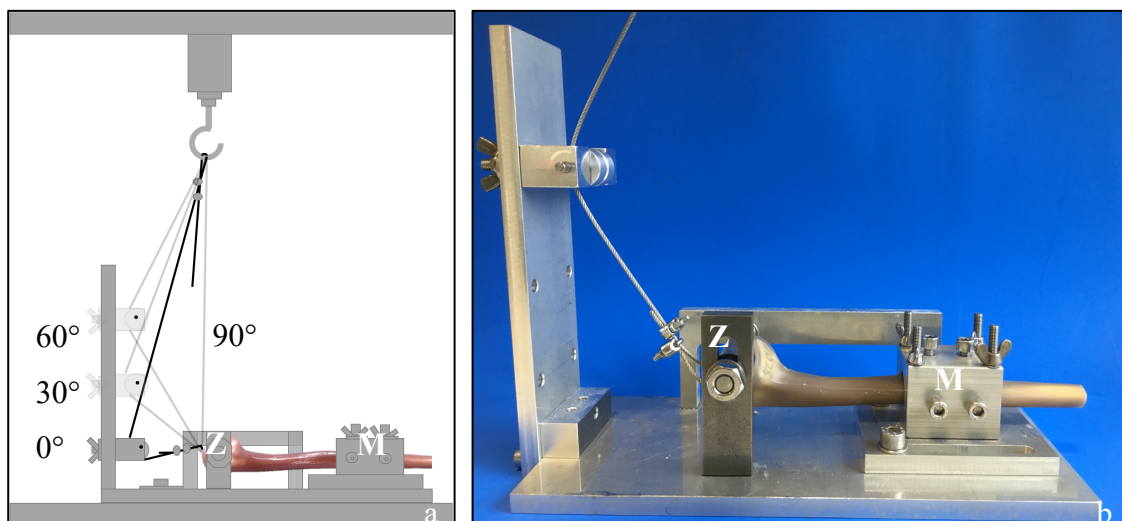


Abb. 12: Darstellung der Prüfvorrichtung mit eingespanntem Knochen mit Metallblock (M) und Zylinder (Z). (a) Schematisch mit den vier Zugrichtungen 0°, 30°, 60° und 90°. (b) Beispielhaft Zugrichtung 60°.

Um den Knochen in Position zu halten, wurde das distale Knochenende in einem Metallblock (M) mit Schrauben fixiert. Die Schrauben wurden bis zum Erreichen der Kortikalis festgedreht und nicht in den Knochen eingebracht. Am proximalen Ende wurde die Incisura olecrani durch einen 20 mm dicken Zylinder (Z) gehalten, der den Gegenhalt durch die Trochlea humeri imitiert. Der Zylinder wurde mit zwei Muttern seitlich an zwei Metallkonstruktionen montiert und in der Bodenplatte verankert. Zur Durchführung der erforderlichen optischen Messungen und fotografischen

Dokumentation der Frakturspalte wurde auf einer Seite eine winkelförmige Konstruktion (W) zur Fixierung des Zylinders verwendet (Abb. 13).

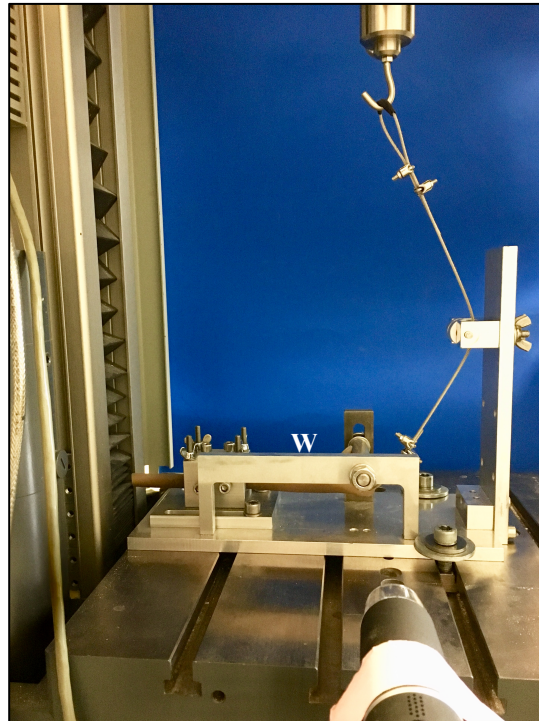


Abb. 13: Darstellung der Prüfvorrichtung mit eingespanntem Knochen mit winkelförmiger Konstruktion (W) zur Durchführung optischer Messungen.

Um die Plattenosteosynthese möglichst wirklichkeitsgetreu zu beanspruchen, wurde am Olekranon ein Drahtseil befestigt, das die Funktion der Trizepssehne übernahm. Die Etablierung des Versuchsaufbaus gestaltete sich als sehr aufwendig und erforderte eine sehr genaue Justierung der Trizepssehnensimulation im Kunstknochen. Die Anbringung der Trizepssehne wird in Kapitel 2.3.2.2 erläutert. Der M. triceps entwickelt nach Labitzke [9] seine größte Krafteinwirkung im intraartikulären Bereich, in dem auch die Fraktur in unserer Studie gesetzt wurde (s. Kapitel 2.3.2.4). Die Beugemuskulatur hat im Gegensatz dazu ihre Wirkung vor allem am Ansatz extraartikulär [9] und wurde daher im Modell nicht berücksichtigt. Die Testung erfolgte in vier Zugrichtungen über eine Umlenkrolle in Winkelgraden von 0° , 30° , 60° und 90° . Sie simuliert damit einen großen Teil des postoperativ vom Patienten genutzten Bewegungsausmaßes und stellt den Bewegungsablauf in verschiedenen Funktionsgraden nach.

Der Abstand zwischen Aufhängung des Drahtseils und Olekranon war auf 300 mm festgelegt. Anhaltspunkt hierfür war die durchschnittliche Länge des Humerus [11, 97].

2.3.2 Präparation der Knochen

2.3.2.1 Allgemeines Vorgehen

Am unversehrten Knochen wurden die Löcher für den Ersatz der Trizepssehne gebohrt. Weiterhin fixierte man die zur Durchführung der vorgesehenen Osteosynthese erforderlichen Platten am Kunstknochen in korrekter Position, führte die Bohrungen durch und setzte die Schrauben. Das Osteosynthesematerial wurde dann wieder komplett entfernt. Mit Hilfe einer oszillierenden Säge generierten wir anschließend im Kunstknochen eine Mayo IIB-Fraktur. So entstanden drei Frakturelemente, die mittels der Platten und Schrauben in den vorgeformten Schraubenlöchern wieder zusammengefügt werden konnten.

Die Vorgehensweise der Platzierung der Osteosynthese vor der Generierung der Fraktur ist für biomechanische Studien am Olekranon ein etabliertes Verfahren [83, 98-100].

Alle Osteosynthesen und Frakturen wurden nach sorgfältiger Einarbeitung durch ein und dieselbe Person (A.-M. Kladny) während aller Phasen der Studie durchgeführt und erzeugt. Durch einen erfahrenen Operateur (PD Dr. S. Hölscher-Doht) wurde die korrekte Lage der Fraktur und die Platzierung der Osteosynthese überprüft.

2.3.2.2 Ersatz der Trizepssehne

Im Gegensatz zu den humanen Spenderknochen muss am Kunstknochen eine Konstruktion angebracht werden, die vergleichbar mit einer Trizepssehne ist.

In den Vortestungen wurde eine achterförmige Drahtseilkonstruktion mit zwei vertikalen Löchern in Anlehnung an die Arbeitsgruppe von *T. B. Jones* [92] erprobt. Ein Drahtende wurde durch das untere Loch gezogen, auf beiden Seiten mit Unterlegscheiben stabilisiert und beide Drahtenden in die entgegengesetzte Richtung durch das obere Loch geführt (Abb. 14 (a)). Diese Bohrung führte zu einem Bruch an der Olekranonspitze, ohne dass die Platte oder die Schrauben von dem Bruch betroffen

waren (Abb. 14 (b)). Teilweise brach der Knochen sogar vor Ende der zyklischen Messphase. Die Bohrung war damit nach unserer Auffassung für die Zwecke der Studie ungeeignet.

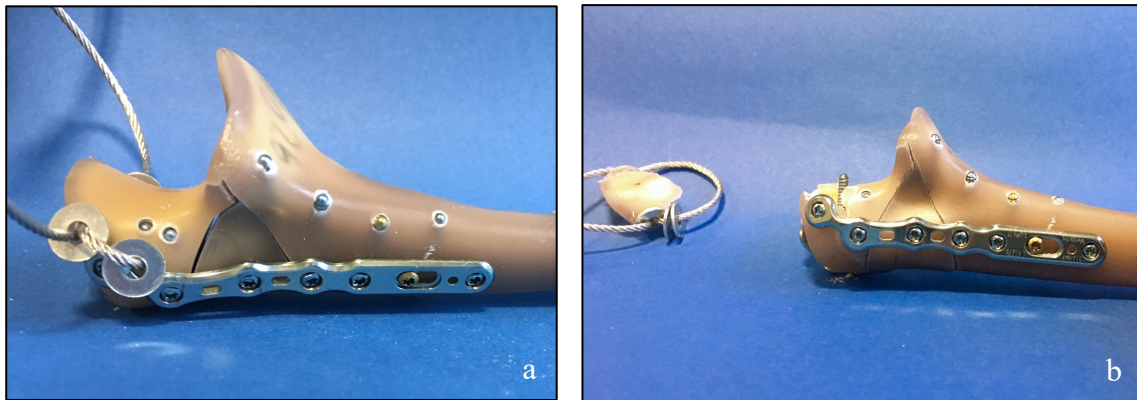


Abb. 14: Knochen mit achterförmiger Bohrung nach T. B. Jones [92] vor der Testung (a) und nach der Testung (b).

So entschied sich unsere Arbeitsgruppe nach der Durchführung weiterer Vortestungen für eine U-förmige Bohrung. Nach dem Vorbild der Arbeitsgruppe von Koslowsky [90] wurden zwei senkrecht verlaufende parallele Löcher mit einem Durchmesser von 2,35 mm mit einem Spiralbohrer (SWISS A-3832 Systemgröße 2,8mm, \varnothing 2,35mm) gesetzt. Durch diese führten wir U-förmig einen Edelstahldraht der Hamburger Tauwerke Fabrik GmbH & Co.KG mit einem Durchmesser von 2,0 mm (Abb. 15).

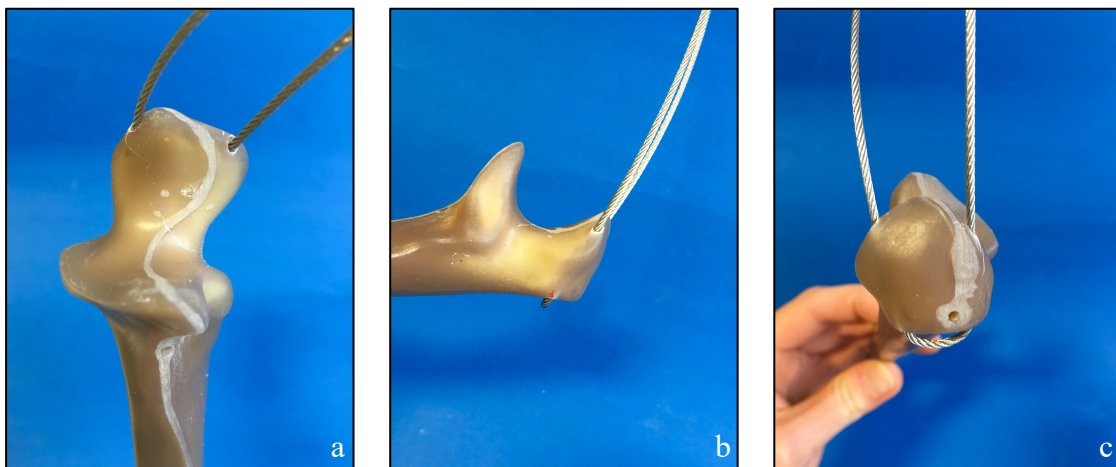
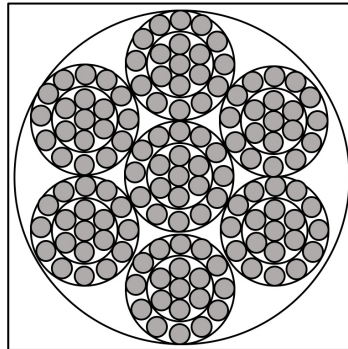


Abb. 15: Drahtseil als Ersatz für die Trizepssehne von kranial (a), von lateral (b) und von proximal (c).

Der Draht ist aus 7 x 19 Einheiten aufgebaut (Abb. 16) und gewährleistet eine große Flexibilität bei hoher Stabilität. Gleichzeitig liegt die Bruchlast nach Angaben des Herstellers bei ca. 212 kg, was einer Kraft von ca. 2080 Newton entspricht. Diese Kraft liegt damit über der von uns maximal angewendeten Kraft in der Load-to-failure-Testung (s. Kapitel 2.5.1).



*Abb. 16: Darstellung des Drahtseils mit 7 x 19 Einheiten im Durchschnitt
(nach Hamburger Tauwerk Fabrik).*

Bei dem gewählten Zugsystem wurde die Kraft auf den gesamten Knochen übertragen, was an der Beanspruchung der Platten, der Bewegung am Frakturspalt während der zyklischen Testung und dem Bruchmuster zu erkennen war. Der gewählte Draht in Kombination mit den Unterlegscheiben stellte den besten Kompromiss zwischen Strapazierfähigkeit und Biegsamkeit dar. Ein 1,5 mm dünner Draht reduziert die Knochensubstanz weniger, gewährte mit einer Bruchlast von 1452 N jedoch nicht die nötige Reißfestigkeit für die Load-to-failure-Testung. Mit einem größeren Drahtdurchmesser wäre die Bruchlast noch größer, gleichzeitig wäre die Knochensubstanz aber zusätzlich geschwächt worden und eine Plattenosteosynthese nicht mehr durchführbar.

Eine weitere Option für den Ersatz der Trizepssehne wäre ein Fadenanker gewesen, den man wie bei der Refixation der Trizepssehne nach Ruptur am Olekranon befestigt. Ohne Trizepssehne ist der isolierte Faden jedoch nicht ausreichend stabil, so dass er den Kräften der Load-to-failure-Testung nicht standhält und reißt, bevor die Osteosynthese versagt. Ein Wanderseil breitflächig am Olekranon zu befestigen missglückte, da die

Fixierung mittels Kleber bei den hohen Kräften nachgab und die Befestigung mit Nägeln durch die Plattenosteosynthese sich nicht als praktikabel erwies.

2.3.2.3 Vorbereitung des Knochens und der Plattenosteosynthese

Der Knochen wurde mit der Gelenkfläche nach unten auf einer selbstkonstruierten Vorrichtung mit zwei großen Schrauben und zwei Schraubklemmen fixiert (Abb. 17 (a)). Die gleiche Vorrichtung diente später auch zum Sägen der Fraktur. Mit einem Stift wurden die Frakturlinien und die geplanten Bohrungen für das Zugseil zur Orientierung auf den Knochen aufgezeichnet. Anschließend wurden alle Platten mit zwei Kortikalisschrauben fixiert (Abb. 17 (b)) und die übrigen Löcher mit winkelstabilen Schrauben besetzt (Abb. 17 (c)). Ausgenommen waren die Löcher über dem eingezeichneten Frakturspalt. Auch in der Versorgung am Patienten dürfen Löcher über einem Frakturspalt nicht besetzt werden. Die Durchführung der Osteosynthese entspricht den Vorgaben des Herstellers für die ordnungsgemäße Durchführung einer stabilen Osteosynthese. Die proximalen Kortikalisschrauben wurden durch winkelstabile Schrauben ersetzt. Bei den LCP-Olekranonplatten beließen wir die Kortikalisschraube im mittleren Fragment, da der vorgeformte Verlauf mit der Bohrhülse für die winkelstabilen Schrauben das Fragment nicht richtig gefasst hätte. Auf ein Festziehen der Schrauben zu diesem Zeitpunkt verzichteten wir, um den Mechanismus zur winkelstabilen Fixierung des TriLock System bei den Platten von Medartis® bzw. den Klickmechanismus bei den Platten der Firma DePuy Synthes nicht vorzeitig auszulösen. Anschließend wurden die Schrauben wieder aus den Löchern gelöst und die Platten entfernt (Abb. 17 (d)).

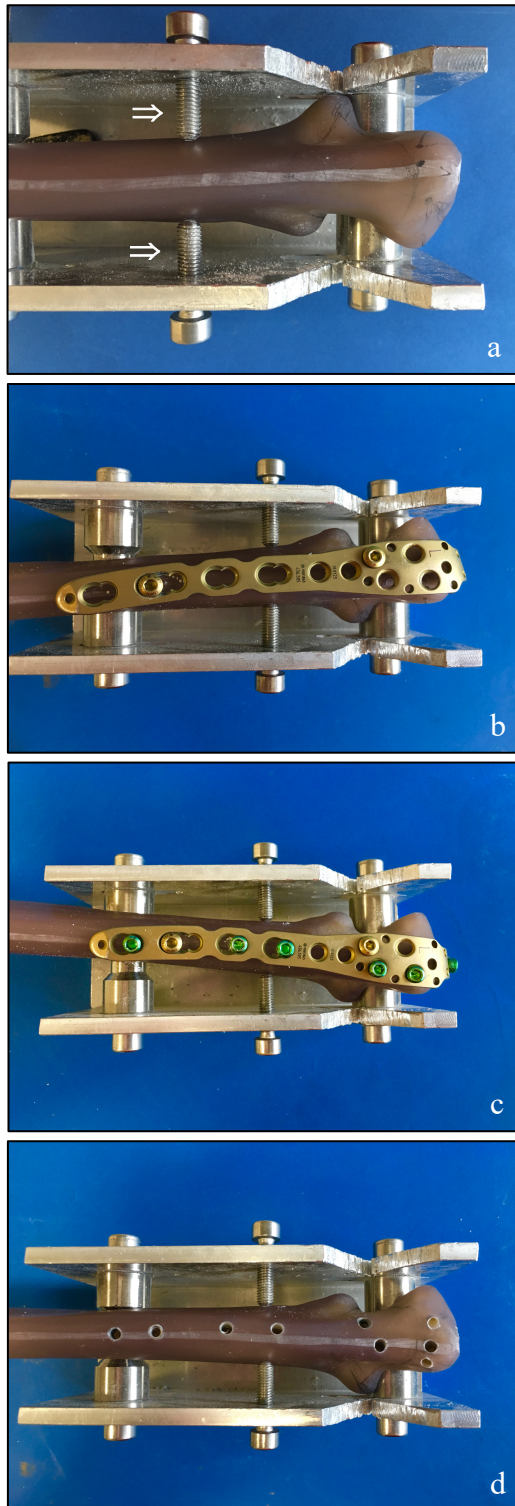


Abb. 17: Präparation des Knochens und Vorbereitung Plattenosteosynthese am Beispiel der LCP-Olekranonplatte mit Fixierung des Knochens mithilfe zweier Schrauben (⇒).

2.3.2.4 Frakturgenerierung

Die 270 mm langen Knochen wurden ausgehend vom Processus styloideus um 60 mm mit einer Handsäge gekürzt, um später in die Prüfvorrichtung zu passen. Für die Studie setzten wir im Knochen eine Mayo IIB-Fraktur im Olekranonbereich. Bei dem Frakturtyp handelt es sich um einen mehrfragmentären intraartikulären Bruch mit Trümmerzone (s. Kapitel 1.2.2). In der Mayo-Klassifikation nach *Morrey und Adams* ist diese Bruchform als stabil und disloziert definiert [36]. Dieser Frakturtyp ist eine Indikation für eine Plattenosteosynthese, die im Vergleich zur Zuggurtung die nötige Stabilität für einen zügigen aktiven Gebrauch des Knochens bietet [22, 27, 43, 54].

Die Fraktur konnte mit Hilfe der selbstentwickelten Vorrichtung, die im Vorangegangenen bereits beschrieben wurde (s. Kapitel 2.3.2.3) und einer oszillierenden Handsäge der Firma PARKSIDE® reproduzierbar generiert werden. Als Vorlage für die Vorrichtung diente die Arbeit von *Buijze et al.* [101], an welcher sich auch *Hamilton et al.* für seine Studie orientierte [102].

Der Knochen wurde mit der dorsalen Seite nach oben auf zwei Rollen gelegt und seitlich fixiert. Die Arbeitsgruppe von *Buijze* [77] bohrte Kirschnerdrähte zur Stabilisierung durch den Knochen. Im Gegensatz dazu wurden in unserem Modell Schrauben an der Kortikalis im Schaftbereich zur Fixierung des Knochens festgedreht (Abb. 16, Pfeil ⇒). Der Knochen wurde dabei nicht perforiert. Dieses Verfahren erwies sich als ausreichend für einen festen Halt des Knochens und schädigte die Knochenstabilität nicht wesentlich. Die gesamte Konstruktion befestigten wir zudem mit zwei Tischklemmen am Tisch. Der Knochen wurde im nächsten Schritt y-förmig in drei Fragmente zerlegt, so dass man ein Keilfragment, ein proximales und ein dorsales Fragment erhielt. Der Spalt zwischen den beiden äußeren Fragmenten wurde durch das Heraussägen einer 2 mm breiten Scheibe an der Gelenkfläche vergrößert (Abb. 18). Wir orientierten uns dabei an der Studie von *Argintar et al.* [98], in der ein 5 mm großer Spalt in den Knochen gesägt wurde, um den Kontakt zwischen den Fragmenten zu verhindern. In unserer Studie ist der Spalt kleiner, dafür aber mit einem Keilfragment kombiniert. Durch den Spalt konnte ein Abstützen der einzelnen Fragmente aneinander unterbunden und die nötige Instabilität erzeugt werden, um Unterschiede besser zu detektieren.

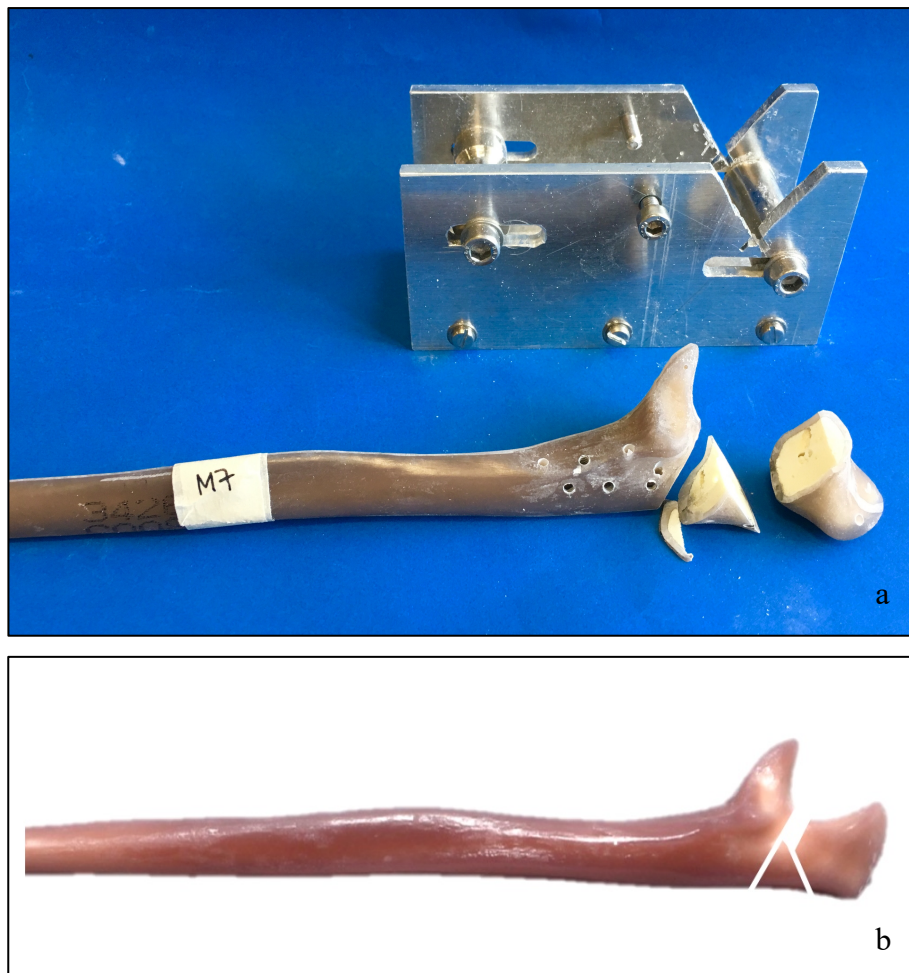


Abb. 18: Darstellung der Sägevorrichtung und des Knochens in Realität (a) und als Modell (b).

2.3.2.5 Reposition und Fertigstellung der Osteosynthese

Vor der Reposition wurde das Drahtseil durch die vorgesehenen Bohrungen geführt und mit zwei Unterlegscheiben auf beiden Seiten ergänzt. Die Befestigung der Unterlegscheiben am Kunstknochen erfolgte mit einem Spezialkleber (5-Minuten Epoxy-Kleber der Firma Bindulin). Die Unterlegscheiben dienten als Schutz gegen vorzeitiges Einschneiden des Drahtes in den Knochen. Im nächsten Schritt wurden die Platten mit den Schrauben in den vorgebohrten Löchern zur Fertigstellung der Osteosynthese fixiert. Entsprechend der Herstellervorgaben zur Erzeugung einer winkelstabilen Osteosynthese erfolgte in diesem Schritt das Festziehen der Schrauben.

Die nachfolgenden Abbildungen (Abb. 19) und die Tabelle (Tab. 3) ordnen die Schrauben den einzelnen Fragmenten zu.

