

Aus dem Schwerpunkt Unfall -, Hand – und Ellenbogenchirurgie

Leiter: Universitätsprofessor Dr. med. L. – P. Müller

an der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie

Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. P. Eysel

Chirurgische Rekonstruktion der Membrana interossea antebrachii mittels

Tight Rope<sup>®</sup> bei der Essex – Lopresti Verletzung

Einzelbündel – vs. Doppelbündeltechnik

Inaugural–Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Universität zu Köln

vorgelegt von

Ina Maria Bremer

aus Neuwied

promoviert am 8. September 2017

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Universität zu Köln 2017

Dekan:                    Universitätsprofessor Dr. med. Dr. h. c. Th. Krieg

1. Berichterstatter: Professor Dr. med. J. Andermahr
2. Berichterstatter: Universitätsprofessor Dr. med. L. – P. Müller

## **Erklärung**

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Dr. med. Michael Hackl  
Herrn Jan Kretschmann

Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin / eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten ([http://typo3-8169.rrz.unikoeln.de/fileadmin/templates/uni/PDF/Ordnung\\_gute\\_wiss\\_Praxis.pdf](http://typo3-8169.rrz.unikoeln.de/fileadmin/templates/uni/PDF/Ordnung_gute_wiss_Praxis.pdf)) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 05.06.2017

Unterschrift:

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Daten wurden mit meiner Mithilfe im Anatomischen Institut der Universitätsklinik zu Köln ermittelt.

Der Versuchsaufbau wurde im Universitätsklinikum Köln eigens von einem biomechanischen Technikerteam zusammengestellt, die Versuchsdurchführung erfolgte unter der Leitung von Dr. med. Michael Hackl und Dr. med. Kilian Wegmann.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse des eingesetzten 3 D Kamera Systems wurde von Herrn Jan Kretschmann vorgenommen.

Die Firma Arthrex Germany stellte die in der Studie eingesetzten Tight Rope<sup>®</sup> Implantate zur Verfügung.

Der Untersuchungsausschuss des Universitätsklinikums Köln bewilligte diese biomechanische in vitro Studie (14–398).

Die menschlichen anatomischen Präparate wurden von der Universität RWTH Aachen, Institut für Körperspende (Leiter: Professor Dr. med. A. Prescher) für diese Untersuchung zur Verfügung gestellt.

## **Danksagungen**

Mein Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. med. Jonas Andermahr für die Bereitstellung des Themas, die engagierte Betreuung und die Geduld, die mir entgegengebracht wurde.

Besonders möchte ich Herrn Dr. med. Michael Hackl für sein stets offenes Ohr zu jeder meiner Fragen und die selbstlose Unterstützung im Rahmen meiner Promotion danken.

Ebenso wäre die Erstellung dieser Arbeit ohne die Unterstützung von Herrn Dr. med. Kilian Wegmann, Universitätsprofessor Dr. med. Lars Müller sowie Herrn Dr. Ing. Manfred Staat und Herrn Dr. med. Jan Borggreffe nicht möglich gewesen.

Herzlich bedanken möchte ich mich außerdem bei Herrn Professor Dr. med. Andreas Prescher für die Bereitstellung der anatomischen Präparate aus dem Universitätsklinikum Aachen.

Meiner Familie und Matthias gelten ganz besonderer Dank für jegliche Art der Unterstützung und Anteilnahme.

Ich liebe euch sehr.

Meinen Eltern, Leonie und Matthias

◆ in Liebe ◆

## Inhaltsverzeichnis

	<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>9</b>
<b>1.0</b>	<b>Einleitung</b>	<b>10</b>
1.1	Definition und Epidemiologie	10
1.2	Historie der Essex – Lopresti Verletzung	11
1.3	Funktionelle Anatomie	13
1.3.1	Proximales Radioulnargelenk (PRUG)	13
1.3.2	Distales Radioulnargelenk (DRUG)	14
1.3.3	Membrana interossea antebrachii (IOM)	16
1.3.4	Triangulärer fibrokartilaginärer Komplex (TFCC)	19
1.4	Biomechanik	21
1.4.1	Pro – und Supination	21
1.4.2	Kraftübertragung und axiale Stabilität der radioulnaren Funktionseinheit	24
1.5	Diagnostik	26
1.6	Therapieoptionen	27
1.6.1	Etablierte OP–Strategien des primären Stabilisators PRUG	27
1.6.2	Additive Rekonstruktion der sekundären Stabilisatoren	29
<b>2.0</b>	<b>Problemstellung und Zielsetzung</b>	<b>30</b>
<b>3.0</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>31</b>
3.1	Präparation der humanen Unterarme	31
3.2	Biomechanische Testung	32
3.3	Experimentelle Essex – Lopresti Verletzung	34
3.4	Rekonstruktion des zentralen Bandes in Einzelbündeltechnik	34
3.5	Rekonstruktion des zentralen Bandes in Doppelbündeltechnik	36
3.6	Arthrex Fiber Wire®	36
3.7	Belastungszyklen	37
3.8	Analyse mittels 3 D Kamerasystem	37
3.9	Statistische Auswertung	39