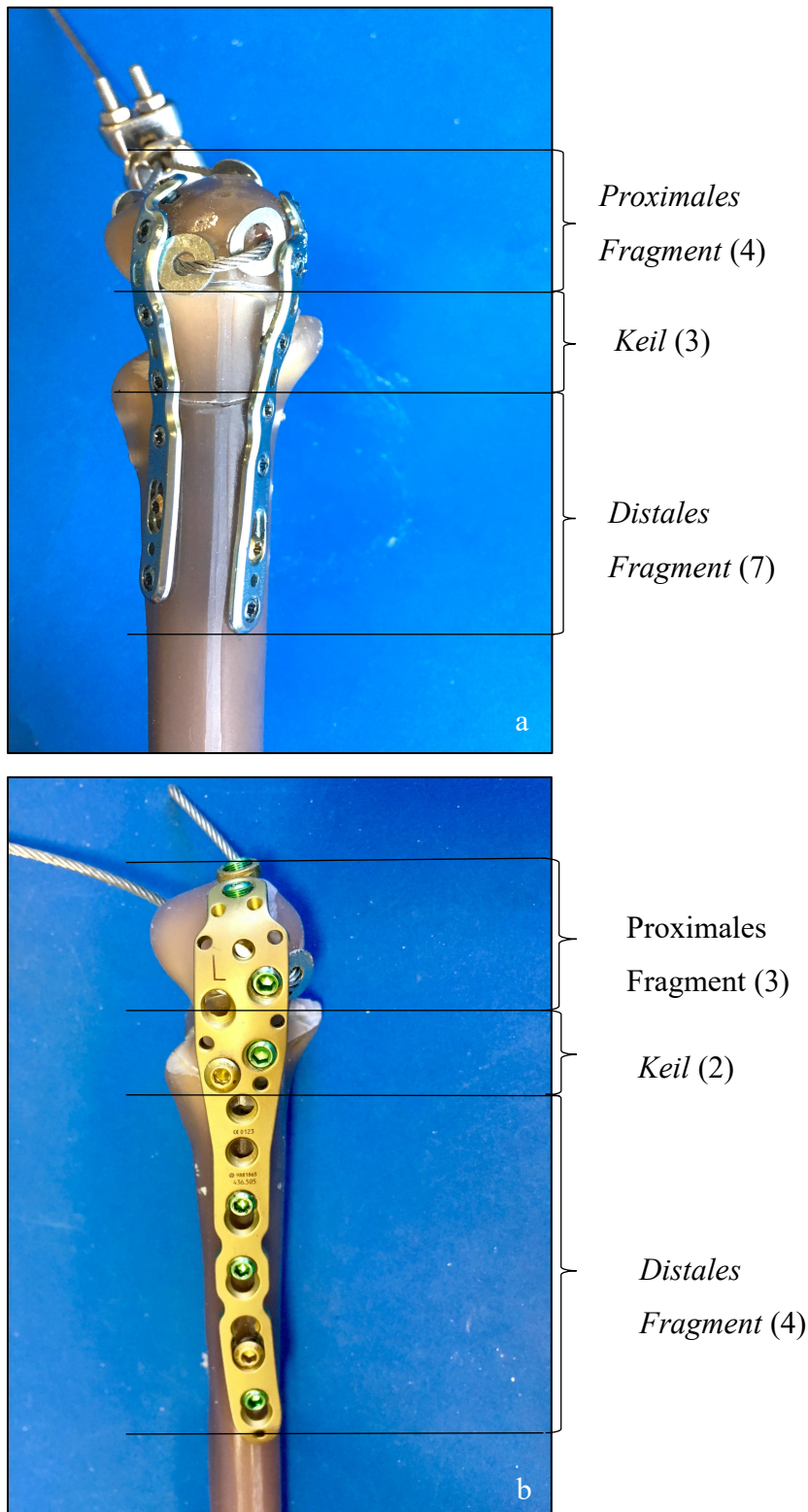


Abb. 19: Übersicht über die besetzten Plattenlöcher für die Olecranon Zwillingsplatten (a) und LCP-Olecranonplatte (b). In Klammern ist die Anzahl der besetzten Schraubenlöcher angegeben.

	Olekranon Zwillingsplatten	LCP-Olekranonplatte
Proximales Fragment	4	3
Keil	3	2 (1)
Distales Fragment	7 (2)	4 (1)
Besetzte Löcher insgesamt	14 (2)	9 (2)
Nicht besetzte Löcher insgesamt	0	3

Tab. 3: Übersicht über die besetzten Plattenlöcher im Vergleich. In Klammern ist die Anzahl der Kortikalisschrauben angegeben.

Es wurde darauf geachtet, dass die Schrauben am Olekranon nicht in die Gelenkfläche oder den Frakturspalt ragten. Extraartikulär erfolgte die Bohrung für die Schrauben bikortikal. Zur besseren Vergleichbarkeit und besseren Reproduzierbarkeit wurden die Schrauben jeweils nur in ein Fragment platziert. Zur Fixierung in der Olekranonspitze konnten bei der Olekranon Zwillingsplatte drei Schrauben und bei der LCP-Olekranonplatte zwei Schrauben innerhalb des U-förmigen Bogens der Drahtschleife (Ersatz der Trizepssehne) platziert werden. Der Draht war dadurch nach kranial durch Schrauben begrenzt.



Abb. 20: Darstellung der präparierten Knochen. Olekranon Zwillingsplatten von dorsal (a) und von lateral (b) und LCP-Olekranonplatte von dorsal (c) und von lateral (d).

Die frakturierten Knochen mit der fertiggestellten Osteosynthese (Abb. 20) wurden in der Prüfvorrichtung positioniert wie in Kapitel 2.3.1 beschrieben. Den in der Prüfvorrichtung fixierten Knochen (Abb. 21) befestigten wir mit zwei großen Schrauben mit Unterlegscheiben (Pfeil ↓) in der Materialprüfmaschine *Zwick Roell Z020/THSA* immer an der gleichen Position. Die zwei Seilenden wurden mit zwei Bügelklemmen fixiert und das längere Drahtende der Reihe nach bei 0°, 30° und 60° über die Umlenkrolle bzw. bei 90° direkt nach oben um den Haken der Prüfmaschine geführt. Am knochenfernen Ende wurde das Drahtseil auf Höhe des Hakens mit Isolierband verstärkt (Pfeil →) und mit zwei Bügelklemmen fixiert.

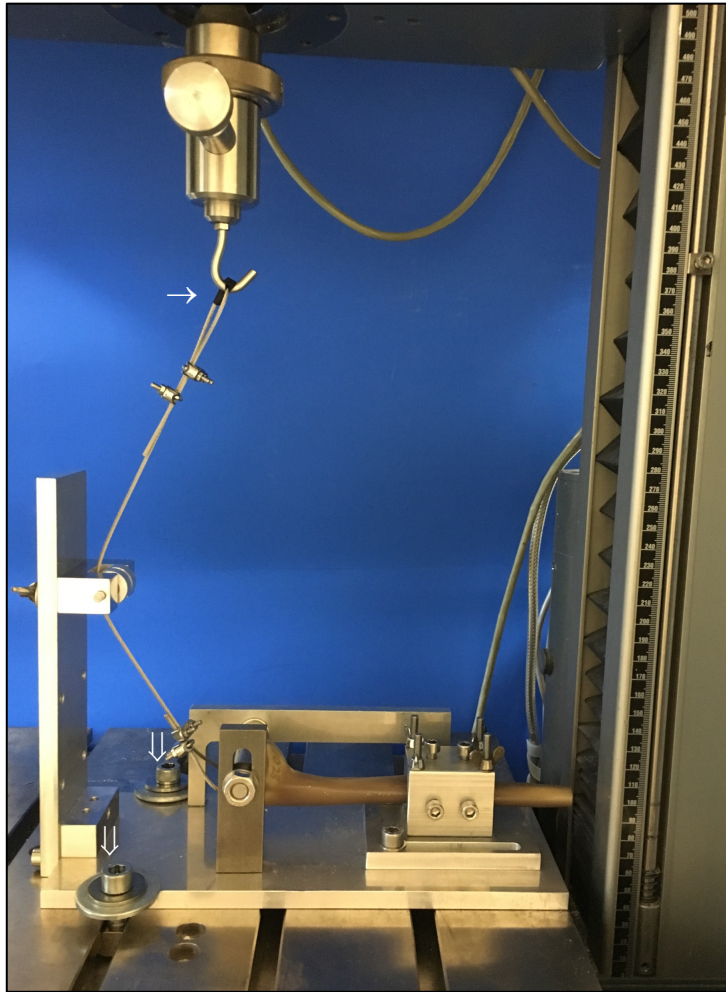


Abb. 21: Darstellung des Versuchsaufbaus in der Materialprüfmaschine beispielhaft im 60° Winkel mit Fixierung über zwei große Schrauben und Unterlegscheiben (↓) und Befestigung des Drahtseils am Haken (→).

Zur Dokumentation erfolgte die standardisierte Erstellung von Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen und Fotoaufnahmen der Kunstknochen mit der Osteosynthese vor und nach der Testung.

2.4 Gruppeneinteilung

Mittels einer Fallzahlberechnung wurde in Absprache mit dem Lehrstuhl für klinische Epidemiologie und Biometrie der Universität Würzburg (Direktor: Prof. Dr. P. U. Heuschmann) eine Gruppengröße von 12 Knochen ermittelt. Nach der Durchführung der Untersuchung an jeweils 5 Kunstknochen für jedes Osteosyntheseverfahren erfolgte

eine Zwischenauswertung. Mit der Vorgabe eines statistisch signifikanten Unterschiedes auf einem Signifikanzniveau von 5 % und einer Power von 80 % im unabhängigen t-Test wurde eine Anzahl von insgesamt 24 Kunstknochen ermittelt. Die Einteilung in die einzelnen Gruppen erfolgte randomisiert.

In Gruppe 1 wurden die frakturierten Knochen mit den Olekranon Zwillingsplatten der Firma Medartis® fixiert. Diese Gruppe wird als Gruppe *OZP* bezeichnet. Die Osteosynthese in Gruppe 2 (LCP-O) erfolgte mittels LCP-Olekranonplatte der Firma DePuy Synthes.

Versuchsgruppe	1	2
Abkürzung	OZP	LCP-O
Versorgungssystem	Olekranon Zwillingsplatten der Firma Medartis®	LCP-Olekranonplatte der Firma DePuy Synthes
Anzahl getesteter Knochen	12	12

Tab. 4: Gruppeneinteilung.

2.5 Biomechanische Testung der Knochen

2.5.1 Belastung

Mittels ausführlicher Vortestungen und Literatur wurde die angemessene Belastung für die einzelnen Winkeleinstellungen festgelegt.

Hierfür wurden vier Sawbones der Modellnummer 1026 wie weiter oben beschrieben frakturiert und mit einer Plattenosteosynthese versorgt. Ein Knochen wurde in einer reinen LTF-Testung bei 0° belastet, einer bei 30°, einer bei 60° und einer bei 90°. Graphisch ermittelte man die Kraft, die erreicht wurde, bevor es zu einer plastischen Verformung und einem Kraftabfall von 80 % der Fmax kam. Bei der plastischen Verformung verlässt der Graph den Bereich der linearen elastischen Verformung. Es zeigten sich die in Tabelle 5 ermittelten Werte.

Winkel in Grad	Kraft in N bis Verformung	in der Studie angewendete Kraft
0	170	150
30	214	150
60	515	300
90	569	500

Tab. 5: Darstellung der ermittelten Kräfte.

Die Kräfte in der Studie liegen bewusst unterhalb des ermittelten Kraftmaximums, um ein vorzeitiges Brechen der Knochen während der Messzyklen zu verhindern.

Als Orientierung für die anzuwendende Kraft dienten uns neben den eigenen Voruntersuchungen auch die Angaben von Nicol *et al.* [103], dass eine Kraft von 300 N bei Alltagsbewegungen ohne Belastung auf das Ellenbogengelenk wirkt und bei Anstrengungen im Alltag auch eine Kraft von rund 1800 N auf das mediale Ellbogenkompartiment erreicht werden kann.

2.5.2 Zyklenanzahl

Zur Ermittlung der Zyklenanzahl wurden vier weitere Knochen des Modells Sawbone 1026 mit einer Osteosynthese bei je einer der vier Winkeleinstellungen eingespannt und 5.000 Zyklen durchgeführt. Dies gab uns eine Orientierung zur Festlegung der tatsächlich anzuwendenden Zyklen. Es musste eine ausreichende Anzahl von Zyklen durchlaufen werden, damit eine Veränderung messbar war. Allerdings stellte sich ab einer in der Tabelle 6 angegebenen Zyklenzahl keine weitere Veränderung mehr ein. Nachfolgend sind die Zyklenzahlen angegeben, bei denen keine Veränderungen mehr hinsichtlich des Displacements festzustellen waren. Die gewählten Kraftintervalle für die zyklische Belastung sind unterhalb des Kraftmaximums gewählt worden, um dem frühzeitigen Bruch des Präparats vorzubeugen.

Winkel in Grad	Kraftintervall in N	Zyklenanzahl bis zu gleichbleibendem Displacement	Zyklenanzahl in der Studie
0	150	500	500
30	150	230	300
60	300	200	300
90	500	400	400

Tab. 6: Darstellung der ermittelten Zyklenanzahl.

2.5.3 Prüfgeschwindigkeit

Bei einer weiteren Vortestung konnte man die Geschwindigkeit beobachten, bei der die Kräfte am Be- und Entlastungspunkt noch exakt angefahren werden. Die Prüfgeschwindigkeit wurde anhand dieser Versuche auf 25 mm/min festgelegt.

2.5.4 Ablauf der Testung

Die Fixierung der Trizepssehne erfolgte entsprechend der Erfahrungen in den Voruntersuchungen. Ebenso setzten wir die Ergebnisse der Voruntersuchungen im Hinblick auf Belastung, Zyklenanzahl und Prüfgeschwindigkeit in der biomechanischen Testung um. Dazu wurde die Prüfvorrichtung mit dem präparierten Knochen wie in den Kapiteln 2.3.1 und 2.3.2 geschildert in die Materialprüfmaschine Zwick Roell Z020/TH2A (Fa. Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) eingesetzt. Über einen Kraftaufnehmer wurde die einwirkende Kraft von der Maschine an den zugehörigen Windows Computer weitergegeben und im Prüfprogramm testXpert II der Firma Zwick verarbeitet. Zu Beginn jeder Testung wurde die Kraft auf 0 gesetzt.

Die Testung gliedert sich in zwei große Phasen. Einer zyklischen Testphase folgte eine statische Load-to-failure-Testung. Die Abschnitte der Testung mit den zugehörigen Kraftintervallen und der Zyklenanzahl ist in Tabelle 7 zusammengefasst und in den nachfolgenden Abbildungen (Abb. 22 – Abb. 25) dargestellt.

		Winkel in Grad	Kraftintervall in N	Zyklenanzahl
Zyklisch	Setzzyklen	0	5 – 15	10
Zyklisch	Messzyklen	0	10 – 150	500
		30	10 – 150	300
		60	20 – 300	300
		90	20 – 500	400
Statisch	Load-to- failure-Testung	90	-	-

Tab. 7: Zeitlicher Ablauf der Testung.

Der ersten Phase gehen 10 Setzzyklen mit einem Kraftintervall von 5 - 15 N bei einer Geschwindigkeit von 5 mm/min voran. Die Setzzyklen sollen die ersten Settle-Momente der Osteosynthese ausgleichen, wie es sich bei Untersuchungen der Arbeitsgruppe bei Tibiakopfimpressionsfrakturen bewährt hat [104] und bei biomechanischen Testungen üblich ist. In der ersten Phase wurde jedes Präparat hintereinander in den Winkeleinstellungen 0°, 30°, 60° und 90° insgesamt 1500 Messzyklen lang mit einer Geschwindigkeit von 25 mm/min getestet. Die Kraftintensität wurde mit zunehmender Flexion gesteigert von 150 N auf 300 N und schließlich auf 500 N erhöht. Bei jeder Winkeleinstellung wurden die Zyklen 1 - 25 und danach jeder 10. Zyklus aufgezeichnet. Für jede Winkeleinstellung gab es eine eigene Prüfvorschrift, um die Winkeleinstellungen innerhalb der Testung durch Neumontierung der Umlenkrolle und der Bügelklemmen am Seil von Hand zu ändern. Die Kraft sollte nach der Justierung wieder 0 N betragen, wie zu Beginn der Testung. Es folgte in der zweiten Phase bei 90° die maximale Belastungsfähigkeit in einer Load-to-failure-Testung. Mit einer Geschwindigkeit von 10 mm/min wurde die Zugkraft so lange erhöht bis die Kraftabfallschwelle bei 80 % der Fmax (Maximalkraft) lag oder der Knochen am distalen Ende der Platte gebrochen ist.

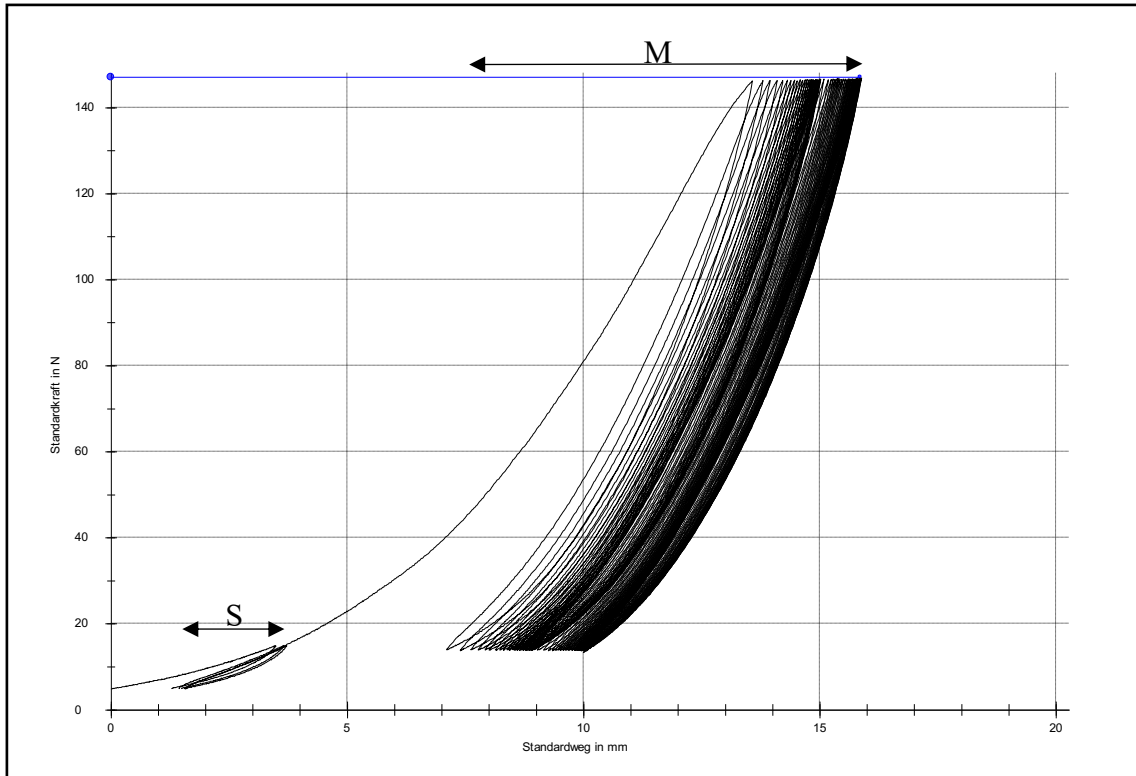


Abb. 22: Kraft-Verformungsdiagramm eines Knochens mit Setzzyklen (S), Messzyklen (M) bei 0°.

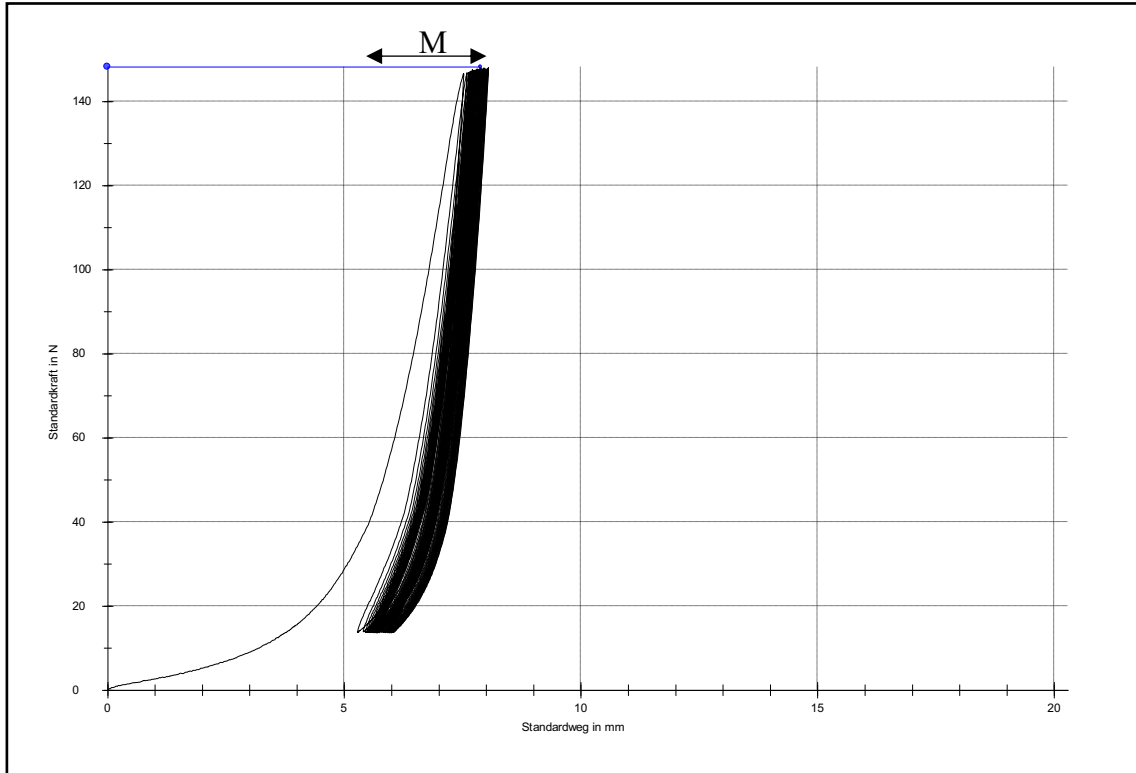


Abb. 23: Kraft-Verformungsdiagramm eines Knochens Messzyklen (M) 30°.

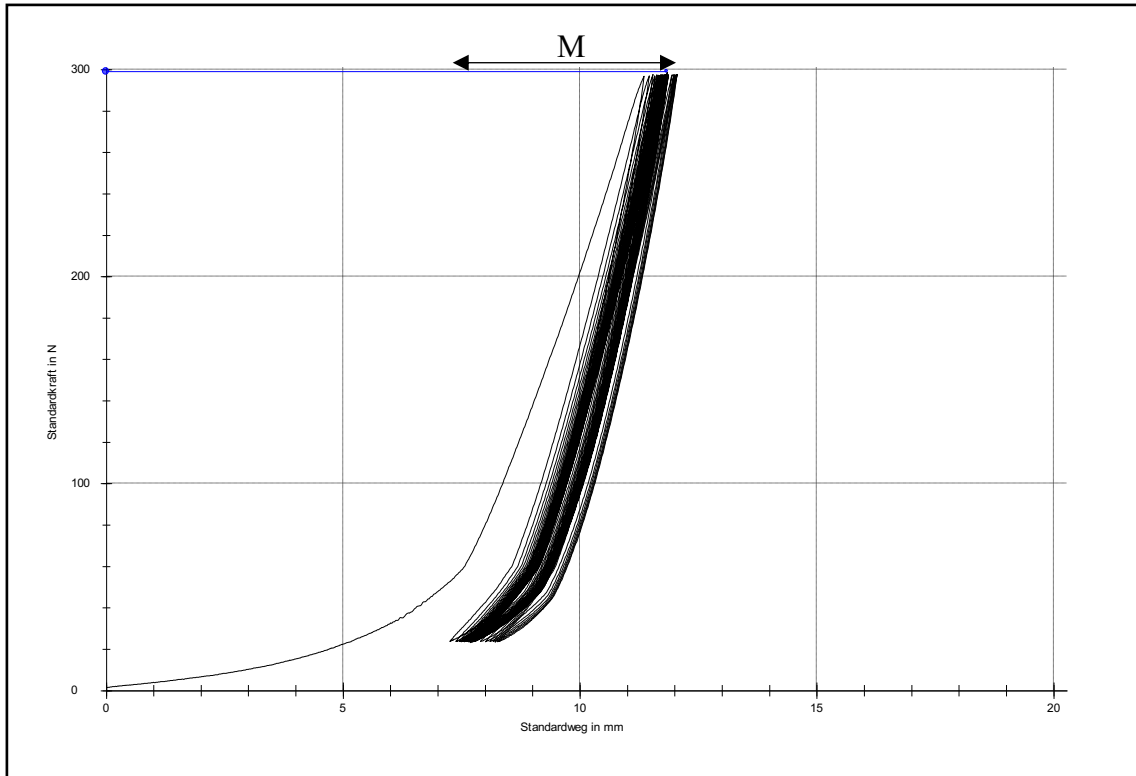


Abb. 24: Kraft-Verformungsdiagramm eines Knochens mit Messzyklen (M) bei 60°.

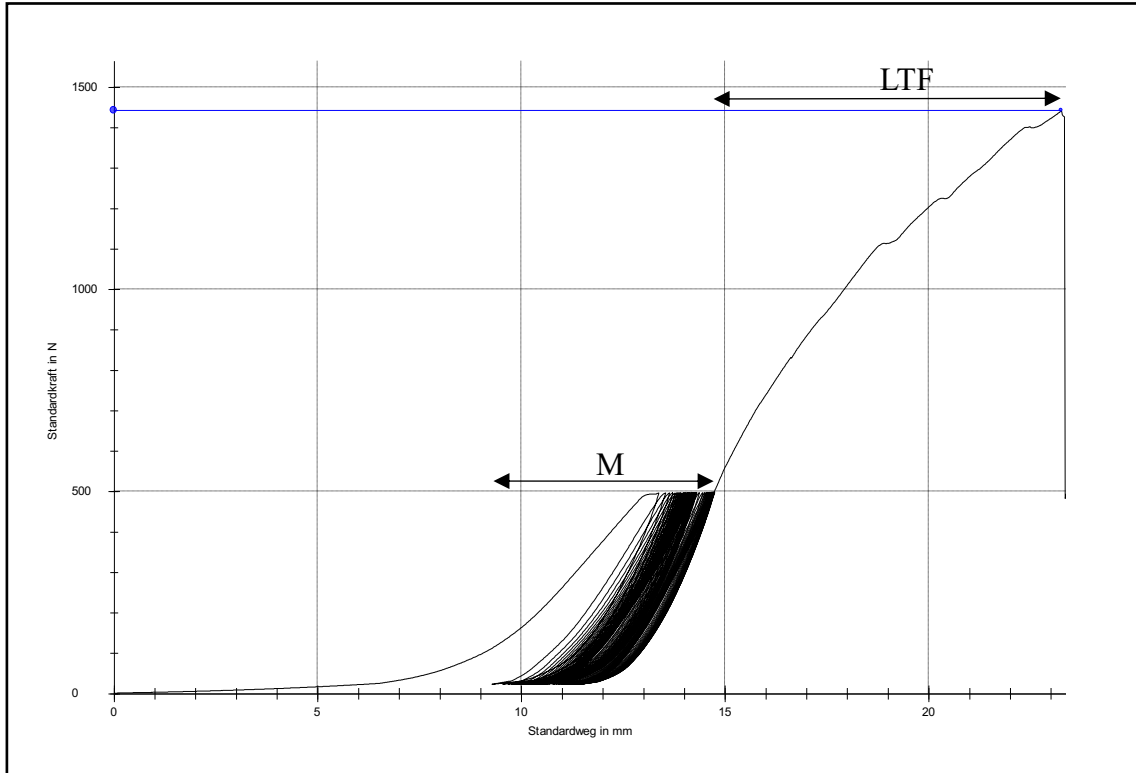


Abb. 25: Kraft-Verformungsdiagramm eines Knochens mit Messzyklen (M) und Load-to-failure-Testung (LTF) bei 90°.

2.5.5 Messparameter

2.5.2.1 Displacement

Während der zyklischen Testungen wurde das Displacement, d. h. die Dehnung des Versuchskomplexes unter Zug, von der Prüfmaschine aufgezeichnet (Abb. 26). Dafür wurde das Displacement bei allen vier Zugrichtungen an der Belastungsspitze zum fünften und zum letzten Messzyklus „peak-to-peak“ abgelesen und die Differenz berechnet (Abb. 27). Die Parameter werden als *Displacement 0°*, *Displacement 30°*, *Displacement 60°*, *Displacement 90°* bezeichnet. Die Summe der vier Werte bildet das *Displacement gesamt*.

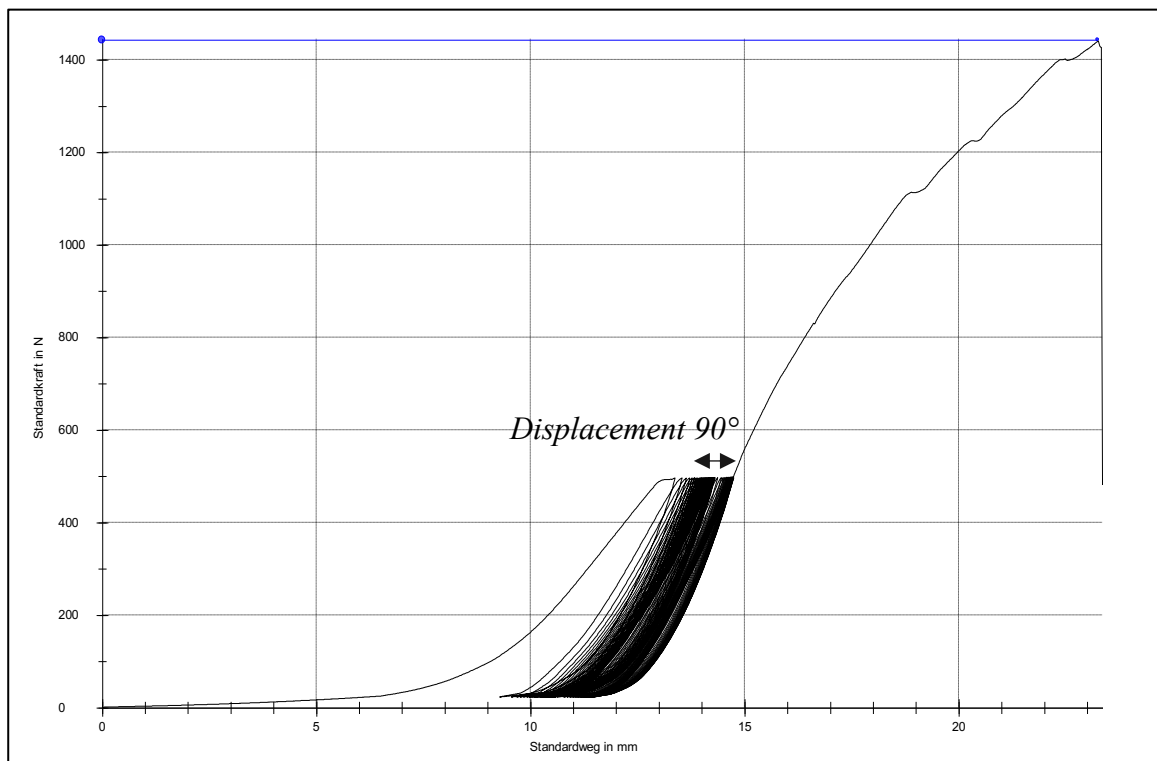


Abb. 26: Kraft-Weg-Diagramm eines Knochens beispielhaft bei 90° mit Displacement 90° zwischen fünftem und letztem Zyklus.

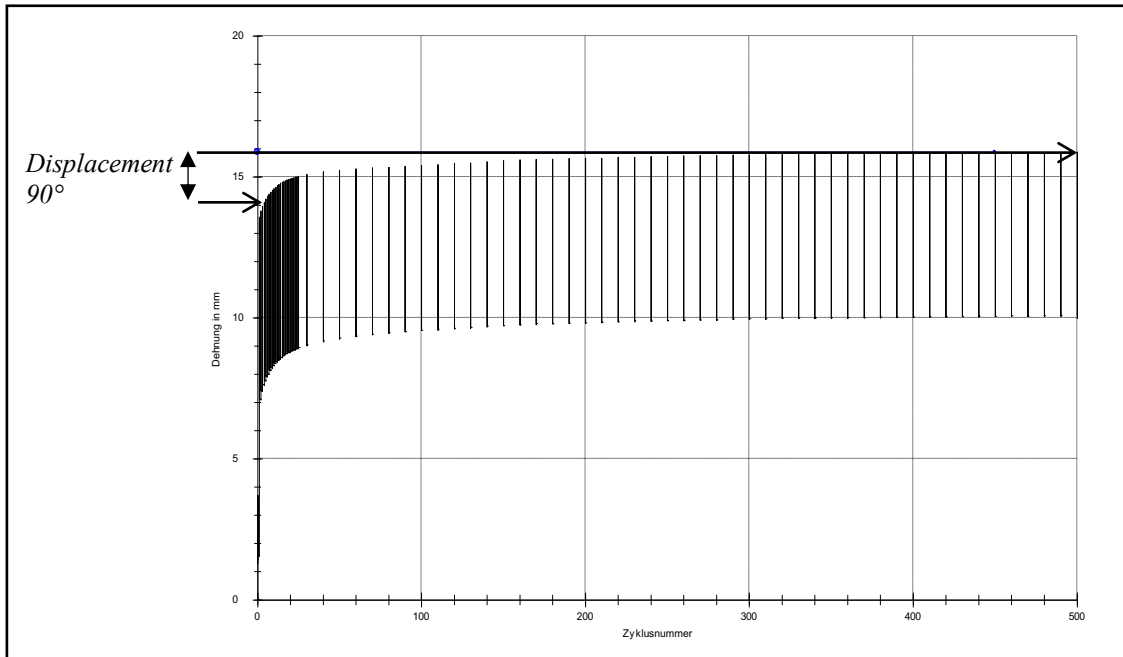


Abb. 27: Dehnungs-Zyklus-Diagramm eines Knochens beispielhaft bei 90° zur Ermittlung des Displacements.

2.4.2.2 Frakturspaltbreite

Es erfolgte die fotografische Dokumentation des Frakturspaltes mit dem digitalen Kameramikroskop DigiMicro Profi dnt® während der zyklischen Testungen. Wir orientierten uns dabei insbesondere an dem Vorgehen *Nowaks*, der in seinen Arbeiten die Bewegung an einem einfachen Bruch ermittelte [105-108] und an *Hackl et al.*, die die Frakturbewegungen an Mayo IIA-Frakturen mittels 3-dimensionalem Kamerasystem erfassten [82].

Mithilfe des Computerprogramms testXpert II, das mit Kamera und Prüfmaschine verbunden war, konnte unter der Einstellung „Video Capture“ festgelegt werden, dass für alle vier Winkeleinstellungen drei Fotos dokumentiert werden:

- vor Testung
- im fünften Zyklus zum Belastungspunkt
- im letzten Zyklus zum Belastungspunkt

Im ersten Foto wurde eine Schablone mit Millimeterskalierung platziert und damit der Maßstab für die digitale Streckenmessung festgelegt (Abb. 28 (a)). Für die beiden nachfolgenden Fotos wurden zum Belastungspunkt vier Strecken bestimmt: Strecke a und b für den proximalen Frakturspalt, Strecke c und d für den distalen Frakturspalt

(Abb. 28 (b)) und daraus die Strecke I für das proximale und Strecke II für das distale Fragment berechnet (Abb. 28 (c)) wie in den Studien *Nowaks* [105-107].

Abschließend wurden die errechneten Strecken zum fünften Zyklus von den errechneten Strecken im letzten Zyklus subtrahiert, so dass man die Differenz der Frakturspaltbreite bei Belastung im proximalen und im distalen Frakturspalt für alle Winkeleinstellungen erhielt. Sie werden als *Differenz Frakturspaltbreite proximal* und *Differenz Frakturspaltbreite distal* bezeichnet.

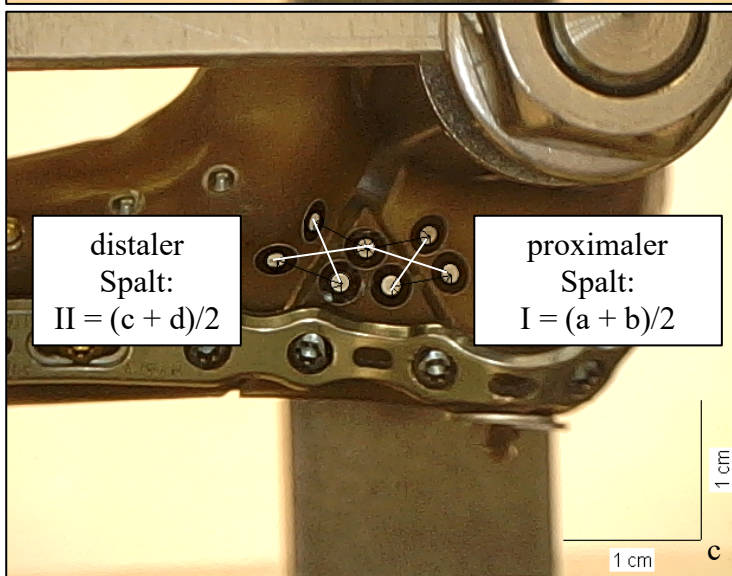
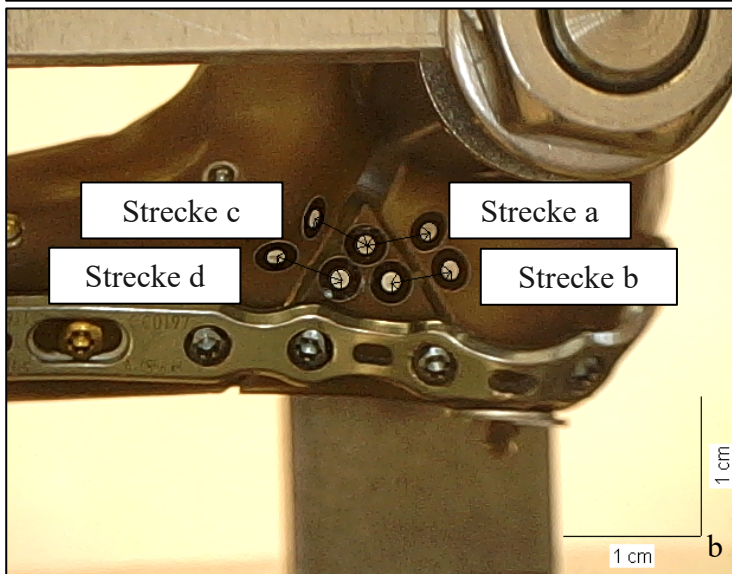
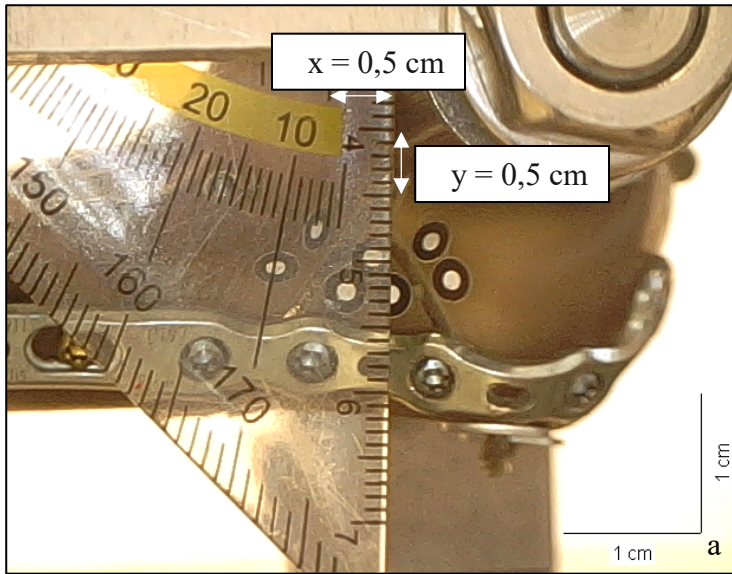


Abb. 28: Messung der Frakturspalbreite. Erläuterungen zu den einzelnen Abbildungen sind dem Text zu entnehmen.

2.5.2.3 Maximalkraft

Während der Load-to-failure-Testung bei 90° wurde die Kraftintensität gesteigert bis die Kraftabfallschwelle bei 80 % der Fmax (Maximalkraft) lag oder der Knochen am distalen Ende der Platte gebrochen ist. Die Prüfmaschine erfasste diesen als Maximalkraft bezeichneten Wert Fmax (in N).

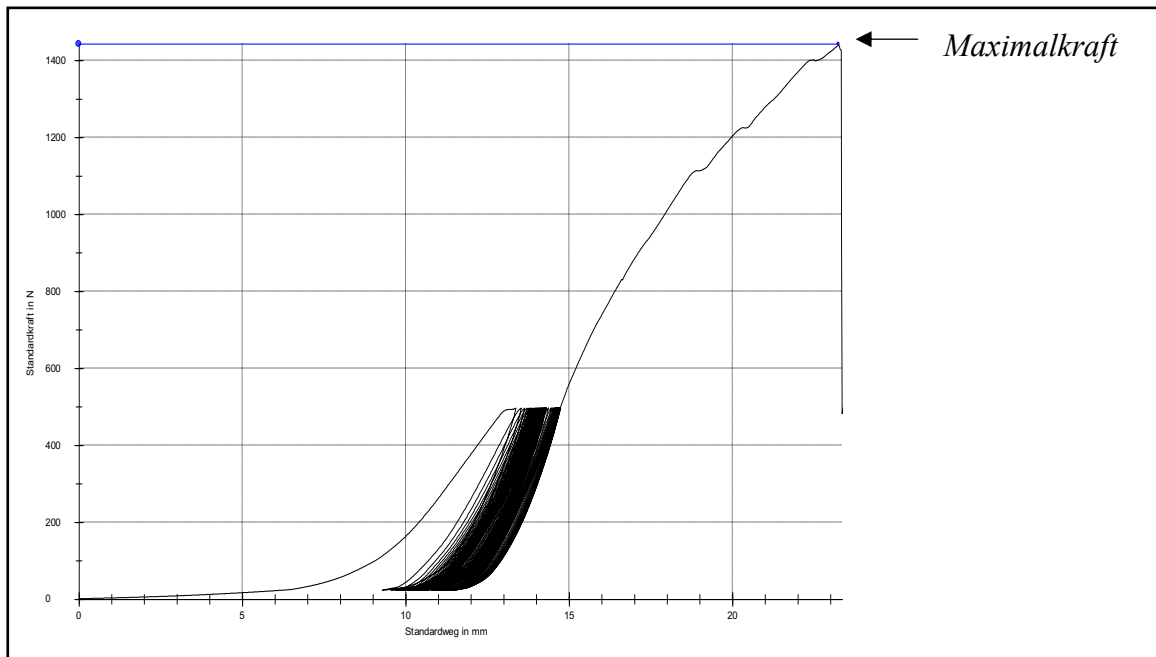


Abb. 29: Kraft-Weg-Diagramm eines Knochens beispielhaft bei 90° mit Maximalkraft.

2.5.2.4 Steifigkeit

Die Load-to-failure-Testung diente zudem der Ermittlung der *Steifigkeit*. Dieser Wert entspricht der Steigung des Graphen während der maximalen Belastung bei 90° und wird in N/mm angegeben. Im Kraft-Weg-Diagramm wurde manuell eine Tangente im Bereich des linearen Anstiegs während der elastischen Verformung angelegt. Dieser Bereich wird auch als „Hookesche Gerade“ [109] bezeichnet und ist reversibel. Es wurden die Punkte P1 (x1/y1) und P2 (x2/y2) abgelesen. P1 lag in dem Bereich der Kurve, in dem die Steigung erstmalig von der Steigung während der zyklischen Testung abwich und P2 lag im Bereich vor der plastischen, irreversiblen Verformung. Die plastische Deformität ist in der Graphik an der abflachenden Steigung zu erkennen oder makroskopisch z. B. an der Zerstörung des Knochenmaterials [109].

Die relative Steifigkeit wird mithilfe eines Steigungsdreiecks wie folgt berechnet:

$$\text{Steifigkeit} = (y_2 - y_1) / (x_2 - x_1) = \Delta y / \Delta x.$$

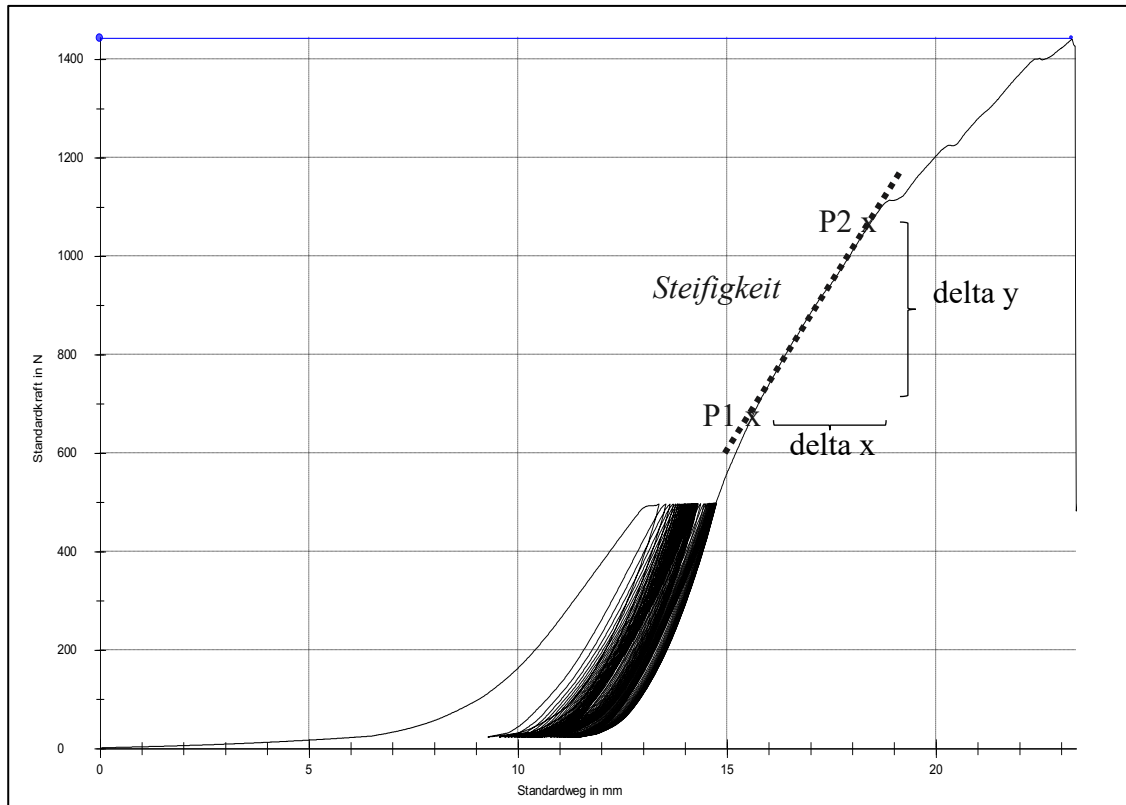


Abb. 30: Kraft-Verformungskurve. Die Steigung der eingezeichneten Tangente (gepunktet) entspricht der relativen Steifigkeit.

2.5.2.5 Schraubenlockerung

Um die Schraubenlockerung zu bestimmen, wurde der Durchmesser der Schraubenlöcher vor und nach der Testung ausgemessen und die Differenz berechnet wie es bereits *Kawasaki et al.* [85] 2016 beschrieben haben. Mithilfe eines Messschiebers konnte mit einer Genauigkeit von 0,2 mm der Durchmesser abgelesen werden (Abb. 31). Jedes Schraubenloch wurde senkrecht und waagrecht vermessen und der Mittelwert aus den beiden Zahlen errechnet.

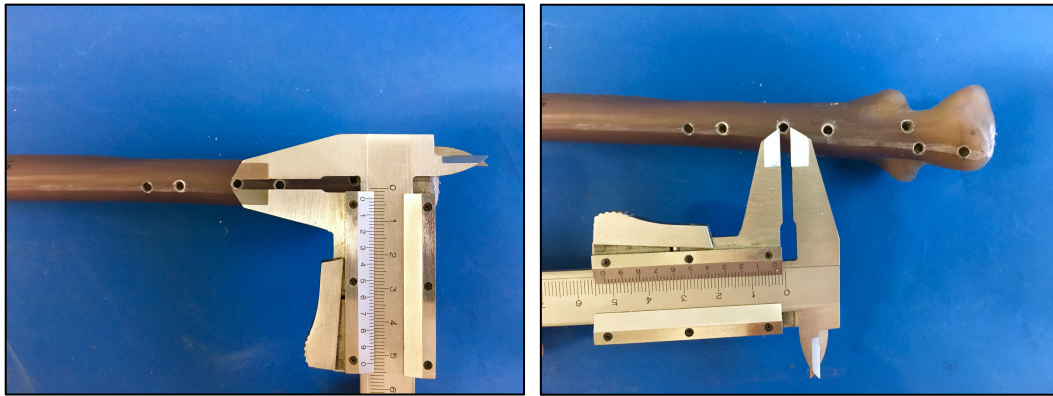


Abb. 31: Bestimmung des Durchmessers des Schraubenlochs in zwei Richtungen mithilfe des Messschiebers.

Anschließend wurde der ermittelte Wert für den Lochdurchmesser vor der Testung von dem nach der Testung subtrahiert. Die Differenz entspricht dem Ausmaß der Schraubenlockerung im Schraubenloch. Für den Parameter *Schraubenlockerung gesamt* bildeten wir die Differenz der Mittelwerte für alle nach der Testung erhalten gebliebenen Schraubenlöcher mit der Software IBM® SPSS® Statistics 23. Für die Parameter *Schraubenlockerung proximal*, *Schraubenlockerung Keil* und *Schraubenlockerung distal* wird der Mittelwert (Mean) für jedes Fragment errechnet. Die Zuordnung der Schraubenlöcher zu den einzelnen Fragmenten ist in Abb. 19 dargestellt.

2.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte in Rücksprache mit dem Lehrstuhl für klinische Epidemiologie und Biometrie der Universität Würzburg (Direktor: Prof. Dr. P. U. Heuschmann). Alle biomechanischen Daten und Messparameter wurden mit dem Prüfprogramm testXpert II der Prüfmaschine Zwick Roell Z020/TH2A erfasst und mit der Software IBM® SPSS® Statistics 23 ausgewertet. Eine Ausnahme bildete die Ermittlung der Schraubenlockerung. Diesbezüglich übertrugen wir die vom Messschieber abgelesenen und protokollierten Werte in SPSS. Die Daten für die Messparameter wurden aufgrund der kleinen Gruppengröße mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung geprüft. Lagen die Werte für beide Gruppen, die OZP

und die LCP-O, bei $p \geq 0,05$, konnte man die Ergebnisse als normalverteilt ansehen. In diesem Fall wurde das Ergebnis mit dem Levene-Test auf Varianzhomogenität getestet. Varianzgleichheit besteht, wenn im Levene-Test der Wert $p \geq 0,05$ ist. Bei Varianzhomogenität wurde der t-Test und bei Varianzheterogenität der Welch-Test durchgeführt.

Die Varianz entspricht der Standardabweichung im Quadrat. Wenn das Ergebnis eines Messparameters für eine oder beide Gruppen nicht normalverteilt war (Shapiro-Wilk-Test $p < 0,05$), erfolgte die Auswertung für diesen Parameter für beide Gruppen mittels Mann-Whitney-U-Test. Für alle Tests wurde das Signifikanzniveau auf $p < 0,05$ festgelegt. Die nachfolgende Abbildung zeigt das schematische Vorgehen.

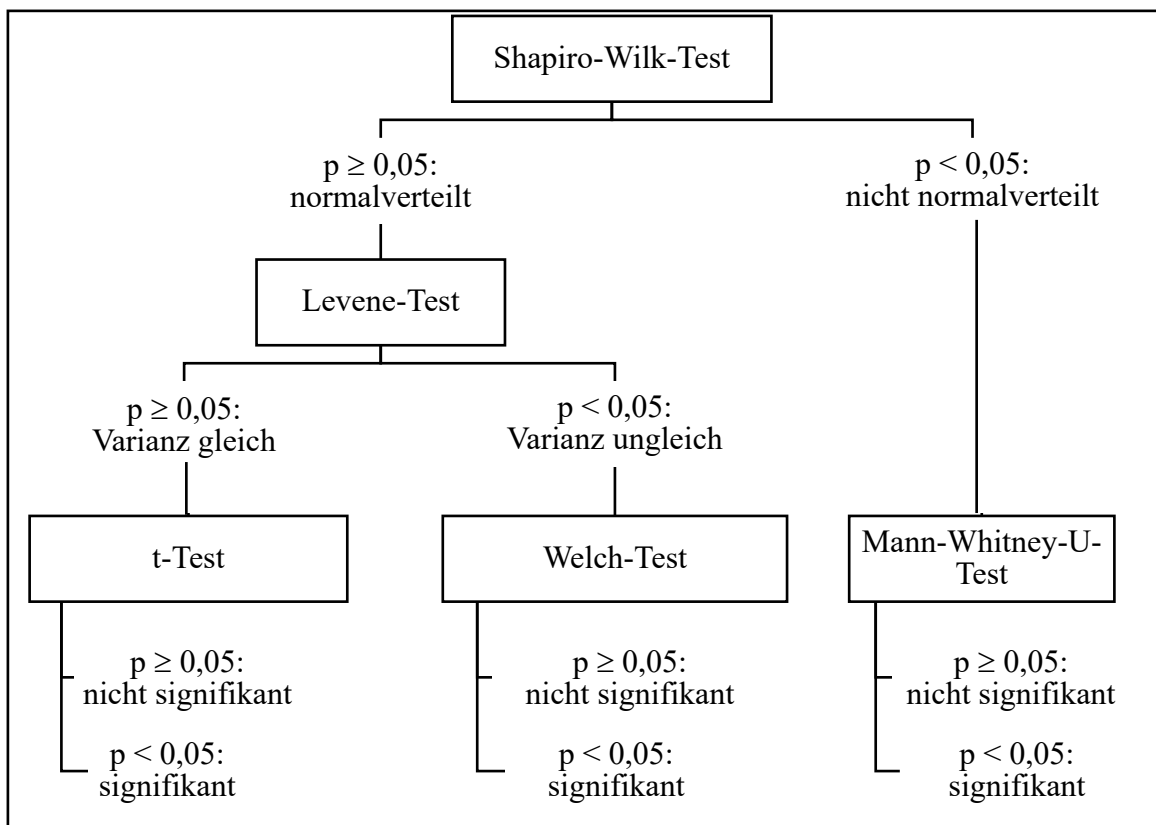


Abb. 32: Schematische Vorgehensweise bei der statistischen Auswertung.

3 Ergebnisse

3.1 Displacement

Displacement 0°:

Die Messwerte sind für beide Plattensysteme normalverteilt. Die Mittelwerte für das Displacement 0° liegen für beide Gruppen auf zwei Nachkommastellen gerundet bei $1,00 \text{ mm} \pm 0,32 \text{ mm}$. Die Unterschiede sind nicht signifikant bei $p < 0,05$.

Displacement 30°:

Auch für diesen Parameter sind beide Gruppen normalverteilt. Der Mittelwerte für das Displacement 30° liegt für die Gruppe OZP bei $0,24 \text{ mm} \pm 0,05 \text{ mm}$ und für die Gruppe LCP-O bei $0,23 \text{ mm} \pm 0,09 \text{ mm}$. Es gibt keine signifikanten Unterschiede.

Displacement 60°:

Für das Displacement 60° ist der Wert von Gruppe 1 normalverteilt, der von Gruppe 2 mit $p = 0,015$ nicht. Der Mann-Whitney-U-Test ergibt, dass die Ergebnisse identisch sind und kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen mit den Mittelwerten von $0,49 \text{ mm} \pm 0,20 \text{ mm}$ für die Gruppe OZP und $0,47 \text{ mm} \pm 0,31 \text{ mm}$ für die Gruppe LCP-O besteht.

Displacement 90°:

Beide Gruppen sind für den Messparameter normalverteilt. Der Mittelwert für Gruppe OZP beträgt $1,22 \text{ mm} \pm 0,65$ und für die Gruppe LCP-O $0,95 \text{ mm} \pm 0,37 \text{ mm}$. Die Ergebnisse variieren nicht signifikant.

Displacement gesamt:

Sowohl Gruppe 1 als auch Gruppe 2 sind normalverteilt in Bezug auf den Messparameter Displacement gesamt. Die Ergebnisse liegen für die erste Gruppe bei einem Mittelwert von $2,96 \text{ mm} \pm 0,80 \text{ mm}$ und für die zweite Gruppe bei $2,65 \text{ mm} \pm 0,59 \text{ mm}$. Die Gruppen unterscheiden sich nicht signifikant.

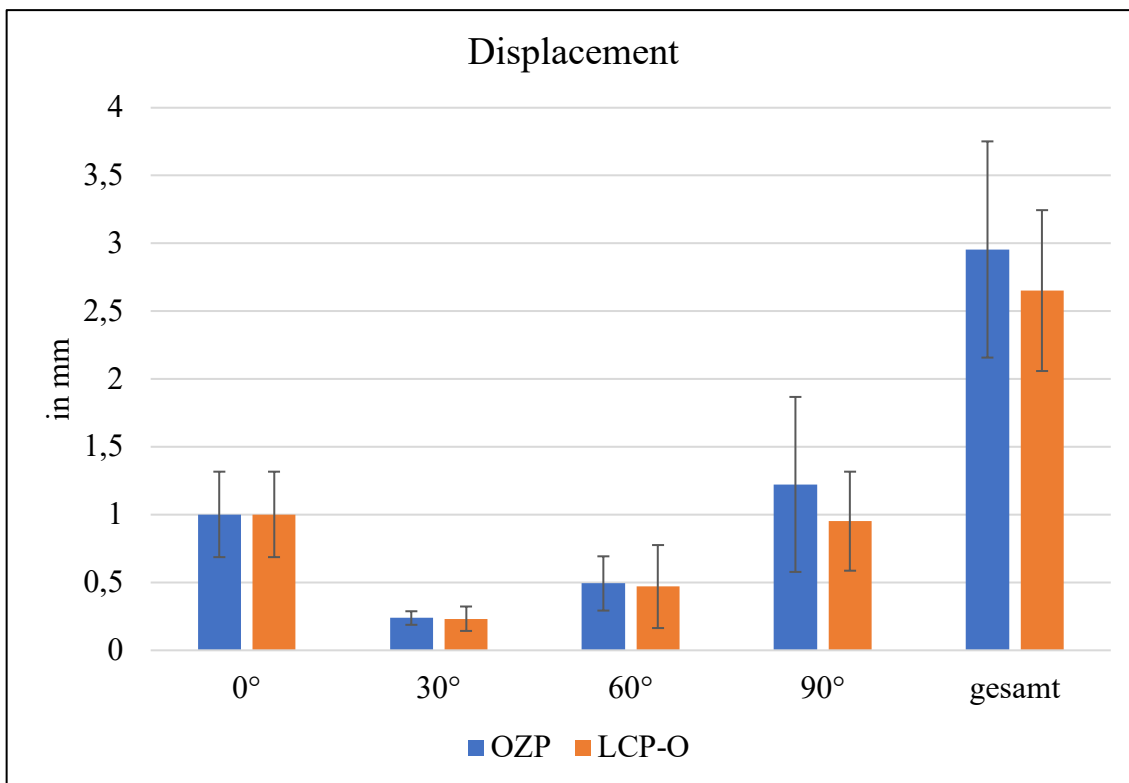


Abb. 33: Displacement für die einzelnen Winkeleinstellungen und für das Displacement gesamt mit zugehörigen Standardabweichungen. Es gibt keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Messparameter bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$.

3.2 Frakturspaltbreite

Alle Werte waren bis auf die *Differenz Frakturspaltbreite proximal* bei 90° für die Gruppe OZP normalverteilt. Für alle Werte ergeben sich keine signifikanten Unterschiede.

Differenz Frakturspaltbreite proximal:

- 0°: Für die Gruppe OZP beträgt der Mittelwert $0,21 \pm 0,18$ mm, für die Gruppe LCP-O $0,12 \pm 0,12$ mm.
- 30°: Der Mittelwert beträgt für die Gruppe OZP $0,00 \pm 0,08$ mm und für die Gruppe LCP-O $-0,03 \pm 0,08$ mm.
- 60°: Gruppe 1 erzielte einen Mittelwert von $0,06 \pm 0,26$ mm und Gruppe 2 einen Mittelwert von $0,08 \pm 0,16$ mm.

- 90°: Der Mittelwert für Gruppe OZP ist $0,09 \pm 0,18$ mm und für Gruppe LCP-O $0,02 \pm 0,14$ mm.

Differenz Frakturspaltbreite distal:

- 0°: Die Mittelwerte betragen $-0,06 \pm 0,14$ mm für die Gruppe OZP und $-0,11 \pm 0,14$ mm für die Gruppe LCP-O.
- 30°: Gruppe OZP hat einen Mittelwert von $0,05 \pm 0,09$ mm und Gruppe LCP-O einen Mittelwert von $-0,03 \pm 0,09$ mm.
- 60°: Für die erste Gruppe beträgt der Mittelwert $0,13 \pm 0,20$ mm und für die zweite Gruppe $-0,03 \pm 0,19$ mm.
- 90°: Der Mittelwerte beträgt für die Gruppe OZP $-0,04 \pm 0,14$ mm und für die Gruppe LCP-O $-0,09 \pm 0,06$ mm.

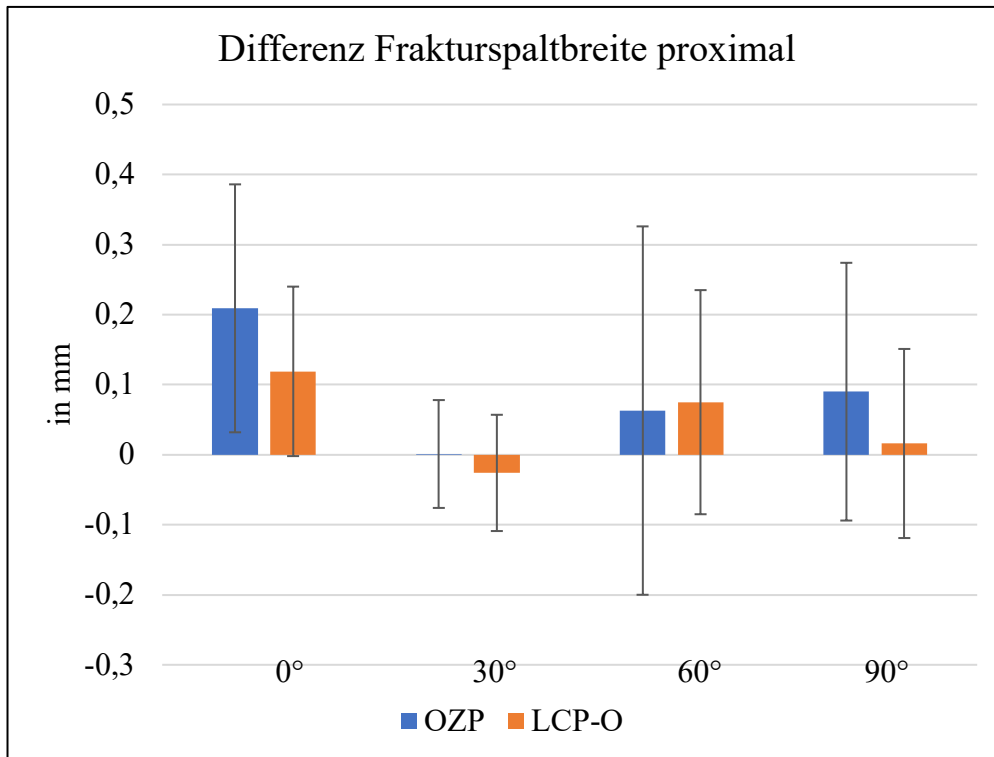


Abb. 34: Differenz Frakturspaltbreite proximal mit Standardabweichung. Es liegt kein signifikanter Unterschied bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ vor.

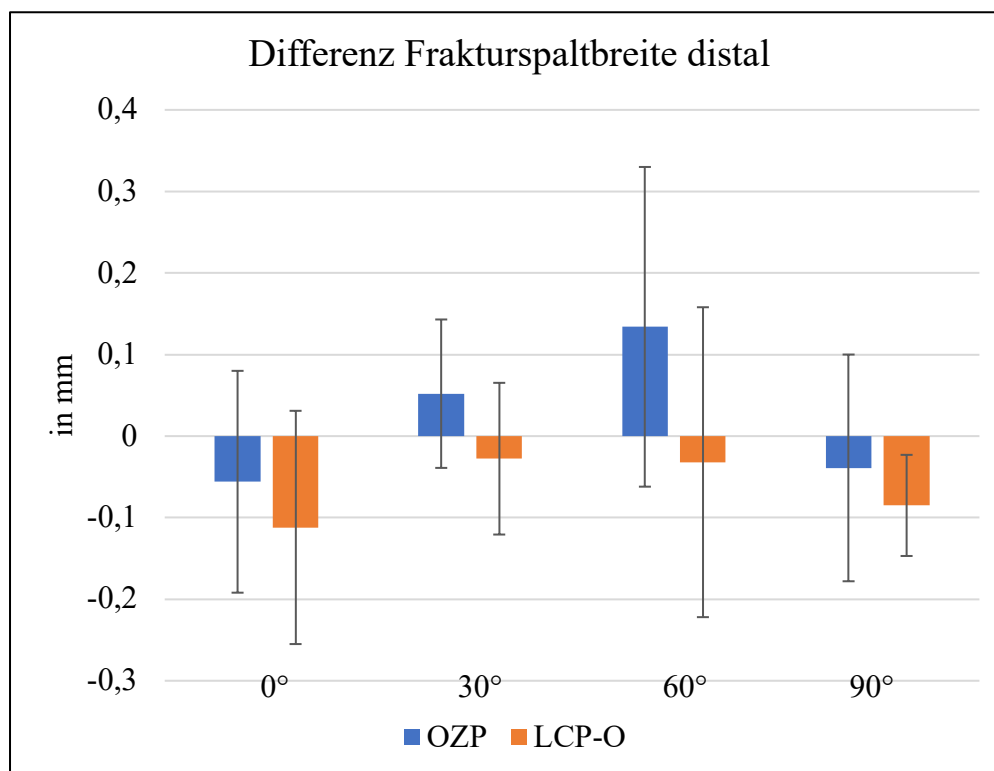


Abb. 35: Differenz Frakturspaltbreite distal mit Standardabweichung. Es liegt kein signifikanter Unterschied bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ vor.

3.3 Maximalkraft

Die Werte beider Gruppen sind in Bezug auf den Messparameter Maximalkraft normalverteilt. Mit einem Mittelwert von $1560,83 \text{ N} \pm 148,05 \text{ N}$ für die Gruppe OZP und einem Mittelwert von $1615,83 \text{ N} \pm 384,32 \text{ N}$ für die Gruppe LCP-O ergibt sich kein signifikanter Unterschied.

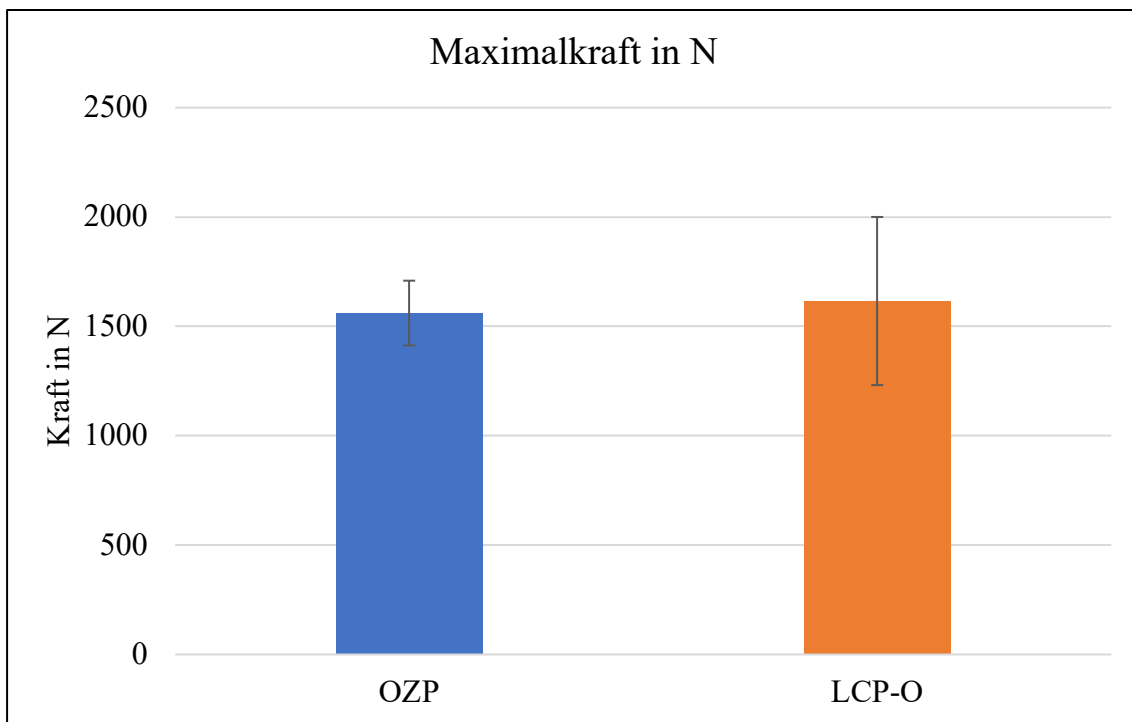


Abb. 36: Maximalkraft mit Standardabweichung. Es liegt kein signifikanter Unterschied bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ vor.

3.4 Steifigkeit

Für die relative Steifigkeit sind beide Gruppen normalverteilt. Gruppe OZP besitzt einen Mittelwert von $229,12 \text{ N/mm} \pm 40,37 \text{ N/mm}$ und Gruppe LCP-O einen Mittelwert von $184,83 \text{ N/mm} \pm 56,01 \text{ N/mm}$. Bei gleicher Varianz liegt das Ergebnis im t-Test mit $p = 0,037$ unterhalb des Signifikanzniveaus $p < 0,05$. Die Steifigkeit der Gruppe OZP ist signifikant höher als die der Gruppe LCP-O.

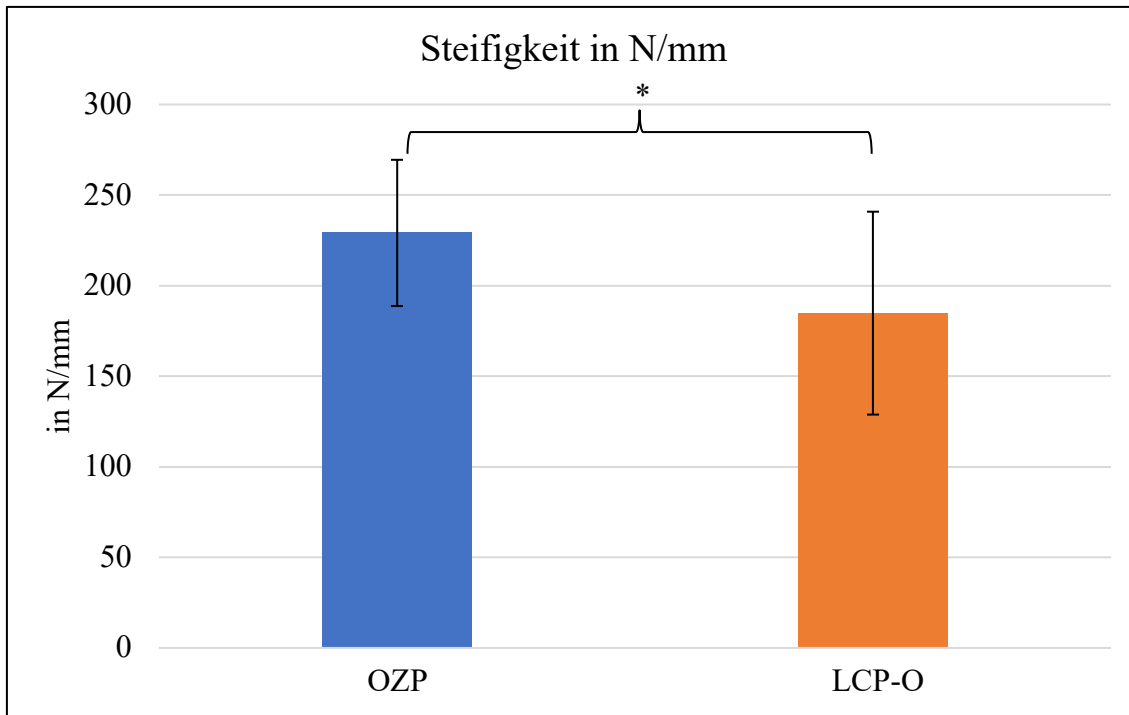


Abb. 37: Relative Steifigkeit mit Standardabweichung. Zwischen den beiden Gruppen besteht mit $p = 0,037$ ein signifikanter Unterschied, welcher mit * gekennzeichnet ist.

3.5 Schraubenlockerung

Schraubenlockerung proximal:

Der Mittelwert für die Gruppe OZP liegt bei $0,19 \text{ mm} \pm 0,09 \text{ mm}$ und für die Gruppe LCP-O bei $0,23 \text{ mm} \pm 0,12 \text{ mm}$. Die Ergebnisse unterscheiden sich nicht signifikant. Es sei angemerkt, dass bei der Gruppe OZP 3 und bei Gruppe LCP-O 4 Knochen ausgeschlossen werden mussten, da die Löcher nach der Testung aufgrund einer Zerstörung bei der LFT-Testung nicht mehr erhalten waren. Die Anzahl der Knochen für die erste Gruppe beträgt demnach 9 und für die zweite Gruppe 8 Knochen.

Schraubenlockerung Keil:

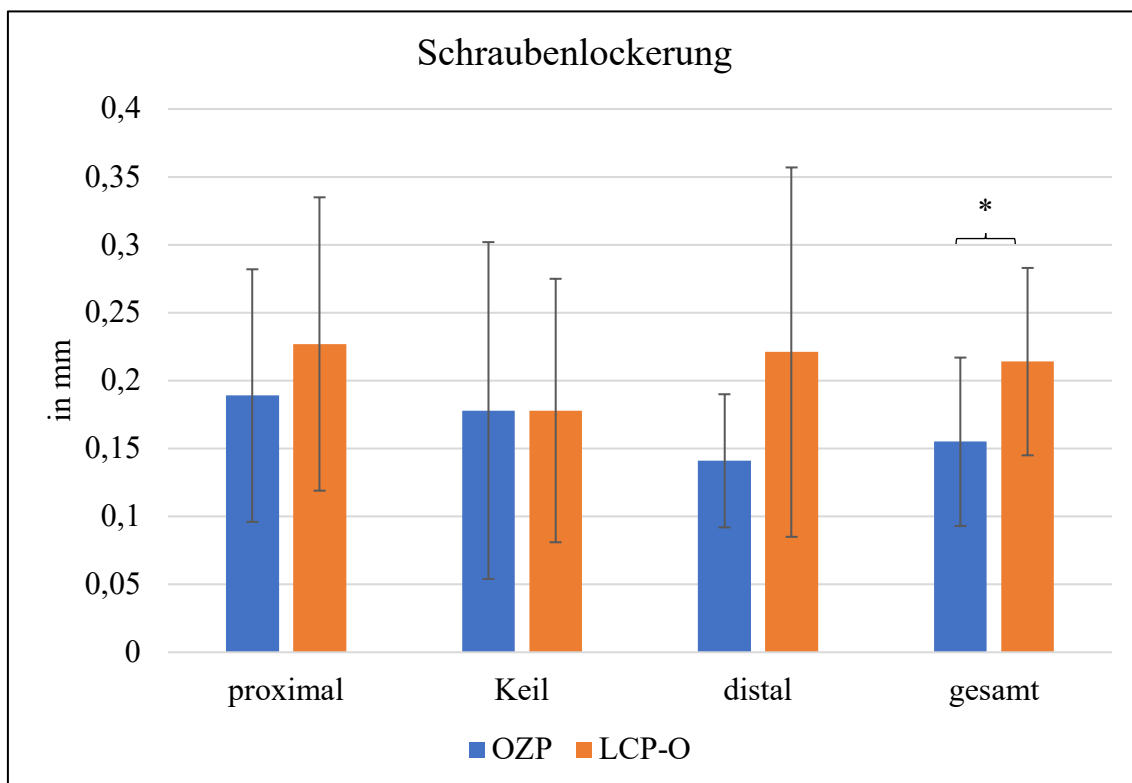
Für diesen Parameter liegt der Mittelwert der Gruppe 1 bei $0,18 \text{ mm} \pm 0,12 \text{ mm}$ und der Mittelwert der Gruppe 2 bei $0,18 \text{ mm} \pm 0,10 \text{ mm}$. Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

Schraubenlockerung distal:

Gruppe OZP hat einen Mittelwert von $0,14 \text{ mm} \pm 0,05 \text{ mm}$ und Gruppe LCP-O einen Mittelwert von $0,22 \text{ mm} \pm 0,14 \text{ mm}$. Es ist kein signifikanter Unterschied festzustellen. Eine leichte Tendenz ist zu erkennen, wonach die Schraubenlockerung der Gruppe OZP kleiner ausfällt als die der Gruppe LCP-O ($p = 0,079$).

Schraubenlockerung gesamt:

Fasst man alle Schraubenlöcher zusammen, so erhält man für den Messparameter Schraubenlockerung gesamt für Gruppe 1 einen Mittelwert von $0,16 \text{ mm} \pm 0,06 \text{ mm}$ und für Gruppe 2 einen Mittelwert von $0,21 \text{ mm} \pm 0,07 \text{ mm}$. Der t-Test ergibt bei gleichen Varianzen einen signifikanten Unterschied mit $p = 0,041$, d. h. die Schraubenlockerung ist für die Gruppe OZP signifikant geringer als für die Gruppe LCP-O.



*Abb. 38: Schraubenlockerung für die drei Fragmente und für den gesamten Knochen. Der Unterschied zwischen den zwei Gruppen ist für den Messparameter Schraubenlockerung gesamt mit $p = 0,041$ signifikant und wird mit * markiert.*

4 Diskussion

4.1 Diskussion Material und Methoden

4.1.1 Prüfvorrichtung

Es gibt zahlreiche biomechanische Studien, die nur in einer Winkeleinstellung testen. Die meisten Untersuchungen beschränken sich auf eine Testung bei 90° [55, 90, 92, 93, 100, 110-115] oder 70° Flexion [101, 102]. In unserer Untersuchung sollte im Rahmen der biomechanischen Testung der nach einer Operation mögliche Bewegungsumfang abgebildet werden. In der Regel ist nach der operativen Versorgung von Mehrfragmentfrakturen für 4 – 6 Wochen postoperativ ein Bewegungsumfang von Extension/Flexion von 0°/0°/90° erlaubt [43, 59]. Eine Stärke unserer Prüfvorrichtung ist, dass der Zug der Trizepssehne in 0°, 30°, 60° und 90° Flexion an der Ulna imitiert wird. *King et al.* [99] führten vor ihren zyklischen Testungen bei 90° eine statische Testung bei 30°, 60°, 90° und 120° Flexion durch. *Wegmann et al.* [84] testeten die Osteosynthese neben der Winkeleinstellung in 90° zusätzlich auch bei 30°, um die anteroposteriore Stabilität des refixierten Coronoides nach einer Monteggia-Fraktur zu überprüfen. *Zumstein et al.* [96] führten ihre Testung isometrisch bei 20° und bei 70° durch, *Lindeman et al.* [116] bei 20° und bei 90°. *Dietrich et al.* [117] nahmen ihre Untersuchungen ähnlich wie unsere Arbeitsgruppe in mehreren Winkeleinstellungen zyklisch vor (45°, 90° und 135° Flexion). *Nowak et al.* [107] haben 2007 erstmals einen Versuchsaufbau entwickelt, der auch dynamische Testungen mit kontinuierlicher Winkeländerung ermöglicht. Kernbestandteil war eine servo-pneumatische Testmaschine mit einem pneumatischen Rotationsmotor für die winkelgesteuerte Ellenbogenbewegung und einem Linearmotor für den kraftgesteuerten Zug des M. triceps brachii. Der Bewegungsumfang liegt in den darauf aufbauenden Studien bei 0° - 100° Flexion [107, 108], bei 0° - 90° Flexion [105, 106, 118, 119] oder 15° - 90° Flexion [82]. In den nachfolgenden Jahren entwickelten auch andere Forschungsgruppen ein ähnliches dynamisches Modell mit einem Bewegungsradius von 50° - 60° [94, 98, 100]. Diese Art der Testung ist allerdings mit einem erheblichen infrastrukturellen und finanziellen Aufwand verbunden, der uns für unsere

Untersuchung nicht gerechtfertigt erschien, zumal man auch bei den von uns durchgeführten Voruntersuchungen mit dem vorhandenen Equipment zu sehr validen Untersuchungsergebnissen kam.

Aktuell finden neben der Bewegung in Flexion-Extension auch die Varus- und Valgusstellung und die Innen- und Außenrotation in biomechanischen Testungen Beachtung [98, 110, 115]. Diese Messungen zeigten sich in allen drei Studien mit einer Verschiebung von weniger als 2° trotz hoher Zyklenzahl (200 – 50.000 Zyklen) als wenig bedeutsam, weshalb in unserem Versuchsaufbau Rotationsbewegungen außer Acht gelassen wurden.

In unserem Modell ist die Gelenkfläche vergleichbar der Situation in vivo nach cranial ausgerichtet, so dass der Zug gegen die Schwerkraft ausgeübt wird. Dieses Vorgehen ist auch in weiteren Arbeiten zu finden [90, 92, 93, 113, 115]. Andere Forschungsgruppen richteten die Gelenkfläche zur Seite aus [82, 94, 99, 105-108, 118, 119] oder positionierten den Knochen mit der Gelenkfläche nach kaudal, um ihn überhaupt in die dort vorhandene Vorrichtung einspannen zu können [55, 100-102, 112, 120]. Wir entschlossen uns ganz bewusst für die Simulation der Situation in vivo und entwickelten mit dieser Vorgabe den Untersuchungsaufbau.

4.1.2 Präparate

Die von uns verwendeten Sawbones® 3426 bieten einen einheitlichen Aufbau in Bezug auf Form und Zusammensetzung, so dass die künstlich gesetzte Fraktur und die Plattenosteosynthese reproduzierbar waren, um diese Variablen für den Versuchsaufbau möglichst konstant halten zu können. In einer Studie von *Chong et al.* [121] an Kortikalisknochen zeigte sich, dass diese Knochenmodelle der vierten Generation in Bezug auf Steifigkeit, Bruchzähigkeit und Reißfestigkeit vergleichbar zu humanen Knochen sind. *Landsman und Chang* [122] fanden in ihrer Studie an Metatarsalknochen heraus, dass Sawbones zwar nicht die gleichen mechanischen Eigenschaften wie humane Knochen besitzen, jedoch für die Beurteilung der relativen Stabilität verwendet werden können. *Ali et al.* [88] verglichen für bikondyläre Tibiaplateaufrakturen

verschiedene Knochenmodelle und stellten Sawbones als beste Option dar. Die Verwendung von Kunstknochen ist auch bereits in der Literatur für Untersuchungen an der Ulna geübte Praxis [84, 90, 92-96].

Trotzdem gibt es auch Gründe, die gegen Kunstknochen sprechen. *Hamilton et al.* [102], verwendeten für die biomechanische Testung der Versorgung einer Trümmerfraktur am Olekranon mit einer dorsalen Plattenosteosynthese sowohl 5 Kadaver als auch 5 Sawbones. Obwohl nicht Primärziel der Studie wird auf eine geringere Steifigkeit und ein früheres Versagen in der LTF-Testung der Sawbones im Vergleich zu den Kadavern hingewiesen. Dennoch wurde in beiden Modellen eine ausreichende Fixierung bei einer statischen Testung in 70° Flexion für physiologische Belastungen festgestellt.

Man darf überdies nicht außer Acht lassen, dass bei Versuchen mit künstlichen Knochen die Verhältnisse zu umgebenden Muskeln, Sehnen, Bändern oder Knochen nicht berücksichtigt werden. Einige Arbeitsgruppen nutzen Kadaver und schlossen die Trizepssehne und die gelenkige Verbindung zum Humerus [55, 82, 101, 111-113] bzw. nur die Trizepssehne [105-108, 118, 119, 123] mit in den Versuchsaufbau ein, um diesen Einflussfaktor zu kontrollieren. Jedoch können weder Kunstknochen noch Kadaver im biomechanischen Modell die Gegebenheiten in vivo vollständig abbilden.

Für unseren Testaufbau überwogen nach unserer Einschätzung die Nachteile einer Verwendung von Kadavern. Geeignete Kadaver sind nicht beliebig verfügbar. Die Varianz der Knochenqualität der Kadaver zeigte sich darüber hinaus in zahlreichen Studien als eine Schwachstelle [99, 101, 114, 124]. Die unterschiedliche Knochenmineraldichte der Kadaver kann die biomechanischen Testungen beeinflussen [124]. Die Körperspender sind zum Zeitpunkt des Todes oft älter und die Knochenqualität ist durch altersbedingte osteoporotische Veränderungen gemindert. In unserer Studie wurden keine typisch osteoporotischen Frakturen untersucht.

4.1.3 Frakturgenerierung

Um eine standardisierte und reproduzierbare Mayo IIB-Fraktur im Bereich des Olekranons zu simulieren, wurde der Knochen mit einer oszillierenden Säge und einer selbstentwickelten Sägevorrichtung in drei Fragmente geteilt. Zusätzlich entfernten wir ein 2 mm schmales Segment intraartikulär. Hierdurch wird die Osteosynthese stärker belastet, da die Kortikalisabstützung fehlt. Dies führt zu einer besseren Dedektierbarkeit von biomechanischen Unterschieden. Die meisten biomechanischen Studien am Olekranon generieren einen einfachen Bruch (transversal bzw. schräg) mit zwei Fragmenten mittels oszillierender Säge und Sägevorrichtung oder Osteotom [82, 90, 92, 94, 107, 108, 111, 112, 114]. Die Plattenosteosynthesen in unserer Studie sind dagegen eher bei einem komplexen Frakturtyp indiziert [8, 14, 29]. Um eine Trümmerfraktur zu simulieren, führten einige Arbeitsgruppen zwei parallele Osteotomien im Abstand von bis zu 7 mm durch und exzidierten das Segment [83, 98, 99, 123]. Die Durchgängigkeit der Kortikalis wurde aufgehoben und die Anlehnung des proximalen und distalen Fragments aneinander verhindert. Diese Überlegungen nahmen wir in unser Modell auf. *Wagner et al.* [115] brachten die Osteotomien an der Bare-Area so an, dass ein 5 mm dicker Keil an der Gelenkfläche entstand, der entfernt wurde. Einigen anderen Forschungsgruppen schien es nicht ausreichend, lediglich den Abstand zwischen zwei Fragmenten zu vergrößern, weshalb die Simulation einer komplexen reproduzierbaren Fraktur durch Setzen eines dreiteiligen Bruches mit Keilfragment erfolgte [55, 77, 102, 110, 118]. *Buijze et al.* [77] begründen das Vorgehen damit, dass eine Kompression an der Frakturstelle dadurch eher verhindert wird. *Wegmann et al.* [84] gingen noch einen Schritt weiter und teilten die proximale Ulna in 4 Fragmente. Ziel dieser Studie war jedoch anders als bei uns die Simulation einer Monteggia-Fraktur. Welchen Einfluss die Lage der Fraktur hat, zeigt die Arbeitsgruppe von *Fantry et al.* [123]. Sie testeten, wie sich zwei verschiedene Trümmerfrakturen am Olekranon bei gleicher Plattenosteosynthese verhalten. Der Knochen wurde an den proximalen 25 % oder 50 % der Trochleaeinkerbung frakturiert. In beiden Gruppen wurde der Bruch mit einer dorsalen Platte mit Verblockungsmechanismus versorgt. Die Frakturen, die in den proximalen 25 % der Trochlea generiert wurden, hielten signifikant geringeren Kräften stand als die Frakturen, die in den proximalen 50 % der Trochlea generiert wurden.

Das Setzen einer Fraktur kann auch durch das Brechen unter kontrollierten Bedingungen erfolgen. Zur Generierung einer einfachen diaphysealen Metakarpalfraktur erwies sich dieses Verfahren bei *Hölscher-Doht et al.* [125] als praktikabel. Die Erzeugung einer komplexen Fraktur, wie bei uns erforderlich, ist durch das Brechen des Knochens nicht reproduzierbar möglich und es sind unterschiedliche Frakturmuster zu erwarten, die erheblichen Einfluss auf die biomechanische Testung erwarten lassen.

4.1.4 Ersatz der Trizepssehne

Für die vorliegende Studie wurde als einziger Muskel der *M. triceps brachii* simuliert, da dieser nach *Labitzke et al.* [9] die entscheidende Krafteinwirkung auf den frakturierten intraartikulären Bereich hat. Der größte Anteil der biomechanischen Vergleichsstudien vernachlässigte die übrigen Muskeln ebenfalls [82, 90, 92, 96, 102, 105-108, 111, 112, 118]. *Hutchinson et al.* [111] und *Wilson et al.* [94] zeigten in ihren biomechanischen Arbeiten, dass der Zug an der Trizepssehne wichtiger Bestandteil eines Modells ist, da es dadurch zu Verschiebungen an der anterioren und posterioren Seite der Ulna kommt. In der Literatur wird vereinzelt auch die Krafteinwirkung des *M. biceps brachii* imitiert. *Wilson et al.* [94] fügten dafür in ihrem Modell an Kunstknochen eine weitere Zugvorrichtung distal des *Processus coronoideus* hinzu, um die interfragmentäre Kompression bei Zuggurtungsosteosynthese und Plattenosteosynthese nach transverser intraartikulärer Fraktur zu vergleichen. Die applizierte Kraft über die Trizepssehne war doppelt so groß wie über die Bizepssehne. Die Simulation der Bizepssehne diente außerdem dazu, den Knochen um den Drehpunkt von einer Flexion von 75° zurück in die Ausgangslage bei 125° Flexion zu bringen. Auch *King et al.* [99] nutzten für ihre Studie die Bizepssehne während der zyklischen Testungen. Die LTF-Testung wurde hingegen nur mit der Trizepssehne durchgeführt. *Dietrich et al.* [117] verwendeten die Bizepssehnen der Kadaver. Jedoch wurde bei Zug an der Bizepssehne mit 50 N weder in der Gruppe mit Zuggurtungsosteosynthese noch in der Gruppe mit einem sogenannten „olecranon sled“ eine Zunahme des Frakturspalts gesehen. Dahingegen vergrößerte sich der Frakturspalt bei Zug an der Trizepssehne in beiden Gruppen um bis zu 0,23 mm. Dieses Ergebnis bestätigt unsere Annahme, dass die

Simulation der Einwirkung der Kraft des M. triceps die entscheidende Rolle für die biomechanischen Testungen von intraartikulären Frakturen spielt.

Die Wahl der Kunstknochen in der vorliegenden Studie wurde zusätzlich zu den bereits beschriebenen Aspekten (Kapitel 4.1.2) dadurch begründet, dass die echte Sehne der Kadaver eine Schwachstelle ist. Trotz der Verstärkung durch Nahttechniken und Kevlarbänder sind die Sehnen einiger Kadaver ab mäßig hohen Kräften von 350 N gerissen oder haben sich aus der Befestigung gelöst [99, 101, 119, 123]. Dahingegen haben sich die ersten Testungen mit künstlichen Sehnen als eine reißfeste und stabile Alternative erwiesen, die Kräfte von 500 - 1350 N ermöglichten [90, 92, 93]. Es wurde aber in vorangegangenen Untersuchungen auch ein Versagen der imitierten Trizepssehne beobachtet. *Jones et al.* [92] berichten, dass sich die künstliche Trizepssehne bei einer von achtzehn Sehnen im Rahmen der LTF-Testung aus der Fixierung löste. Mit Hilfe zahlreicher Vortestungen entwickelte unsere Arbeitsgruppe das System von Jones weiter. Der von uns verwendete Draht war stabiler und wurde durch vier Drahtklemmen fixiert, so wie dies in der Methodik beschrieben ist. Die künstliche Trizepssehne tolerierte damit Kräfte von über 1500 N und limitierte die biomechanischen Belastungen bei uns nicht. Trotzdem hat auch diese Aufhängung Nachteile. Durch die Verankerung des Drahtes im Knochen über Bohrlöcher wird die Knochensubstanz geschwächt und die Schraubenplatzierung für die Osteosynthese eingeschränkt.

Zumstein et al. [96] klebten für die Testungen von „trans-olecranon chevron osteotomies“, „extra-artikular oblique osteotomies“ und „extra-articular step osteotomies“ einen Spanngurt breitflächig am Olekranon fest, sicherten das Band zusätzlich durch eine Zuggurtung und erreichten damit auch Werte von bis zu 1500 N. Wir entschieden uns gegen diese Möglichkeit, da die Varianz der Maximalkräfte bei *Zumstein et al.* relativ groß war, so dass einige Testungen bereits unter 1.000 N aufgrund eines Versagens der Konstruktion abgebrochen werden mussten. Weiterhin ist diese Art der Fixierung in Verbindung mit den von uns gewählten Osteosyntheseverfahren nur schwierig umsetzbar. *Gordon et al.* [83] und *Wegmann et al.* [84], die unter anderem ähnliche Platten testeten wie wir, verzichteten komplett auf

ein Zugsystem zur Imitation der Muskelkräfte. Die Belastung der Fraktur erfolgte, indem die Trochlea humeri in die Incisura trochlearis gedrückt wurde.

4.1.5 Biomechanische Testung

4.1.5.1 Belastung

Im Bewegungsumfang von 0° bis 90° besteht postoperativ Übungsstabilität zur Durchführung frühfunktioneller Behandlung, jedoch in der Regel keine Belastungsstabilität [8, 27, 29]. Wir wollten in unserer Studie untersuchen, wie sich die Plattenosteosynthese bei Einhaltung dieser Vorgaben verhält (zyklische Testungen zwischen 0° - 90°). Darüber hinaus sollten aber auch Situationen mit übermäßiger Belastung getestet werden (Load-to-failure-Testung bei 90°).

Bei 0° und 30° entschieden wir uns, den Knochen mit einer Kraft von 150 N zu belasten. Dieser Kraftbetrag liegt unterhalb der ermittelten Maximalkraft in den Vortestungen und ist geringer als bei normaler alltäglicher Belastung [103]. Einige Studien führten ihre komplette Testung mit Höchstwerten von 100 – 200 N durch [95, 99, 105-108, 118]. Ein Anhaltspunkt dafür ist, dass diese Belastungsintensität auf das Ellenbogengelenk nach *An und Morrey* [11] und *Labitzke* [9] als relevant erachtet wird.

Bei 60° wurden in unserer Studie 300 N gewählt. Diese Kraft wirkt nach *Nicol et al.* [103] bei Alltagsbewegungen, wie z. B. dem Anziehen, auf das Ellenbogengelenk. Diese Literaturangabe aus dem Jahr 1977 ist relativ alt, hat aber immer noch Gültigkeit [1, 5]. Die höchste Streckkraft und das höchste Muskelkraftmoment des *M. triceps* wirken bei einem Beugewinkel von 90° [11, 126], so dass wir für 90° mit 500 N die verhältnismäßig größte Kraftintensität wählten. Dieser Wert liegt oberhalb des Belastungsniveaus für Alltagsbewegungen. *Hutchinson et al.* [111] geben in ihrer Studie an, dass 500 N vergleichbar mit der Kraft zum Abstützen beim Aufstehen aus einem Stuhl sei, führen dafür jedoch keinen Beleg an. Darauf aufbauend testeten auch zahlreiche andere biomechanische Studien mit der gleichen Kraftintensität [90, 92, 93, 112, 113]. Unsere Studie ist aufgrund der gleich hohen Kraftintensität mit den bisherigen Arbeiten vergleichbar.

In der Load-to-failure-Testung sollten möglichst hohe Kräfte erreicht werden. *Brüggermann* [1] erklärte, dass die „Gelenkreaktionskraft“ auf das Ellenbogengelenk größer als das Gewicht eines Menschen sein kann und das Gelenk ähnlich starken Beanspruchungen ausgesetzt ist, wie die Gelenke der unteren Extremität. Dies haben *Amis et al.* [2] mit den kurzen Hebelarmen der Extensionsmuskeln begründet, die bewirken, dass die Gelenkkraft am Ellenbogengelenk um das 20-fache größer ist als die Last an der Hand. Als Orientierung diene die Abschätzung von *Nicol et al.* [103], dass bei Anstrengungen im Alltag der Zug an der Trizepssehne bei rund 1700 N liegen kann und eine „Gelenkreaktionskraft“ von rund 1800 N auf das mediale Ellenbogenkompartiment, d. h. das Humeroulnargelenk, zu erwarten ist. In unserem Experiment lagen die Mittelwerte der Maximalkräfte in beiden Gruppen bei knapp über 1500 N. Das bedeutet, dass Alltagsbewegungen mit großem Zug auf die Trizepssehne das hohe Risiko eines Osteosyntheseversagens mit sich bringen. Wir führten die Load-to-failure-Testung aus den oben beschriebenen Gründen bewusst bei 90° durch. *Lindeman et al.* [116] verglichen in ihrer biomechanischen Studie an Kadavern die Stabilität einer Plattenosteosynthese bei einer Winkeleinstellung von 20° und 90°. Selbst bei maximaler Belastung zeigten sich keine klinisch relevanten Unterschiede. Dieses Ergebnis unterstützt uns in der Annahme, dass eine Load-to-failure-Testung bei 90° ausreichend ist und nicht in anderen Winkeleinstellungen wiederholt werden muss. Grundsätzlich besteht eine Limitierung der Studie darin, dass sich die Belastungsniveaus zwischen den Flexionsgraden 0°, 30°, 60° und 90° unterscheiden. Eine Umrechnung der Kräfte erschien uns nicht sinnvoll, da zu viele Parameter das Ergebnis verzerren würden. Wie bereits beschrieben, wählten wir die Kräfte anhand der Vortestungen und Literaturrecherche. Die gewählten Kräfte für alle Winkeleinstellungen liegen im Bereich der physiologischen Belastung des Ellenbogengelenks.

In der Literatur liegt die Belastungsintensität für die zyklischen Testungen meistens zwischen 150 - 500 N [84, 90, 92, 93, 105-108, 111, 112, 115, 118, 119, 127]. Dies entspricht den von uns verwendeten Belastungen.

Testungen mit einer zyklischen Belastung von unter 100 N [82, 85, 98, 100, 117] schienen uns zu gering, auch wenn gelegentlich versucht wurde, die niedrige Kraft durch eine hohe Zyklenanzahl [85, 98, 100] zu kompensieren.

4.1.5.2 *Zyklenanzahl*

Die Anzahl der Messzyklen ergab sich aus den Vortestungen. Für jede Winkeleinstellung wurde ein Kunstknochen 5.000 Zyklen in dem zuvor ermittelten Kraftintervall belastet. Die Zyklenanzahl, ab der keine Veränderung des Displacements ersichtlich war, wurde für die späteren Testungen gewählt. Jede Winkeleinstellung wurde dabei für sich gesehen und nicht berücksichtigt, dass sich die Zyklen bei 0° zu denen bei 30° addieren usw.

Am häufigsten kommen 200 - 500 Zyklen zur Anwendung [84, 90, 92, 105-108, 111, 112, 118]. Wir liegen mit insgesamt 1.500 Zyklen deutlich über dem Durchschnitt. Mit der alleinigen Durchführung einer LTF-Testung [96, 102, 113, 114] oder einer geringen Zyklenanzahl von weniger als 50 [82, 101] wird man der Fragestellung sicher nicht gerecht. *King et al.* [99] führten mit 4.000 Zyklen, *Kiene et al.* [127] mit 5.000 Zyklen und *Wagner et al.* [115] mit 50.000 Zyklen sehr intensive Testungen durch. *Kawasaki et al.* [85] verwendeten mit mehr als 600.000 Zyklen die höchste Anzahl, nutzen aber auch nur eine geringe Belastung von unter 100 N. *Kiene et al.* orientierten sich an einer Hochrechnung von Schuster [128], nach der ein aktiver Patient seinen Arm in den ersten 5 Wochen täglich 12 Stunden alle 5 Minuten nutzt, was 5040 Zyklen entspricht. Am Ende der Zyklen waren jedoch nur noch 9 der 16 Knochen intakt. Bei diesen Zyklenvorgaben schien es daher bei den Kadaverexperimenten eher zu einem „Knochenversagen“ als zu einem „Implantatversagen“ zu kommen, wobei es nahezu nur bei weiblichen Knochen zu Alterationen kam. In der Studie bleibt weiterhin außer Acht, dass im Verlauf von 5 Wochen von einer stabilisierenden Frakturheilung auszugehen ist.

4.1.5.3 *Prüfgeschwindigkeit*

Mittels unserer Vorversuche wurde eine Geschwindigkeit von 25 mm/min ermittelt, bei der Entlastungs- und Belastungspunkt exakt angefahren werden. In der Literatur findet

sich häufig die Angabe von einer Frequenz von 0,1 - 5 Hz [82, 90, 92, 99, 100, 105-108, 111, 112, 118, 119, 127]. Diese Parameter sind nicht vergleichbar, aber es ist davon auszugehen, dass diese Untersuchungen damit zügiger erfolgten. Die gewählte Frequenz wird in der Literatur aber nicht immer begründet. *Kiene et al.* [127] orientierten sich wie bereits bei der Zyklenzahl an der ermittelten Prämisse von *Schuster* [128].

Für die LTF-Testung haben wir die Geschwindigkeit auf 10 mm/min reduziert, um die Kraft kontrolliert zu steigern und somit Maximalkraft und Steifigkeit noch präziser zu erfassen. Diese Geschwindigkeit ist um einiges geringer als bei den Vergleichsstudien von *Jones et al.* [92] und *Koslowski et al.* [90], die ihre LTF-Testung bei 200 mm/min durchführten. Bei dieser relativ hohen Geschwindigkeit kann es allerdings Probleme bereiten, den genauen Zeitpunkt des Versagens der Osteosynthese zu ermitteln.

4.1.5.4 Ablauf

Für den Testablauf wurde der präparierte Knochen so in der Prüfvorrichtung und der Prüfmaschine positioniert, dass über die künstliche Trizepssehne Zug am Knochen möglich war. Die biomechanische Testung bestand aus einer zyklischen Messung in vier Winkeleinstellungen und einer Load-to-failure-Testung (LFT-Testung). Im ersten Teil wurde das Displacement und die Frakturspaltbreite bei Bewegung überprüft, bevor im zweiten Teil die Maximalkraft und die Steifigkeit miteinander verglichen wurden. Die meisten Studien beschränken sich auf zyklische Testungen [84, 93, 105-108, 110-112, 115]. Andere ergänzen die zyklische durch eine LTF-Testung [90, 92, 95, 99, 101, 123] oder führen nur eine einzelne LTF-Testung durch [96, 102, 113, 114]. Es finden sich auch Ansätze, in denen die Belastungsniveaus nach 10 - 30 Zyklen stetig bis zum Versagensmechanismus erhöht wurden [83, 90, 98, 100]. Wir haben uns für die Applikation einer fest vorgegebenen standardisierten Kraft in den vier Winkelstellungen entschieden. Die einwirkenden Kräfte wurden in den Voruntersuchungen ermittelt. *King et al.* [99] führten vor der zyklischen Testung und der LTF-Testung bei 90° zusätzlich eine statische Belastung von 100 N bei 30°, 60°, 90° und 120° durch. Eine Kombination wie in der vorliegenden Studie mit zyklischer Testung in verschiedenen Winkeleinstellungen und anschließender LTF-Testung gibt es bislang in der Literatur

nicht. Der Vorteil dieser Kombination ist, dass die erhobenen Messparameter für den gesamten nach der Operation in der Regel möglichen Bewegungsumfang ermittelt werden.

In unserer Studie dienten 10 Setzzyklen vor Beginn des Testlaufs bei 0° mit einer geringen Kraftintensität von 15 N zum Ausgleich erster Settle-Momente und zur exakten Ausrichtung. Man kann diskutieren, ob man auch bei den anschließenden Winkeleinstellungen Setzzyklen benötigt. Da jedoch die wenigsten Forschungsgruppen [84, 90] überhaupt Setzzyklen nutzten, haben wir auf weitere Setzzyklen im Experiment verzichtet.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Displacement

Während der zyklischen Testungen gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Osteosyntheseverfahren in Bezug auf das Displacement bei den einzelnen Winkeleinstellungen und in Bezug auf das gesamte Displacement. Tendenziell hat die Gruppe OZP ein größeres Displacement bei 90° als die Gruppe LCP-O. Vergleicht man das Displacement bei den verschiedenen Winkeleinstellungen, dann ist bei 0° und 90° das verhältnismäßig größte Displacement für beide Gruppen erkennbar. Das kann damit erklärt werden, dass bei 0° die größte Zyklusanzahl (500 Zyklen) und bei 90° die höchste Kraftintensität (500 N) in Kombination mit einer vergleichsweise hohen Zyklusanzahl (400 Zyklen) gewählt wurde. Grundsätzlich sprechen die Ergebnisse dafür, dass beide Plattenosteosynthesen die Fraktur bei der gewählten Frakturform gut stabilisieren und nur minimale Verschiebungen erlauben. Limitierend ist zu berücksichtigen, dass der automatisch durch die Prüfmaschine erhobene Parameter Displacement nicht nur durch die Dislokation im Frakturbereich beeinflusst wird. Auf den Parameter kann die gesamte Konstruktion des Experiments Auswirkungen haben. Daher wurde auch noch optisch die Frakturspaltbreite gemessen.

4.2.2 Frakturspaltbreite

Mithilfe eines optischen Systems wurde die Frakturspaltbreite beurteilt. Vorteil dieses Messparameters ist, dass die übrigen Bestandteile des Versuchsaufbaus die Werte wenig verfälschen. Dafür können Projektionsfehler auftreten, da Knochen und Osteosynthese als dreidimensionales Modell auf einem zweidimensionalen Bild dargestellt werden. Weiterhin ist mit allen Fehlerquellen zu rechnen, die bei der händischen Vermessung einer Strecke mit digitaler Unterstützung auftreten können (Maßstab, Auflösung, manuelle Detektierung der Messpunkte). Eine Besonderheit unserer Testung ist, dass der Frakturspalt proximal und distal des Keils untersucht wurde. Die ermittelten Veränderungen sowohl im proximalen als auch im distalen Frakturspalt sind bei Belastung in beiden Gruppen nur sehr gering mit Mittelwerten von unter 0,2 mm. Signifikante Unterschiede zwischen den Plattensystemen sind nicht festzustellen. Tendenziell vergrößert sich der proximale Frakturspalt in beiden Gruppen, während der distale Frakturspalt eher komprimiert wird. Die Breite des Frakturspalts nimmt in beiden Gruppen vergleichsweise bei 0° am meisten zu. Das kann damit begründet werden, dass bei einer Winkeleinstellung von 0° die Zugeinwirkung auf den Frakturspalt mit einer Vergrößerung desselben dominiert.

Die optische Auswertung der Frakturspaltbreite ist bei Untersuchungen von Osteosynthesen am Ellenbogen das am häufigsten genutzte Verfahren in der Literatur [55, 82, 92, 93, 98, 107, 110-112, 115, 118, 119, 123]. Unsere Werte sind mit Untersuchungen mit ähnlichem Studiendesign und gleichartigen Plattenosteosynthesen vergleichbar, auch wenn die von uns gewählten Kraftintensitäten und Zyklenanzahlen in der Regel höher liegen. *Nowak et al.* [105] erzielten 2013 für die LCP-Platte, die sie mit einem Marknagel verglichen, nach 300 Zyklen mit einer Kraftintensität von 200 N eine Veränderung der Frakturspaltbreite von rund 0,1 - 0,2 mm. Im Vergleich der einzelnen Winkeleinstellungen war die größte Veränderung wie in unserem Experiment bei 0° zu sehen. Die Frakturspaltveränderungen für eine Zuggurtungsplatte in den Studien von *Gruszka et al.* lag nach 304 Zyklen, einem Belastungsniveau von 350 N bei zwei Fragmenten bei 0,83 mm [119] und nur noch bei 0,15 mm bei gleicher Zyklenanzahl, aber einem niedrigeren Belastungsniveau von 200 N und einem dreiteiligen Bruch [118,

119]. *Hackl et al.* [82] verglichen wie unsere Studie eine dorsale Einzelplatte mit zwei seitlichen Olekranon Zwillingsplatten. Die Veränderungen sind nach 30 Zyklen mit maximal 80 N tendenziell für die Einzelplatte größer, aber nicht signifikant. Bei der Einzelplatte ist die Frakturspaltbreite mit 0,54 mm bei 15° etwas größer als bei 90° mit 0,32 mm. Für die Doppelplattenosteosynthese sind die Zunahmen von 0,05 mm bei 15° und 0,14 mm bei 90° nur minimal.

Die Standardabweichung ist in unserer Studie verhältnismäßig groß. Eine Erklärung dafür ist, dass die Frakturspaltbreite mittels optischer Marker und Computerprogramm händisch festgelegt wurde. Ein exaktes Ablesen in diesen kleinen Bereichen ist nur bedingt möglich. Andere Studien, bei denen die Kamera eine automatisierte Ermittlung durchführte, erzielten teilweise [105] geringere Standardabweichungen [82, 92].

Es sei erwähnt, dass die Platzierung der optischen Marker die Ergebnisse möglicherweise auch beeinflusst. Eine andere Platzierung [92, 111, 112] war aufgrund der Plattenpositionierung nicht möglich. An der gelenkfernen Seite waren die Platten angebracht und an der gelenknahen Seite kam es gelegentlich zu leichten Drehungen des Knochens, die die Punkte verdeckt hätten. Daher orientierten wir uns an den Studien von *Nowak et al.* [105-108] und schlossen eine möglichst große Fläche des Gelenkspaltes in die Untersuchungen mit ein.

4.2.3 Maximalkraft

Als Maximalkraft wurde die Kraft festgelegt, bei der die Kraftabfallschwelle bei 80 % der F_{max} lag oder der Knochen am distalen Plattenende brach. Die Unterschiede zwischen den Plattenosteosynthesen in Bezug auf diesen Messparameter waren nicht signifikant. In der LTF-Testung bei 90° erzielten beide Gruppen ähnlich hohe Mittelwerte von über 1500 N. Es kam in keiner der Testungen zu einem Reißen der künstlichen Trizepssehne, keine der Platten ist gebrochen und der Defekt lag in den meisten Fällen an Knochen und Schrauben bzw. deren Interaktion. In beiden Gruppen gab es Fälle, in denen die künstliche Trizepssehne in den Knochen eingeschnitten hatte. Bei weiterem Zug wurden die Schrauben aus der Plattenverankerung gezogen und die Platten verbogen (s. Abb. 39/ Abb. 40). Außerdem sah man bei beiden

Plattenosteosyntheseverfahren Fälle mit einer Zertrümmerung des Knochenmaterials durch das Hineindrücken der Incisura trochlearis in den Zylinder, der die Trochlea humeri imitierte (s. Abb. 41/ Abb. 42).

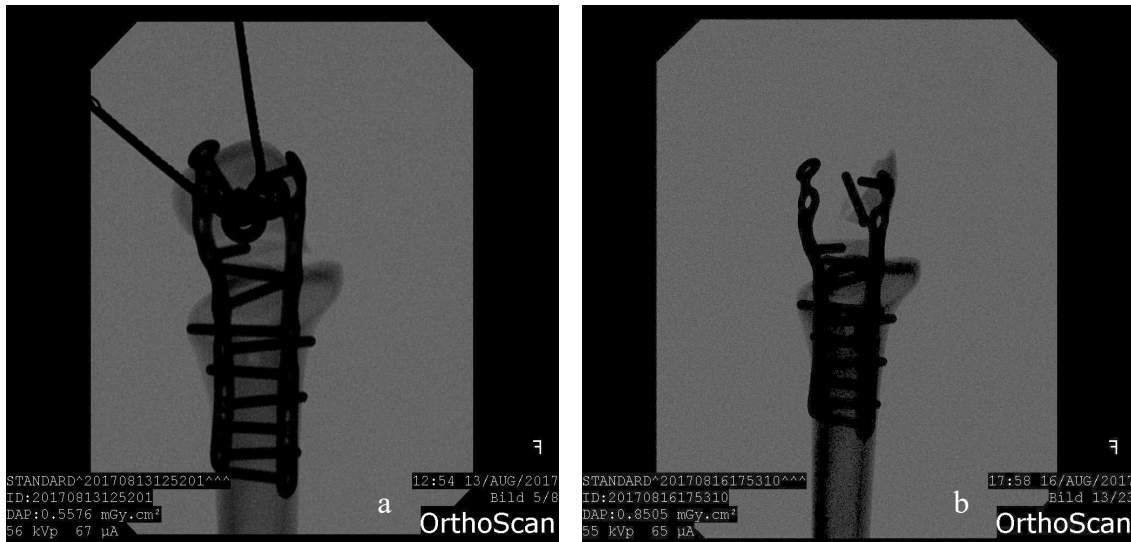


Abb. 39: Beispiel für Röntgenaufnahme eines Knochens mit Olekranon Zwillingsplatten vor (a) und nach (b) der LFT-Testung bis zur definitiven Zerstörung.

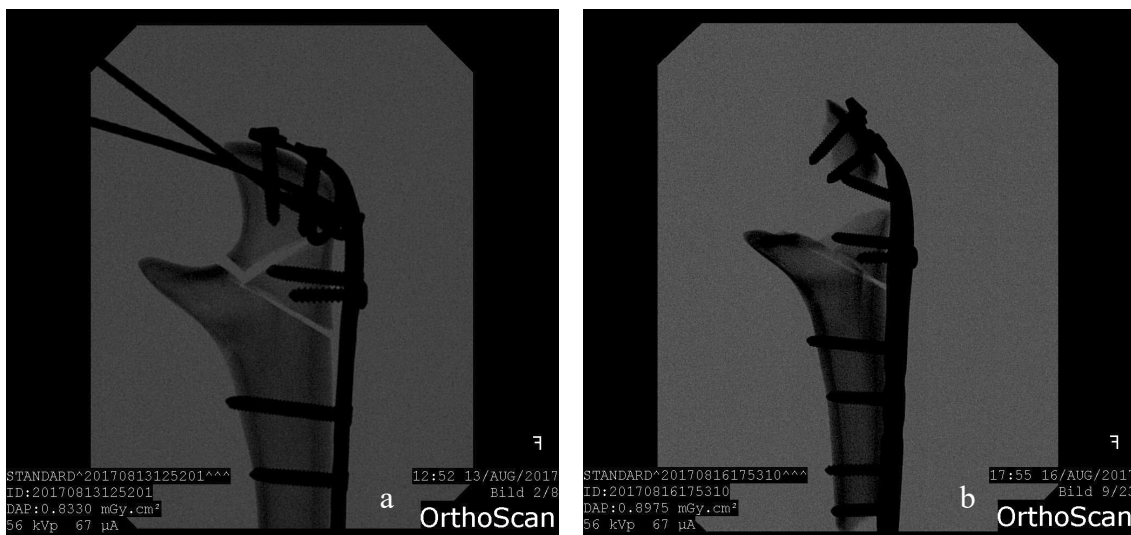


Abb. 40: Beispiel für Röntgenaufnahme eines Knochens mit LCP-Olekranonplatte vor (a) und nach (b) der LFT-Testung bis zur definitiven Zerstörung.

Trotzdem gab es auch Unterschiede in Bezug auf den Versagensmodus nach der Testung. Bei den Olekranon Zwillingsplatten haben sich die Schrauben eher aus den Platten gelöst, sobald der Zug an der künstlichen Trizepssehne zu groß wurde.

Insbesondere die drei Schrauben proximal auf der linken Seite waren davon betroffen (s. ↑ in Abb. 41). Dahingegen waren bei der Versorgung mit LCP-Olekanonplatten die Schrauben fester in der Platte durch das Gewinde-in-Gewinde-System verankert. Der Versagensmechanismus trat in 10 der 12 Proben am distalen Plattenende auf (s. Abb. 42), bevor proximal Veränderungen zu sehen waren. Es ist fraglich, ob sich der Versagensmechanismus durch eine monokortikale Schraube an der distalsten Position geändert hätte. Wir entschieden uns bewusst dafür, in beiden Gruppen die distalste Schraube bikortikal zu wählen, um die Osteosyntheseverfahren besser miteinander vergleichen zu können. Der Grund für die verschiedenen Zerstörungsbilder könnten die Verblockungsmechanismen sein. Das System der Olekanon Zwillingplatten von Medartis® lässt mehr Bewegung zwischen Platte und Schraube zu. Die Schraubenlockerung im Gewinde ist größer, so dass die Schraube einfacher an ihrer Position im Knochen bleiben kann. Dies ist für den Heilungsprozess förderlich. Im Gegensatz dazu ist das Gewinde der LCP-Olekanonplatte von DePuy Synthes relativ rigide.



Abb. 41: Beispiel für Zerstörungsbild eines Knochens mit Olekanon Zwillingplatten nach LTF-Testung.



Abb. 42: Beispiel für Zerstörungsbild eines Knochens mit LCP- Olecranonplatte nach LTF-Testung.

Betrachtet man die absoluten Werte, so gehören *Jones et al.* [92], *Zumstein et al.* [96] und *Fantry et al.* [123] zu den wenigen Arbeitsgruppen, die Werte über 1.000 N in der LTF-Testung erreichten. In den anderen Arbeitsgruppen konnten solche Werte nicht erzielt werden, weil die Kadaver und die Trizepssehne den Kräften nicht standhielten [95, 99, 101, 113, 119] oder sie beabsichtigten nicht, mit diesen Kraftniveaus zu testen, weil sie diese Werte in der postoperativen Phase für unmaßgeblich hielten [82, 84, 85, 105-108, 111, 112]. Auch die definierten Endpunkte haben einen Einfluss auf die Höhe der Maximalkraft. Einige Studien definierten das Versagen der Osteosynthesen während der Load-to-failure-Testung über die Vergrößerung des Frakturspaltes um mehr als 2 mm [83, 96, 100-102, 114, 120] statt über eine definitive Zerstörung wie in unserer Studie oder der von *Jones et al.* [92], *Koslowsky et al.* [90], *Wild et al.* [113] und *Fantry et al.* [123]. Das von uns gewählte Procedere im Hinblick auf die maximale Belastung wurde bereits im Kapitel 4.1.5.2 erläutert. Einige Studien ermittelten anstelle der Maximalkraft das Displacement und das Drehmoment während der Load-to-failure-Testung aufgrund eines anderen biomechanischen Testaufbaus [83, 101, 102]. Uns erschien aber die Ermittlung der Maximalkraft im Experiment bis zur definitiven Zerstörung ein sehr wichtiger Parameter.

Trotz unterschiedlicher Studiendesigns und Testapparaturen zeigen sich Plattenosteosynthesen bei proximalen Ulnafrakturen in der LTF-Testung grundsätzlich in der Literatur als sehr robust [83, 85, 98-102, 113, 123]. *Hamilton et al.* [102] berichteten in ihrer Studie an vorgeformten dorsalen Platten mit winkelstabilen Schrauben, dass die Platte ohne Defekt blieb und sich der Versagensmechanismus bei allen fünf Kunstknochen am Knochen an der distalsten Schraube ereignete, wie es auch in unserer Studie der Fall war. In den Studien von *Gordon et al.* [83] und *Kawasaki et al.* [85] unterschieden sich eine einzelne dorsale Platte und zwei laterale Platten hinsichtlich der maximal erzielten Werte nicht. Auch diese Ergebnisse sind mit unseren in Einklang. *Gordon et al.* testeten noch eine dritte Osteosynthese, bei der die dorsale Platte am proximalen Schraubenloch mit einer intramedullären, 50 mm langen Schraube besetzt wurde. Diese Schraube fasste somit im Unterschied zu den Vergleichsgruppen beide Fragmente, wodurch die Osteosynthese höhere Biegemomente bei Kraftsteigerung um 20 N alle 10 Zyklen erzielte. Eine ähnliche Osteosynthesetechnik mit einer 65 mm langen intramedullären Schraube und dorsaler LCP-Platte verwendeten auch *Buijze et al.* [101]. In ihrer LTF-Testung an humanen Knochen trat der Versagensmechanismus auch nicht an der Platte, sondern ausschließlich am Knochen auf. In unserer Studie entschieden wir uns gegen die Verwendung einer intramedullären Schraube durch mehrere Fragmente. In der klinischen Versorgung soll die instabile Zone ähnlich wie beim Fixateur externe mit einer Platte und winkelstabilen Schrauben überbrückt werden [60]. Im Sinne der Optimierung der Knochenheilung verlaufen daher nach unserer Auffassung keine Schrauben direkt durch den Frakturspalt. *Mehta et al.* [129] testeten Plattenosteosynthesen in Verwendung mit einer „retrograden“ Kortikalisschraube ohne Verriegelungsmechanismus gegenüber dem gängigen Verfahren mit Verriegelungsschrauben. Biomechanisch konnte man keinen Vorteil hinsichtlich der erreichbaren Maximalkraft zeigen. Der Versagensmechanismus erschien mit Kortikalisschraube jedoch schwerwiegender als mit Verriegelungsschraube. Im proximalen Fragment setzten wir Verriegelungsschrauben ein, wie es in den Produktinformationen zu den Plattensystemen empfohlen wird [62, 64]. *King et al.* [99] verglichen die Versorgung einer posterior und einer lateral fixierten Platte an humanen Knochen. In der LTF-Testung trat der Versagensmechanismus in beiden Gruppen zwischen 300 - 500 N an der Trizepssehne auf, während die knöcherne Fixierung der

Platten unversehrt blieb. *Jones et al.* [92] verwendeten in ihrer Studie eine ähnliche Drahtführung zur Imitation der Trizepssehne wie wir. Sie berichteten über eine Verbiegung der getesteten transkortikalen Schraube, die auch wir feststellten. Bei *Fantry et al.* [123], ebenso wie bei *Edwards et al.* [100], *Argintar et al.* [98] und *Wild et al.* [113] blieb das Osteosynthesematerial der dorsalen Platten bei der LTF-Testung jeweils unversehrt, während sich die Verbindung zwischen Knochen und Implantat lockerte oder das proximale Fragment aus der Verankerung gerissen wurde.

4.2.4 Steifigkeit

Die Steifigkeit, die der Steigung des Graphen während der LTF-Testung bei 90° entspricht, ist für die Plattenosteosynthese mit den seitlichen Olekranon Zwillingsplatten signifikant höher als für die Plattenosteosynthese mit der dorsalen LCP-Olekranonplatte. Eine mögliche Erklärung dafür ist die biomechanisch günstige Lage der bilateralen Platten, auf die der Hersteller auch hinweist [64]. Zwei schräg zur Krafrichtung angebrachte Platten haben offensichtlich bei der LTF-Testung in 90° Flexion einen Vorteil gegenüber einer senkrecht zur Krafteinwirkung fixierten dorsalen Platte. Zudem sichern bei der Gruppe OZP 14 Schrauben den Knochen gitterartig von mehreren Seiten, während es bei der Gruppe LCP-O nur 9 Schrauben von einer Seite sind.

Grundsätzlich ist die Aussagekraft dieses Messparameters allerdings zu relativieren. Mit der gewählten Messmethode wird nicht ausschließlich die Steifigkeit der Fraktur beurteilt, sondern die Steifigkeit des gesamten Versuchskomplexes. So fließen z. B. auch die Festigkeit der Aufhängung und des Drahtmaterials sowie die Stabilität des Knochens im Versuchsapparat in die Berechnungen mit ein. Zudem wählt man die Punkte P1 und P2 nach optischem Ermessen. Den Bereich, in dem die Punkte liegen sollen, legten wir variabel nach dem Erscheinungsbild der Kurve fest. Auch für die Kraftzunahme ($x_2 - x_1$) legten wir keinen konkreten Wert fest. Dieses Vorgehen ist damit zu begründen, dass der Bereich, in dem die elastische Verformung stattfindet, zwischen den Proben variiert.

Die absoluten Messwerte für die Steifigkeit in der vorliegenden Arbeit sind mit den absoluten Werten in der Literatur aufgrund der unterschiedlichen Studiendesigns und der gewählten Messparameter nur schlecht direkt vergleichbar. Diskutiert werden sollen daher die relativen Veränderungen. *King et al.* [99] verglichen in ihrer Arbeit eine posterior angelegte mit nur einer lateral angelegten Platte. Dabei wurde jeweils ein und dieselbe „six-hole 3,5 mm pelvic reconstruction plate“ von Synthes verwendet. Beide Methoden gewähren nach deren Einschätzung unabhängig von der Platzierung voraussichtlich eine adäquate Stabilität, da es keine signifikanten Unterschiede gab. Bei uns wurden demgegenüber zwei Platten lateral montiert, die speziell für diese Frakturversorgung entwickelt wurden. Anders als in unserem Experiment erzielte bei *Wegman et al.* [84] eine dorsale Olekranonplatte eine signifikant höhere Steifigkeit als zwei seitlich befestigte Platten bei 90° Flexion. Interessant ist auch, dass beide Platten bei 30° Flexion signifikant höhere Werte erzielten als bei 90° Flexion. Die Unterschiede zu unseren Ergebnissen lassen sich womöglich auf die verschiedenartigen Plattensysteme, Frakturen und Testmodelle zurückführen. In der Studie von *Wegman et al.* kam eine dorsale Platte mit 7 Löchern von Stryker Howmedica zum Einsatz, die unter anderem mit einer 60 mm langen intramedullären Schraube an der Olekranonspitze fixiert wurde. Wir bevorzugten jedoch eine last- und schraubenfreie Frakturzone, wie zuvor im Kapitel 4.2.3 geschildert. Als Vergleichsgruppe wurden bei *Wegman et al.* zwei lateral angebrachte Drittelrohrplatten der Firma Königsee Implantate in Kombination mit insgesamt 10 Schrauben mit einem Durchmesser von 3,5 mm genutzt. Unsere Arbeitsgruppe verwendete hingegen insgesamt 14 Schrauben mit einem Durchmesser von 2,8 mm Durchmesser, um die Platten besser an den Knochen anzumodellieren und den Knochen besser zu stabilisieren. Außerdem testeten wir eine Mayo IIB-Fraktur durch Zug an der ersetzten Trizepssehne, während *Wegman et al.* Monteggia-Frakturen untersuchten, indem sie einen Zylinder in die Incisura trochlearis drückten. Bei 30° Flexion konnte der Processus coronoideus dabei nach Angaben der Forschungsgruppe zusätzlichen Widerstand leisten und so die Werte für die Steifigkeit erhöhen.

4.2.5 Schraubenlockerung

Bei Betrachtung des Durchmessers der Schraubenlöcher vor und nach der Testung fällt auf, dass sich in beiden Gruppen die Schraubenlöcher nur sehr gering um maximal 0,25 mm vergrößert haben. Insgesamt ist die Schraubenlockerung in der Gruppe OZP signifikant kleiner als in der Vergleichsgruppe LCP-O. Dabei ist der größte Unterschied im distalen Plattenbereich zu erkennen. Ursächlich könnten einerseits die unterschiedlichen Plattenlängen sein. Während die Olekranon Zwillingsplatte 64 mm lang ist, ist die LCP-Olekranonplatte mit 111 mm fast doppelt so lang. Der Zug an der Trizepssehne während der Zyklen führt durch den längeren Hebelarm der Platte womöglich zu größeren Bewegungen am distalen Plattenende. Außerdem beeinflussen die verschiedenen Verblockungsmechanismen die Schraubenlockerung analog zu den Zerstörungsbildern nach Maximalkraft.

Zu den Ergebnissen von *Kawasaki et al.* [85], an deren Vorgehen wir uns zur Erfassung der Schraubenlockerung orientierten, zeigten sich Parallelen. Auch in deren Testung mit bis zu 600.000 Zyklen bei unter 80 N stellte sich heraus, dass die Vergrößerung der Schraubenlöcher bei der Verwendung von zwei seitlich angebrachten Olekranon Zwillingsplatten signifikant kleiner ist als bei der Verwendung von einer posterioren LCP-Olekranonplatte. Die Autoren vermuteten, dass eine geringere Ausweitung der Schraubenlöcher auch ein geringeres Risiko für das Ausreißen der Schrauben aus dem Knochen bedeutet.

4.3 Limitierung der Studie

Neben den im Vorangegangenen aufgeführten speziellen Einschränkungen gibt es allgemeine Limitierungen bei in vitro Experimenten. Mithilfe eines biomechanischen Modells werden Bedingungen in vivo so gut wie möglich simuliert. Die exakten anatomischen Gegebenheiten sind aber nicht reproduzierbar. Weiterhin ist der Einfluss der Knochenheilung mit einer zunehmenden stabilisierenden Wirkung auf die Fraktur nicht nachstellbar. Dies gilt auch für die Interaktion zwischen Muskeln, Bändern und Knochen, durch die das Humeroulnargelenk zusätzlich gesichert und die

Frakturversorgung positiv wie negativ beeinflusst wird. Lediglich das Zusammenspiel zwischen Ulna und Trizepssehne wurde nachgestellt, da diese Sehne nach Angaben der Literatur den größten Einfluss auf intraartikuläre Frakturen hat (vgl. Kapitel 4.1.4). Die Imitation der Trizepssehne kann die echte Sehne und deren Befestigung am Knochen aber auch nur bedingt widerspiegeln. Diese Limitierungen mussten in Kauf genommen werden, um einen standardisierten und vergleichbaren Aufbau mit reproduzierbaren Testdurchläufen zu gewährleisten.

4.4 Klinische Relevanz und Ausblick

Die exakte Reposition der Gelenkfläche nach mehrfragmentärer intraartikulärer Olekranonfraktur ist klinisch von großer Relevanz, um einerseits Funktion und Stabilität zu erhalten und andererseits Komplikationen und Schmerzen zu verhindern.

Im klinischen Alltag können gute Ergebnisse mit Plattenosteosynthese bei mehrfragmentären Olekranonfrakturen erzielt werden [22, 27, 57, 77, 78, 80]. Trotzdem stellen Weichteilirritationen und eine dadurch notwendig werdende Implantatentfernung eine häufige Komplikation bei der Verwendung von posterioren Platten dar [27, 29].

Die Olekranon Zwillingsplatten zeigten sich in dieser Studie aus biomechanischer Sicht der LCP-Olekranonplatte gleichwertig, in manchen Parametern sogar überlegen. Diese Beobachtung würde die These in der Übersichtsarbeit von *Katthagen et al.* [63] untermauern, dass Doppelplattenosteosynthesen in Bereichen mit hoher Torsions- und Biegeblastung die Kraftvektoren besser verteilen. Die Doppelplatten sind mittlerweile so konzipiert, dass die Kontaktfläche zum Knochen gering ist [65]. Die Vaskularisation ist somit gemäß *Michel et al.* [65] nicht wesentlich vermindert. Über den Umfang der Weichteilpräparation entscheidet die Komplexität der Fraktur unabhängig davon, ob ein oder zwei Platten verwendet werden [65]. Durch die geringe Profildicke und die laterale Positionierung mit guter Weichteildeckung könnte das Plattenpaar das Risiko für eine Weichteilirritation effektiv mindern. Nachteile bei der Verwendung zweier seitlicher Platten sind jedoch, dass die Befestigung zeitaufwändiger ist und die Materialien teuer sind [63, 84]. Wie bereits in einigen Arbeiten vorbeschrieben, scheinen die Vorteile der Doppelplatten, zu denen die geringere

Implantatdicke, die verminderte Weichteilirritation und die höhere Stabilität gehören, mögliche Nachteile zu überwiegen [27, 65, 82, 130].

Um herauszufinden, ob die erhöhte Steifigkeit in der Gruppe OZP tatsächlich auf die laterale Lage zurückzuführen ist, sollte ergänzend der optimale Winkel zwischen den Platten mittels Finite-Elemente-Methode und mathematischer Aufarbeitung ermittelt werden. Zur Bestätigung der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung wären noch Messungen an humanen Knochenpräparaten möglich. Eine weitere Fragestellung ist, ob eine veränderte Schraubenlänge die Ergebnisse beeinflusst. So lässt sich die Maximalkraft eventuell erhöhen, indem man das distalste Schraubenloch mit einer monokortikalen Schraube besetzt oder mit der proximalen Schraube mehrere Fragmente fasst. Interessant wäre auch, ob dadurch die Knochen mit der LCP-Olekranonplatte weniger anfällig für einen Bruch am distalen Knochenende sind. Mit der Testung einer Doppelplattenosteosynthese aus einer LCP Olekranonplatte (DePuy Synthes) in Kombination mit einer seitlichen Radiusplatte (Medartis[®]) als sogenanntes „Mother-and Baby-Plate-System“ kann man die Stabilität im Vergleich zu den getesteten Plattenosteosynthesen und die Befestigung kleiner Fragmente überprüfen.

Die Untersuchungen legen die biomechanische Grundlage für die Verwendung der Systeme im klinischen Alltag. Ergänzend sind auch vergleichende klinische Studien erforderlich.

5 Zusammenfassung

Das Ellenbogengelenk ist für Aktivitäten des täglichen Lebens von erheblicher Bedeutung. Olekranonfrakturen treten insbesondere mit zwei Altersgipfeln im 20. und 65. Lebensjahr auf [14, 15, 25]. Der Erhalt der wichtigen Funktion setzt eine gute Reposition und eine stabile Osteosynthese, sowie eine frühfunktionelle Nachbehandlung der Olekranonfrakturen voraus. Zur Versorgung von komplexen Frakturen des Olekranons mit Trümmerzone und mehreren Fragmenten stehen prinzipiell zwei Osteosyntheseverfahren zur Verfügung. Dabei konkurrieren dorsal angebrachte Formplatten mit lateral angebrachten Doppelplatten. Ziel dieser Studie war es, die singuläre dorsale LCP-Olekranonplatte (LCP-O) der Firma DePuy Synthes mit zwei seitlich angebrachten Olekranon Zwillingsplatten (OZP) der Firma Medartis® als Vertreter dieser beiden prinzipiellen Osteosyntheseverfahren in einer biomechanischen Untersuchung vergleichend für die Versorgung mehrfragmentärer Olekranonfrakturen zu testen.

Hierfür erfolgte die Entwicklung eines biomechanischen Testaufbaus, in dem Bewegungsumfang und Belastungsintensität des Humeroulnargelenks simulieren wurden. Die Generierung einer standardisierten Fraktur war Voraussetzung für die Erhebung von Messparametern für die Qualität der Osteosynthese. Die Anzahl der zu testenden Knochen wurde mittels Fallzahlberechnung an 5 Kunstknochen pro Gruppe bestimmt. Die Ergebnisse basieren auf der Testung an 24 Kunstknochen (Sawbone 3426 der Sawbones® Europa AG in Malmö, Schweden) mit Hilfe einer Materialprüfmaschine Zwick Roell Z020/TH2A (Fa. Zwick GmbH & Co. KG, Ulm).

Vor der Testung brachte man an jedem Knochen ein Seil als Ersatz der Trizepssehne und je eines der zwei Plattensysteme an. Die Platten wurden kurzzeitig entfernt, um eine Mayo IIB-Fraktur mit Hilfe der selbstentwickelten Sägevorrichtung und einer oszillierenden Säge zu setzen. Am frakturierten Knochen wurde die Osteosynthese in den vorgegebenen Schraubenlöchern wieder angebracht und der Knochen in die Prüfvorrichtung platziert. Anschließend erfolgten die Testdurchläufe in der Prüfmaschine. In der zyklischen Phase der biomechanischen Testung wurden bei 0°,

30°, 60° und 90° Flexion im Ellbogengelenk die Parameter *Displacement* und *Frakturspaltvergrößerung* mit insgesamt 1500 Zyklen und Kräften von maximal 150 - 500 N ermittelt. Die statische Phase bei 90° in einer Load-to-failure-Testung ergab die Werte für *Maximalkraft* und *Steifigkeit*. Durch den Vergleich der Schraubenlochgröße vor und nach der Testung erhielt man Hinweise auf eine *Schraubenlockerung*.

In der vorliegenden Arbeit wurden erstmals hohe Belastungsintensitäten bei statischen und dynamischen Testungen in verschiedenen Gelenkpositionen für die vergleichende biomechanische Testung von zwei Plattensystemen zur Versorgung mehrfragmentärer Olekranonfrakturen zum Einsatz gebracht. Dabei wurde auch die einwirkende Kraft des *M. triceps brachii* im Testaufbau berücksichtigt. Diese umfassende Erhebung von biomechanischen Messparametern findet sich bis jetzt nicht in der Literatur. Weiterhin wurden im Gegensatz zu unserer Untersuchung in der aktuell vorhandenen Literatur biomechanische Vorgaben angewendet, die von realistischen Alltagsbedingungen abweichen und so eine Übertragbarkeit der Ergebnisse in den klinischen Alltag in Frage stellen.

In der vorliegenden Arbeit gewährleisten grundsätzlich beide Plattensysteme in den getesteten Winkeleinstellungen (0°, 30°, 60° und 90°) die Stabilität, die für die problemlose Heilung der Fraktur erforderlich ist. Bei der Verwendung zweier seitlicher Platten sind zusätzlich die deutlichen klinischen Vorteile einer geringeren Weichteilirritation und einer besseren Verankerung kleiner Fragmente in der Literatur belegt.

Zusammenfassend wird die Hypothese, dass die lateral platzierten Olekranon Zwillingsplatten die gleiche Stabilität gewähren wie die dorsal platzierte LCP-Olekranonplatte für die Parameter *Displacement*, *Frakturspaltvergrößerung* und *Maximalkraft* bestätigt. Im Hinblick auf *Steifigkeit* und *Schraubenlockerung gesamt* wird die Hypothese nicht bestätigt, da die Olekranon Zwillingsplatten sogar überlegen waren.

6 Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1: aus Seitz, S. and W. R  ther, *Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Ellenbogens*, in *AE-Manual der Endoprothetik*. 2013, Springer. p. 8.
- Abb. 2: aus Tillmann, B., *Atlas der Anatomie des Menschen: mit Muskeltabellen*. 2016: Springer-Verlag. p. 410.
- Abb. 3: aus Seitz, S. and W. R  ther, *Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Ellenbogens*, in *AE-Manual der Endoprothetik*. 2013, Springer. p. 16.
- Abb. 4 - 6: aus Heinrichs, G., M. Faschingbauer, and A.-P. Schulz, *Proximaler Unterarm*, in *Frakturen: Klassifikation und Behandlungsoptionen*, C. Müller-Mai and A. Ekkernkamp, Editors. 2011, Springer-Verlag. p. 59-60.
- Abb. 7: aus Quack, V., *Ellenbogengelenk*, in *Operative Zugangswege in Orthopädie und Unfallchirurgie*, C. L  ring and M. Tingart, Editors. 2015, Springer-Verlag. p. 227.
- Abb. 8: aus Ries, C., et al., *Die Doppelplattenosteosynthese der proximalen Ulna*. *Operative Orthopädie und Traumatologie*, 2015. **27**(4): p. 348.
- Abb. 9: aus Otto, W., *Olekranonfraktur*. *Trauma und Berufskrankheit*, 2002. **4**(1): p. 83.
- Abb. 10: aus *LCP Olekranonplatte. Das anatomische Fixationssystem mit Winkelstabilität für Frakturen von Olekranon und proximaler Ulna. Operationstechnik*. Synthes. p. 12.
- Abb. 11: aus *Ellenbogen-System 2.0, 2.8. Produktinformation*. Medartis. p. 18.
- Abb. 12a: Ulna, Fourth Generation. Online im Internet: <https://www.sawbones.com/ulna-large-left-4th-generation-composite.html> (Stand 15.05.2018)
- Abb. 16: nach Hamburger Tauwerk Fabrik. Online im Internet: <https://www.htf-hh.com/de/drahtseile-und-zubehoer/-edelstahl/edelstahl-drahtseile/-edelstahl-drahtseil-7x19br-1-5mm-16-0mm> (Stand 15.05.2018)
- Abb. 18b: Ulna, Fourth Generation. Online im Internet: <https://www.sawbones.com/ulna-large-left-4th-generation-composite.html> (Stand 15.05.2018)

Alle weiteren Abbildungen, Tabellen und Grafiken wurden selbst erstellt.

7 Literaturverzeichnis

1. Brüggermann, G.-P., *Biomechanik*, in *Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie - Ellenbogen*, L.P. Müller, et al., Editors. 2016. p. 40-54.
2. Amis, A., D. Dowson, and V. Wright, *Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions*. Journal of Biomechanics, 1980. **13**(9): p. 765-775.
3. Seitz, S. and W. Rüter, *Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Ellenbogens*, in *AE-Manual der Endoprothetik*. 2013, Springer. p. 7-19.
4. Kapandji, I.A., *Das Ellenbogengelenk: Flexion - Extension*, in *Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik; einbändige Ausgabe-obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule*. 2009, Georg Thieme Verlag. p. 72-96.
5. Leschinger, T., et al., *Biomechanik des Ellenbogengelenks*. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date, 2016. **11**(03): p. 159-176.
6. Sorbie, C., et al., *The development of a surface arthroplasty for the elbow*. Clinical orthopaedics and related research, 1986(208): p. 100-103.
7. Wegmann, K., K.J. Burkhart, and L.P. Müller, *Chirurgische Anatomie*, in *Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie - Ellenbogen*, L.P. Müller, et al., Editors. 2016. p. 16-39.
8. Meffert, R.H., *Proximale Ulnafraktur*, in *Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie - Ellenbogen*, L.P. Müller, et al., Editors. 2016. p. 204-230.
9. Labitzke, R., *Theory of traction. Determination of the optimal arrangement of metal in the dorsal traction of an olecranon fracture*. Arch Orthop Unfallchir, 1975. **81**(3): p. 179-192.
10. Basmajian, J. and A. Latif, *Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow: a detailed electromyographic analysis*. JBJS, 1957. **39**(5): p. 1106-1118.
11. An, K.N. and B.F. Morrey, *Biomechanics of the elbow*, in *The elbow and its disorders*, B.F. Morrey, Editor. 2000: Philadelphia, PA. p. 53-71.
12. Morrey, B.F., *Anatomy of the elbow joint*, in *The elbow and its disorders*, B.F. Morrey, Editor. 2000: Philadelphia, PA. p. 13-42.
13. Morrey, B.F., L.J. Askew, and E.Y. Chao, *A biomechanical study of normal functional elbow motion*. J Bone Joint Surg Am, 1981. **63**(6): p. 872-7.
14. Nowak, T.E., et al., *Frakturen des Ellenbogengelenkes*. Der Chirurg, 2012. **83**(2): p. 181-198.
15. Hölzl, A. and A. Verheyden, *Isolierte Olekranonfrakturen*. Der Unfallchirurg, 2008. **111**(9): p. 727-734.
16. Zimmermann, G., C. Wagner, and A. Wentzensen, *Olekranonfrakturen*. Trauma und Berufskrankheit, 2004. **6**(3): p. 225-231.
17. Romero, J.M., A. Miran, and C.H. Jensen, *Complications and re-operation rate after tension-band wiring of olecranon fractures*. Journal of orthopaedic Science, 2000. **5**(4): p. 318-320.
18. Veillette, C.J. and S.P. Steinmann, *Olecranon fractures*. Orthopedic Clinics of North America, 2008. **39**(2): p. 229-236.
19. Carson, S., et al., *Pediatric upper extremity injuries*. Pediatric clinics of North America, 2006. **53**(1): p. 41-67.

20. Karlsson, M.K., et al., *Fractures of the olecranon: a 15-to 25-year followup of 73 patients*. Clinical orthopaedics and related research, 2002. **403**: p. 205-212.
21. Rommens, P.M., et al., *Olecranon fractures in adults: factors influencing outcome*. Injury, 2004. **35**(11): p. 1149-57.
22. Siebenlist, S., et al., *Comminuted fractures of the proximal ulna - Preliminary results with an anatomically preshaped locking compression plate (LCP) system*. Injury, 2010. **41**(12): p. 1306-11.
23. Otto, W., *Olecranonfraktur*. Trauma und Berufskrankheit, 2002. **4**(1): p. S81-S86.
24. Duckworth, A.D., et al., *The epidemiology of radial head and neck fractures*. The Journal of hand surgery, 2012. **37**(1): p. 112-119.
25. Holdsworth, B.J. and M.M. Mossad, *Elbow function following tension band fixation of displaced fractures of the olecranon*. Injury, 1984. **16**(3): p. 182-187.
26. Court-Brown, C.M., et al., *The epidemiology of adult fractures.*, in *Rockwood and Green's fractures in adults*, R.W. Buchholz, C.M. Court-Brown, and J.D. Heckman, Editors. 2010, Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia. p. 53-84.
27. Ries, C., et al., *Die Doppelplattenosteosynthese der proximalen Ulna*. Operative Orthopädie und Traumatologie, 2015. **27**(4): p. 342-356.
28. Newman, S., C. Mauffrey, and S. Krikler, *Olecranon fractures*. Injury, 2009. **40**(6): p. 575-581.
29. Jung, W., M. Schofer, and H.-R. Kortmann, *Differenzierte Therapie bei Olecranonfrakturen*. Trauma und Berufskrankheit, 2003. **5**(1): p. 13-20.
30. Charlton, W.P. and R.W. Chandler, *Persistence of the olecranon physis in baseball players: Results following operative management*. J Shoulder Elbow Surg, 2003. **12**(1): p. 59-62.
31. Rüter, A., et al., *Ellbogengelenk*, in *Unfallchirurgie*. 2008, Urban & Fischer bei Elsev. p. 801-816.
32. Müller, M., et al., *Radius/ Ulna = 2*, in *The comprehensive classification of fractures of long bones*. 1990, Springer: Berlin Heidelberg New York. p. 86-115.
33. Schatzker, J., *Olecranon fractures*, in *The rationale of operative fracture care*, J. Schatzker and M. Tile, Editors. 1987, Springer: Berlin Heidelberg New York. p. 89-95.
34. Heinrichs, G., M. Faschingbauer, and A.-P. Schulz, *Proximaler Unterarm, in Frakturen: Klassifikation und Behandlungsoptionen*, C. Müller-Mai and A. Ekkernkamp, Editors. 2011, Springer-Verlag. p. 57-70.
35. Skarvan, J. and S. Baierlein, *Ellenbogen*, in *Frakturklassifikationen*, S.A. Baierlein, Editor. 2010, Georg Thieme Verlag. p. 27-39.
36. Morrey, B.F., *Current concepts in the treatment of fractures of the radial head, the olecranon, and the coronoid*. JBJS, 1995. **77**(2): p. 316-327.
37. Colton, C., *Fractures of the olecranon in adults: classification and management*. Injury, 1973. **5**(2): p. 121-129.
38. Bado, J.L., *The Monteggia Lesion*. Clinical orthopaedics and related research, 1967. **50**: p. 71-86.
39. Regan, W. and B. Morrey, *Fractures of the coronoid process of the ulna*. J Bone Joint Surg 1989. **71A**: p. 1348-1354.
40. O'driscoll, S.W., et al., *Elbow Subluxation and Dislocation: A Spectrum of Instability*. Clinical orthopaedics and related research, 1992. **280**: p. 186-197.

41. Giannicola, G., et al., *Complex fracture-dislocations of the proximal ulna and radius in adults: a comprehensive classification*. Journal of shoulder and elbow surgery, 2011. **20**(8): p. 1289-1299.
42. Glanzmann, M., *Klinische Untersuchung des Ellenbogengelenks*, in *Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie - Ellenbogen*, L.P. Müller, et al., Editors. 2016. p. 55-62.
43. Lucke, M., *Olecranonfrakturen* Ellenbogenchirurgie, ed. U. Stöckle and F. Amerstorfer. 2010: Elsevier, Urban&FischerVerlag. 94-103.
44. Lennon, R.I., et al., *Can a normal range of elbow movement predict a normal elbow x ray?* Emergency medicine journal, 2007. **24**(2): p. 86-88.
45. Baeßler, B., D.C. Maintz, and D. Müller, *Bildgebung*, in *Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie - Ellenbogen*, L.P. Müller, et al., Editors. 2016. p. 63-73.
46. Morrey, B., *Complex instability of the elbow*. Instructional course lectures, 1998. **47**: p. 157-164.
47. Ring, D. and J.B. Jupiter, *Current concepts review-fracture-dislocation of the elbow*. JBJS, 1998. **80**(4): p. 566-80.
48. Müller, M.E. and M. Allgöwer, *Manual of internal fixation: techniques recommended by the AO-ASIF group*. 1991: Springer Science & Business Media.
49. Uhlmann, M., et al., *Behandlung von isolierten Olecranonfrakturen*. Der Unfallchirurg, 2014. **117**(7): p. 614-623.
50. Wegmann, K., K.J. Burkhart, and L.P. Müller, *Offene Zugänge*, in *Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie - Ellenbogen*, L.P. Müller, et al., Editors. 2016. p. 74-92.
51. Wegmann, K., K. Burkhart, and L. Müller, *Knöcherner Verletzungen des Ellenbogens*. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date, 2012. **7**(05): p. 339-364.
52. Weber, B. and H. Vasey, *Osteosynthese bei Olecranonfraktur*. Unfallmed Berufskr., 1963. **2**: p. 90-96.
53. Müller-Mai, C. and A. Ekkernkamp, *Frakturen: Klassifikation und Behandlungsoptionen*. 2010, Heidelberg: Springer-Verlag.
54. Erturer, R.E., et al., *Results of open reduction and plate osteosynthesis in comminuted fracture of the olecranon*. J Shoulder Elbow Surg, 2011. **20**(3): p. 449-54.
55. Fyfe, I.S., M.M. Mossad, and B.J. Holdsworth, *Methods of fixation of olecranon fractures. An experimental mechanical study*. J Bone Joint Surg Br, 1985. **67**(3): p. 367-72.
56. Hak, D.J. and G.J. Golladay, *Olecranon fractures: treatment options*. JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2000. **8**(4): p. 266-275.
57. Hume, M.C. and D.A. Wiss, *Olecranon fractures. A clinical and radiographic comparison of tension band wiring and plate fixation*. Clinical orthopaedics and related research, 1992(285): p. 229-235.
58. Baecher, N. and S. Edwards, *Olecranon fractures*. Journal of Hand Surgery, 2013. **38**(3): p. 593-604.
59. Siebenlist, S., U. Stöckle, and M. Lucke, *Problematik osteoporotischer Frakturen am Ellenbogen*. Obere Extremität, 2009. **4**(3): p. 160-167.
60. Claes, L., *Das Prinzip der Winkelstabilität in der Osteosynthese*. OP-JOURNAL, 2004. **20**(01): p. 4-7.

61. Egol, K.A., et al., *Biomechanics of locked plates and screws*. Journal of orthopaedic trauma, 2004. **18**(8): p. 488-493.
62. *LCP Olekranonplatte. Das anatomische Fixationssystem mit Winkelstabilität für Frakturen von Olekranon und proximaler Ulna. Operationstechnik. Synthes.*
63. Katthagen, J.C., et al., *Clinical Application and Outcomes of Upper Extremity Double Plating*. Z Orthop Unfall, 2019.
64. *Ellenbogen-System 2.0, 2.8. Produktinformation*. Medartis
65. Michel, P.A., et al., *Biomechanics of Upper Extremity Double Plating*. Z Orthop Unfall, 2019.
66. Stöckle, U., *Rehabilitation nach Ellenbogenverletzungen*. Ellenbogenchirurgie, ed. U. Stöckle and F. Amerstorfer. 2010: Elsevier, Urban&FischerVerlag. 235 - 257.
67. Jaskulka, R. and T. Harm, *Conservative therapy of closed, dislocated fractures of the olecranon in geriatric patients*. Der Unfallchirurg, 1991. **94**(8): p. 424-429.
68. Meffert, R.H., *Komplikationen bei Behandlung von gelenknahen und Gelenkfrakturen*, in *Komplikationen in Orthopädie und Unfallchirurgie.*, C.J. Wirth, et al., Editors. 2010, Georg Thieme Verlag: Stuttgart.
69. Rommens, P.M., R.U. Schneider, and M. Reuter, *Functional results after operative treatment of olecranon fractures*. Acta Chir Belg, 2004. **104**(2): p. 191-7.
70. Bailey, C.S., et al., *Outcome of plate fixation of olecranon fractures*. Journal of orthopaedic trauma, 2001. **15**(8): p. 542-548.
71. Villanueva, P., et al., *Tension-band wiring for olecranon fractures: analysis of risk factors for failure*. Journal of shoulder and elbow surgery, 2006. **15**(3): p. 351-356.
72. Lindenhovius, A.L., et al., *Long-term outcome of operatively treated fracture-dislocations of the olecranon*. Journal of orthopaedic trauma, 2008. **22**(5): p. 325-331.
73. Sahajpal, D. and T.W. Wright, *Proximal ulna fractures*. Journal of Hand Surgery, 2009. **34**(2): p. 357-362.
74. Macko, D. and R. Szabo, *Complications of tension-band wiring of olecranon fractures*. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 1985. **67**(9): p. 1396-1401.
75. Ishigaki, N., et al., *Ulnar nerve palsy at the elbow after surgical treatment for fractures of the olecranon*. Journal of shoulder and elbow surgery, 2004. **13**(1): p. 60-65.
76. Bauer, A.S., et al., *Risk factors for posttraumatic heterotopic ossification of the elbow: case-control study*. Journal of Hand Surgery, 2012. **37**(7): p. 1422-1429. e6.
77. Buijze, G. and P. Kloen, *Clinical evaluation of locking compression plate fixation for comminuted olecranon fractures*. JBJS, 2009. **91**(10): p. 2416-2420.
78. Anderson, M.L., et al., *Congruent elbow plate fixation of olecranon fractures*. Journal of orthopaedic trauma, 2007. **21**(6): p. 386-393.
79. Hewins, E.A., et al., *Plate fixation of olecranon osteotomies*. Journal of orthopaedic trauma, 2007. **21**(1): p. 58-62.
80. Rochet, S., et al., *Proximal ulna comminuted fractures: fixation using a double-plating technique*. Orthop Traumatol Surg Res, 2010. **96**(7): p. 734-40.

81. Ellwein, A., et al., *Clinical evaluation of double-plate osteosynthesis for olecranon fractures: A retrospective case-control study*. Orthop Traumatol Surg Res, 2019. **105**(8): p. 1601-1606.
82. Hackl, M., et al., *Plate Osteosynthesis of Proximal Ulna Fractures-A Biomechanical Micromotion Analysis*. J Hand Surg Am, 2017. **42**(10): p. 834 e1-834 e7.
83. Gordon, M.J., et al., *Comminuted olecranon fractures: a comparison of plating methods*. J Shoulder Elbow Surg, 2006. **15**(1): p. 94-9.
84. Wegmann, K., et al., *Reconstruction of Monteggia-like proximal ulna fractures using different fixation devices: A biomechanical study*. Injury, 2016. **47**(8): p. 1636-41.
85. Kawasaki, K., et al. *Comparing the fixation of olecranon fractures using a double locking plate and a single locking plate: a biomechanical study*. in *XXI. FESSH Congress*. 2016. Santander, Spain.
86. *Sawbones. General Catalog*.
87. Elfar, J., et al., *Composite bone models in orthopaedic surgery research and education*. J Am Acad Orthop Surg, 2014. **22**(2): p. 111-20.
88. Ali, A.M., et al., *Experimental model of tibial plateau fracture for biomechanical testing*. J Biomech, 2006. **39**(7): p. 1355-60.
89. Heiner, A.D., *Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias*. J Biomech, 2008. **41**(15): p. 3282-4.
90. Koslowsky, T.C., et al., *Olecranon fracture fixation with a new implant: biomechanical and clinical considerations*. Injury, 2009. **40**(6): p. 618-24.
91. Landsman, A.S. and T.J. Chang, *Can synthetic bone models approximate the mechanical properties of cadaveric first metatarsal bone?* J Foot Ankle Surg, 1998. **37**(2): p. 122-7; discussion 172.
92. Jones, T.B., et al., *Transcortical screw fixation of the olecranon shows equivalent strength and improved stability compared with tension band fixation*. J Orthop Trauma, 2014. **28**(3): p. 137-42.
93. Reising, K., et al., *Biomechanical testing of an innovative fixation procedure to stabilize olecranon osteotomy*. Proc Inst Mech Eng H, 2014. **228**(11): p. 1146-53.
94. Wilson, J., et al., *Biomechanical comparison of interfragmentary compression in transverse fractures of the olecranon*. J Bone Joint Surg Br, 2011. **93**(2): p. 245-50.
95. Parent, S., et al., *Displaced olecranon fractures in children: a biomechanical analysis of fixation methods*. J Pediatr Orthop, 2008. **28**(2): p. 147-51.
96. Zumstein, M.A., et al., *Extra-articular step osteotomy of the olecranon: A biomechanical assessment*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2015. **30**(10): p. 1043-8.
97. Exner, G.U., *Wachstumskurven für Humerus, Radius und Ulna*.
98. Argintar, E., et al., *A biomechanical comparison of multidirectional nail and locking plate fixation in unstable olecranon fractures*. J Shoulder Elbow Surg, 2012. **21**(10): p. 1398-405.
99. King, G.J., et al., *Plate fixation of comminuted olecranon fractures: an in vitro biomechanical study*. J Shoulder Elbow Surg, 1996. **5**(6): p. 437-41.

100. Edwards, S.G., et al., *Comparison of olecranon plate fixation in osteoporotic bone: do current technologies and designs make a difference?* J Orthop Trauma, 2011. **25**(5): p. 306-11.
101. Buijze, G.A., et al., *Biomechanical evaluation of fixation of comminuted olecranon fractures: one-third tubular versus locking compression plating.* Arch Orthop Trauma Surg, 2010. **130**(4): p. 459-64.
102. Hamilton, D.A., Jr., et al., *Comminuted olecranon fracture fixation with pre-contoured plate: Comparison of composite and cadaver bones.* World J Orthop, 2015. **6**(9): p. 705-11.
103. Nicol, A., N. Berme, and J. Paul, *A biomechanical analysis of elbow joint function.* Joint replacement in the upper limb, 1977: p. 45.
104. Doht, S., et al., *Effective combination of bone substitute and screws in the jail technique: a biomechanical study of tibial depression fractures.* Int Orthop, 2012. **36**(10): p. 2121-5.
105. Nowak, T.E., et al., *Locking-plate osteosynthesis versus intramedullary nailing for fixation of olecranon fractures: a biomechanical study.* Int Orthop, 2013. **37**(5): p. 899-903.
106. Nowak, T.E., et al., *New intramedullary locking nail for olecranon fracture fixation--an in vitro biomechanical comparison with tension band wiring.* J Trauma, 2010. **69**(5): p. E56-61.
107. Nowak, T.E., et al., *Dynamic biomechanical analysis of different olecranon fracture fixation devices--tension band wiring versus two intramedullary nail systems: an in-vitro cadaveric study.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2007. **22**(6): p. 658-64.
108. Nowak, T.E., et al., *Dynamic analysis of olecranon osteosyntheses - an in vitro comparison of two osteosynthesis systems.* Biomed Tech (Berl), 2008. **53**(2): p. 86-90.
109. Bargel, H.-J. and G. Schulze, *Werkstoffprüfung, in Werkstoffkunde.* 2008, Springer-Verlag. p. 97-142.
110. Wellman, D.S., et al., *Comminuted olecranon fractures: biomechanical testing of locked versus minifragment non-locked plate fixation.* Arch Orthop Trauma Surg, 2017. **137**(9): p. 1173-1179.
111. Hutchinson, D.T., et al., *Cyclic loading of olecranon fracture fixation constructs.* J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A**(5): p. 831-7.
112. Carofino, B.C., et al., *Olecranon fractures repaired with FiberWire or metal wire tension banding: a biomechanical comparison.* Arthroscopy, 2007. **23**(9): p. 964-70.
113. Wild, J.R., et al., *Biomechanical evaluation of suture-augmented locking plate fixation for proximal third fractures of the olecranon.* J Orthop Trauma, 2012. **26**(9): p. 533-8.
114. Molloy, S., et al., *Biomechanical evaluation of intramedullary nail versus tension band fixation for transverse olecranon fractures.* J Orthop Trauma, 2004. **18**(3): p. 170-4.
115. Wagner, F.C., et al., *Biomechanical evaluation of two innovative locking implants for comminuted olecranon fractures under high-cycle loading conditions.* Injury, 2015. **46**(6): p. 985-9.

116. Lindeman, R.W., et al., *Effect of Elbow Position on Load to Failure in Olecranon Fracture Fixation: A Biomechanical Cadaveric Study*. J Orthop Trauma, 2019. **33**(5): p. 256-260.
117. Dieterich, J., F.J. Kummer, and L. Ceder, *The olecranon sled--a new device for fixation of fractures of the olecranon: a mechanical comparison of two fixation methods in cadaver elbows*. Acta Orthop, 2006. **77**(3): p. 440-4.
118. Gruszka, D., et al., *Is the novel olecranon tension plate a valid alternative to tension band wiring of olecranon fractures? A biomechanical study on cadaver bones*. Arch Orthop Trauma Surg, 2017.
119. Gruszka, D., et al., *Olecranon tension plating or olecranon tension band wiring? A comparative biomechanical study*. Int Orthop, 2015. **39**(5): p. 955-60.
120. Argintar, E., et al., *Clinical results of olecranon fractures treated with multiplanar locked intramedullary nailing*. Journal of orthopaedic trauma, 2013. **27**(3): p. 140-144.
121. Chong, A.C., et al., *Fracture toughness and fatigue crack propagation rate of short fiber reinforced epoxy composites for analogue cortical bone*. J Biomech Eng, 2007. **129**(4): p. 487-93.
122. Landsman, A.S. and T.J. Chang, *Can synthetic bone models approximate the mechanical properties of cadaveric first metatarsal bone?* The Journal of foot and ankle surgery, 1998. **37**(2): p. 122-127.
123. Fantry, A., et al., *Biomechanical Assessment of Locking Plate Fixation of Comminuted Proximal Olecranon Fractures*. J Orthop Trauma, 2018. **32**(11): p. e445-e450.
124. Wang, A.A., M. Mara, and D.T. Hutchinson, *The proximal ulna: An anatomic study with relevance to olecranon osteotomy and fracture fixation*. J Shoulder Elbow Surg, 2003. **12**(3): p. 293-6.
125. Doht, S., et al., *Higher stability with locking plates in hand surgery? Biomechanical investigation of the TriLock system in a fracture model*. Int Orthop, 2012. **36**(8): p. 1641-6.
126. Askew, L.J., et al., *Isometric elbow strength in normal individuals*. Clinical orthopaedics and related research, 1987. **222**: p. 261-266.
127. Kiene, J., et al., *A physiological dynamic testing machine for the elbow joint*. Open Orthop J, 2013. **7**: p. 78-85.
128. Schuster, I., *Entwicklung einer Testmethodik für Osteosynthesen bei intraartikulärer distaler Humerusfraktur mit metaphysärer Trümmerzone bei verminderter Knochenmineraldichte*. 2005: Germany. Universitätsbibliothek Freiburg 2005.
129. Mehta, S., et al., *Use of an Additional Nonlocking Screw in Olecranon Fracture Osteosynthesis Changes Failure Mechanism*. Orthopedics, 2019. **42**(1): p. e74-e80.
130. Leschinger, T., et al., *[Double plate osteosynthesis of proximal ulna fractures]*. Unfallchirurg, 2018. **121**(11): p. 923-929.

8 Anhang

8.1 Ergebnistabellen

8.1.1 Displacement in mm

<i>Probennr.</i>	<i>0°</i>	<i>30°</i>	<i>60°</i>	<i>90°</i>	<i>gesamt</i>
<i>OZP_1</i>	1,27	0,33	0,51	1,51	3,62
<i>OZP_2</i>	0,88	0,24	0,47	2,69	4,28
<i>OZP_3</i>	1,32	0,20	0,93	1,26	3,70
<i>OZP_4</i>	1,05	0,29	0,54	2,13	4,01
<i>OZP_5</i>	1,71	0,25	0,30	0,38	2,63
<i>OZP_6</i>	0,86	0,17	0,37	0,72	2,12
<i>OZP_7</i>	0,52	0,18	0,40	0,84	1,94
<i>OZP_8</i>	0,88	0,17	0,38	1,16	2,59
<i>OZP_9</i>	0,65	0,27	0,31	0,65	1,88
<i>OZP_10</i>	0,90	0,26	0,67	1,07	2,90
<i>OZP_11</i>	1,02	0,27	0,29	1,23	2,81
<i>OZP_12</i>	0,97	0,23	0,76	1,03	2,99
<i>LCP-O_1</i>	1,04	0,35	0,62	0,78	2,79
<i>LCP-O_2</i>	0,72	0,28	0,47	1,53	3,00
<i>LCP-O_3</i>	1,49	0,20	0,44	0,79	2,92
<i>LCP-O_4</i>	1,67	0,37	0,43	0,95	3,42
<i>LCP-O_5</i>	0,91	0,26	0,32	1,55	3,04
<i>LCP-O_6</i>	1,21	0,26	0,68	0,87	2,97
<i>LCP-O_7</i>	1,04	0,17	0,17	0,39	1,77
<i>LCP-O_8</i>	0,69	0,21	0,26	1,33	2,49
<i>LCP-O_9</i>	0,67	0,07	0,34	0,51	1,59
<i>LCP-O_10</i>	0,91	0,12	1,30	0,87	3,20
<i>LCP-O_11</i>	0,78	0,20	0,15	0,76	1,89
<i>LCP-O_12</i>	0,89	0,31	0,47	1,10	2,76

8.1.2 Frakturspaltbreite

8.1.2.1 Differenz Frakturspaltbreite proximal in mm

<i>Probennr.</i>	0°	30°	60°	90°
<i>OZP_1</i>	0,45	-0,18	-0,21	0,20
<i>OZP_2</i>	0,31	-0,01	0,32	-0,37
<i>OZP_3</i>	0,19	-0,02	-0,30	0,04
<i>OZP_4</i>	0,11	0,02	0,72	0,28
<i>OZP_5</i>	0,62	-0,03	0,01	0,13
<i>OZP_6</i>	0,13	0,14	0,16	-0,14
<i>OZP_7</i>	-0,04	0,00	-0,06	0,15
<i>OZP_8</i>	0,08	0,03	-0,01	0,18
<i>OZP_9</i>	0,20	0,05	-0,05	0,27
<i>OZP_10</i>	0,15	0,01	0,07	0,14
<i>OZP_11</i>	0,21	-0,05	-0,05	0,18
<i>OZP_12</i>	0,10	0,05	0,13	0,02
<i>LCP-O_1</i>	0,12	-0,17	0,42	-0,23
<i>LCP-O_2</i>	0,13	-0,02	-0,04	0,17
<i>LCP-O_3</i>	-0,03	-0,12	-0,11	-0,15
<i>LCP-O_4</i>	0,35	-0,04	0,15	-0,08
<i>LCP-O_5</i>	0,11	-0,09	0,02	0,09
<i>LCP-O_6</i>	0,26	0,00	0,27	0,06
<i>LCP-O_7</i>	0,03	-0,05	0,17	0,05
<i>LCP-O_8</i>	0,20	0,00	-0,10	0,18
<i>LCP-O_9</i>	0,20	0,09	0,02	0,12
<i>LCP-O_10</i>	0,08	-0,07	0,08	0,13
<i>LCP-O_11</i>	0,00	0,09	0,10	-0,04
<i>LCP-O_12</i>	-0,05	0,07	-0,07	-0,11

8.1.2.2 Differenz Frakturspaltbreite distal in mm

<i>Probennr.</i>	0°	30°	60°	90°
<i>OZP_1</i>	-0,18	-0,13	0,16	0,11
<i>OZP_2</i>	-0,30	0,11	0,09	0,05
<i>OZP_3</i>	-0,02	0,14	-0,03	-0,11
<i>OZP_4</i>	-0,10	0,06	0,72	0,17
<i>OZP_5</i>	-0,14	0,13	0,02	-0,05
<i>OZP_6</i>	0,11	-0,03	0,06	-0,16
<i>OZP_7</i>	0,05	0,12	0,13	-0,13
<i>OZP_8</i>	-0,09	0,04	-0,01	-0,18
<i>OZP_9</i>	-0,14	0,01	0,14	-0,22
<i>OZP_10</i>	-0,14	-0,07	0,09	-0,07
<i>OZP_11</i>	0,12	0,16	0,16	0,19
<i>OZP_12</i>	0,13	0,07	0,06	-0,08
<i>LCP-O_1</i>	-0,37	-0,07	-0,43	-0,09
<i>LCP-O_2</i>	-0,11	0,04	0,04	0,01
<i>LCP-O_3</i>	-0,10	-0,02	-0,11	-0,15
<i>LCP-O_4</i>	0,14	0,03	0,00	-0,05
<i>LCP-O_5</i>	-0,16	-0,12	-0,22	-0,17
<i>LCP-O_6</i>	0,00	-0,04	0,28	-0,11
<i>LCP-O_7</i>	-0,09	0,05	0,01	-0,10
<i>LCP-O_8</i>	-0,02	-0,07	0,01	-0,10
<i>LCP-O_9</i>	-0,07	-0,04	0,07	0,03
<i>LCP-O_10</i>	-0,36	0,10	0,12	-0,16
<i>LCP-O_11</i>	-0,05	0,06	0,08	-0,05
<i>LCP-O_12</i>	-0,15	-0,25	-0,23	-0,09

8.1.3 Maximalkraft in N

<i>Probennr.</i>	<i>Fmax</i>
<i>OZP_1</i>	1730
<i>OZP_2</i>	1750
<i>OZP_3</i>	1400
<i>OZP_4</i>	1300
<i>OZP_5</i>	1620
<i>OZP_6</i>	1450
<i>OZP_7</i>	1690
<i>OZP_8</i>	1740
<i>OZP_9</i>	1480
<i>OZP_10</i>	1590
<i>OZP_11</i>	1470
<i>OZP_12</i>	1510
<i>LCP-O_1</i>	1730
<i>LCP-O_2</i>	1290
<i>LCP-O_3</i>	1540
<i>LCP-O_4</i>	1440
<i>LCP-O_5</i>	1140
<i>LCP-O_6</i>	1970
<i>LCP-O_7</i>	2520
<i>LCP-O_8</i>	1980
<i>LCP-O_9</i>	1450
<i>LCP-O_10</i>	1480
<i>LCP-O_11</i>	1270
<i>LCP-O_12</i>	1580

8.1.4 Steifigkeit in N/mm

<i>Probennr.</i>	<i>x1</i>	<i>x2</i>	<i>y1</i>	<i>y2</i>	<i>delta x</i>	<i>delta y</i>	<i>Steifigkeit</i>
<i>OZP_1</i>	9,94	10,09	651,68	682,96	0,14	31,27	218,68
<i>OZP_2</i>	12,22	13,77	718,91	1064,56	1,56	345,66	221,72
<i>OZP_3</i>	8,94	9,84	697,75	895,90	0,90	198,15	221,15
<i>OZP_4</i>	14,69	14,93	689,29	726,86	0,24	37,57	156,54
<i>OZP_5</i>	10,70	11,95	717,12	995,70	1,24	278,58	224,07
<i>OZP_6</i>	13,01	14,06	786,97	1000,19	1,04	213,22	204,38
<i>OZP_7</i>	13,36	15,65	682,47	1108,88	2,29	426,41	185,94
<i>OZP_8</i>	13,79	14,06	630,30	699,32	0,27	69,02	255,63
<i>OZP_9</i>	11,27	11,73	621,84	750,11	0,46	128,26	278,95
<i>OZP_10</i>	14,35	14,65	621,88	709,83	0,30	87,95	293,17
<i>OZP_11</i>	13,75	14,03	622,09	693,67	0,28	71,58	255,81
<i>OZP_12</i>	11,20	11,89	687,66	853,71	0,70	166,05	237,30
<i>LCP-O_1</i>	9,75	11,06	765,17	1031,71	1,31	266,54	203,46
<i>LCP-O_2</i>	16,63	18,54	701,77	905,12	1,91	203,34	106,69
<i>LCP-O_3</i>	12,00	14,44	838,77	1185,34	2,45	346,57	141,63
<i>LCP-O_4</i>	15,88	18,74	721,76	1105,66	2,86	383,90	134,04
<i>LCP-O_5</i>	13,95	14,74	720,30	810,60	0,79	90,30	114,31
<i>LCP-O_6</i>	18,01	19,36	753,34	928,12	1,35	174,79	129,47
<i>LCP-O_7</i>	10,77	11,30	681,33	815,68	0,53	134,36	253,50
<i>LCP-O_8</i>	14,70	16,56	701,19	1074,33	1,86	373,15	200,62
<i>LCP-O_9</i>	11,90	13,03	697,30	932,06	1,14	234,77	206,48
<i>LCP-O_10</i>	14,16	15,43	764,97	1067,93	1,27	302,96	238,55
<i>LCP-O_11</i>	12,65	13,05	705,64	802,18	0,41	96,54	237,21
<i>LCP-O_12</i>	8,13	8,93	857,58	1059,92	0,80	202,34	251,97

8.1.5 Schraubenlockerung in mm

<i>Probennr.</i>	<i>proximal</i>	<i>Keil</i>	<i>distal</i>	<i>gesamt</i>
<i>OZP_1</i>	---	0,08	0,21	0,18
<i>OZP_2</i>	0,16	0,11	0,12	0,12
<i>OZP_3</i>	0,09	0,00	0,06	0,05
<i>OZP_4</i>	0,19	0,35	0,14	0,22
<i>OZP_5</i>	---	0,17	0,15	0,16
<i>OZP_6</i>	0,16	0,44	0,21	0,26
<i>OZP_7</i>	0,21	0,25	0,16	0,19
<i>OZP_8</i>	---	0,08	0,06	0,06
<i>OZP_9</i>	0,18	0,13	0,13	0,14
<i>OZP_10</i>	0,06	0,12	0,12	0,11
<i>OZP_11</i>	0,32	0,16	0,17	0,18
<i>OZP_12</i>	0,34	0,25	0,17	0,21
<i>LCP-O_1</i>	0,24	0,24	0,05	0,17
<i>LCP-O_2</i>	0,08	0,14	0,43	0,29
<i>LCP-O_3</i>	---	0,12	0,04	0,09
<i>LCP-O_4</i>	---	0,09	0,27	0,20
<i>LCP-O_5</i>	0,23	0,26	0,29	0,26
<i>LCP-O_6</i>	0,23	0,15	0,03	0,12
<i>LCP-O_7</i>	---	0,17	0,33	0,27
<i>LCP-O_8</i>	0,19	0,29	0,24	0,24
<i>LCP-O_9</i>	0,46	0,12	0,12	0,22
<i>LCP-O_10</i>	0,23	0,10	0,38	0,25
<i>LCP-O_11</i>	0,17	0,08	0,20	0,16
<i>LCP-O_12</i>	---	0,40	0,27	0,31

8.2 Materialliste

- **Kunstknochen**
 - Sawbone 1026, Sawbones[®], Europe AG, Malmö, Schweden
 - Sawbone 3426, Sawbones[®], Europe AG, Malmö, Schweden
- **Materialprüfmaschine Zwick Roell Z020/TH2A, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm**
- **Medartis[®], APTUS, Basel, Switzerland**
 - Olekranon Zwillingssplatte, gebogen, rechts, kurz, 7 Löcher, A-4856.10
 - Olekranon Zwillingssplatte, gebogen, links, kurz, 7 Löcher, A-4856.11
 - 2,8 TriLock Schrauben, HexaDrive 7, Titan (ASTM F136)
in den Längen 10-26 mm
 - 2,8 Kortikalisschrauben, HexaDrive 7, Titan (ASTM F136)
in den Längen 18-22mm
 - Spiralbohrer SWISS A-3832 Systemgröße 2,8 mm, Ø 2,35 mm
 - Schraubendreher, selbthaltend A-2610
 - Schraubendreherklinge, selbthaltend, HexaDrive 7 A-2013
 - Handgriff mit Schnellkupplung mit Drehklappe A-2073
 - Plattenbiegeezangen mit Vario Pin A-2040
 - Bohrerführung für Kern- und Gleitloch, Systemgröße 2,8 mm, A-2820
- **DePuy Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz**
 - LCP-Olekranonplatte 3,5, links, 4 Löcher, L111mm, Reintitan, 436.505
 - Spiralbohrer DePuy Synthes 310.284 Ø 2,8 mm
 - Drehmomentbegrenzer 1,5 Nm
 - Verriegelungsschraube Stardrive[®], selbstschneidend, Ø 3,5 mm,
Titanlegierung (TAN) (DePuy Synthes)
in den Längen 24 mm
 - Kortikalisschraube, mit Sechskantantrieb, selbstschneidend, Ø 3,5 mm,
Reintitan (DePuy Synthes)
in den Längen 18 mm, 20 mm, 22 mm
 - LCP Bohrbuchse 323.027
 - Sechskantenschraubenzieher-Einsatz 314.030 oder Schraubenziehereinsatz
Stardrive T15

- Bohrhülse
- Spiralbohrer SWISS 315.330, Ø 2,5 mm
- 5-Minuten Epoxy-Kleber der Firma Bindulin
- Bohrmaschine HITACHI DS 10 DFL, 10V
- Digitales Kameramikroskop DigiMicro Profi dnt®
- Drahtseilklemmen 1,5-2,0 mm Drahtseil, Edelstahl A4 – AISI 316
- Edelstahl Drahtseil DIN 3060, mit 7x19 Einheiten, Ø 1,5 mm, Edelstahl
- Isolierband
- Messschieber 200 mm, 0,2 mm Genauigkeit
- Optische Marker
- PARKSIDE® 14,4-V-Lithium-Ionen-Akku mit Multifunktionsgerät-Aufsatz
PKGA4, Schwingzahl ca. 0 – 20.000 min⁻¹
- PARKSIDE® HSS-Tauchsägeblatt – Z20 C3
- Prüfvorrichtung, Eigenanfertigung
- Sägevorrichtung, Eigenanfertigung
- Schraubendreher
- Schraubenlängenmesser
- Schraubstock
- Spiralbohrer SWISS 315.310, Ø 3,2 mm
- Spiralbohrer SWISS 310.190, Ø 2,0 mm
- Tischklemmen
- Unterlegscheiben DIN 9021, 3,2x9 Stahl

Danksagung

Bei Herrn Prof. Dr. med. R. Meffert möchte ich mich für das freundliche Überlassen der Arbeit, die Anregungen bei der Modellentwicklung und die fachliche Bewertung bedanken.

Bei Frau Priv.-Doz. Dr. med. S. Hölscher-Doht möchte ich mich für die großartige Betreuung bedanken. Sie hat sich trotz des aufwändigen Klinikalltags viel Zeit für unser Projekt genommen. Ihre Passion für die Unfallchirurgie und ihre Dynamik beeindruckten mich. Herzlichen Dank.

Dem Team der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie Würzburg möchte ich für die Unterstützung danken. Insbesondere Herrn Dr. med. L. Eden danke ich für die Vermittlung der praktischen Fähigkeiten zur Umsetzung des Projekts, Frau Dr. med. M. Paul danke ich für das Korrigieren der Arbeit und Herrn Dr. med. M. Jordan danke ich für die Hilfestellung im Labor. Dem gesamten Forschungsteam und den Doktoranden danke ich für die Unterstützung.

Bei Matthias Büsse bedanke ich mich für das technische Knowhow bei der Modellentwicklung und bei Herrn. F.-J. Sauer für die Umsetzung der Ideen in haptische Modelle.

Frau V. Rücker vom Lehrstuhl für klinische Epidemiologie und Biometrie der Universität Würzburg danke ich für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern für die einzigartige Unterstützung in allen Bereichen. Danke für die unzähligen Telefonate und Diskussionen am Esstisch, für die Ratschläge, die Geduld, den Rückhalt und den moralischen Zuspruch.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Anne-Marie Shirley Kladny

Schulbildung:

2001 - 2013 Grundschule und Gymnasium Fridericianum in Erlangen
(Allgemeine Hochschulreife)

01/2010 - 07/2010 Auslandsaufenthalt: Portsmouth Abbey School, RI, USA

Hochschullaufbahn:

10/2013 - 09/2015 Studium der Humanmedizin an der
Universität Leipzig

10/2015 - 11/2019 Studium der Humanmedizin an der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

02/2016 – 07/2020 Promotion bei Frau Priv.-Doz. Dr. med. S. Hölscher-Doht

Famulaturen:

02/2016 Anästhesiologische Polymed-Klinik,
Dr. Bernard und Dr. Weber, Erlangen

08/2016 Chirurgische Notfallaufnahme,
Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und
Wiederherstellungschirurgie, Universitätsklinikum Würzburg

03/2017 Hausarzt, Dr. Jachimczak, Würzburg

08/2017 Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten,
plastische und ästhetische Operationen, Universitätsklinikum
Würzburg

Praktisches Jahr:

11/2018 - 03/2019 Innere Medizin, Kantonsspital, St. Gallen

03/2019 - 06/2019 Augenheilkunde, Universitätsklinikum Würzburg

07/2019 - 10/2019 Chirurgie, Royal Victoria Infirmary, Newcastle University