<b>4.0</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>39</b>
4.1	Einzelkraft	39
4.2	Zyklische Kraft	43
<b>5.0</b>	<b>Diskussion</b>	<b>44</b>
<b>6.0</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>58</b>
<b>7.0</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>59</b>
<b>8.0</b>	<b>Vorabveröffentlichung von Ergebnissen</b>	<b>66</b>
<b>9.0</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>67</b>

## Abkürzungsverzeichnis

°	Grad
%	Prozent
Abb.	Abbildung
et. al.	et al.ii / et al.iae
cm	Zentimeter
mm	Millimeter
s	Sekunde
N	Newton
IOM	interossäre Membran
PRUG	proximales Radioulnargelenk
DRUG	distales Radioulnargelenk
TFCC	triangulärer fibrocartilaginärer Komplex
ZB	zentrales Band
UHMWPE	ultrahochmolekulargewichtiges Polyethylen
DIC	Digital Image Correlation
MRT	Magnetresonanztomographie
CT	Computertomographie
NaCl	Natriumchlorid

## **1.0 Einleitung**

### **1.1 Definition und Epidemiologie**

Die Radiuskopffraktur stellt mit einer Häufigkeit von 10 – 44 %, je nach Literaturangabe die häufigste Fraktur des Ellenbogengelenks dar [14].

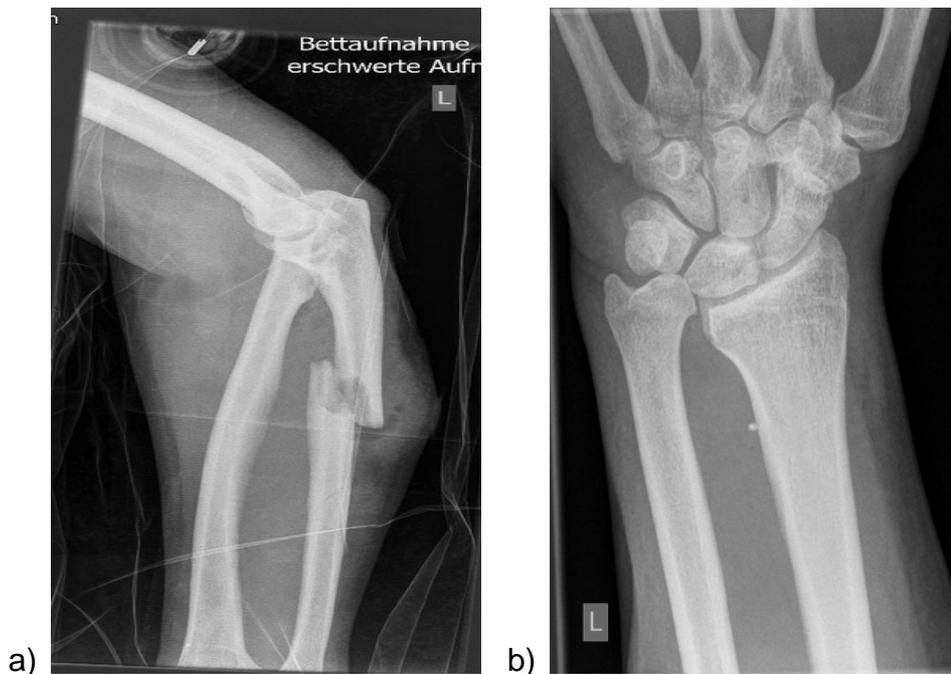
Liegt bei einem Patienten eine Radiuskopffraktur mit gleichzeitig einhergehender Fraktur des distalen Radioulnargelenks (DRUG) und einer Ruptur der Membrana interossea antebrachii zwischen Radius und Ulna vor, so spricht man von der Essex – Lopresti Verletzung [15].

Verletzungen dieser Art sind mit weniger als 5 % aller Radiuskopffrakturen sehr selten [14] und zumeist verursacht durch eine direkte, starke Krafteinwirkung auf die Longitudinalachse des meist pronierten Unterarms. Beispielhaft hierfür sind Autounfälle oder Stürze aus größerer Höhe zu nennen [22].

Trotz der geringen Prävalenz dieser Kombinationsverletzung ist es wesentlich, sie in ihrer Gänze zu erfassen, da in der Situation des akuten Traumas die Schäden im Radioulnargelenk und der interossären Membran aufgrund fehlender spezifischer Symptome häufig übersehen werden.

Fehler in der Diagnose der Essex – Lopresti Verletzung führen zu chronischen Dysfunktionen, wie andauernden Schmerzen und eingeschränkter Bewegung von Ellenbogen – und Handgelenk, die die Aktivität des Patienten im Alltag nachhaltig negativ beeinflussen [36].

Trousdale et al. machten anhand einer 1992 publizierten Studie mit 20 Probanden klar, welches schlechte klinische Outcome eine missinterpretierte oder nicht diagnostizierte Essex – Lopresti Verletzung haben kann. Er nannte die Instabilität des Unterarmes als Grund für chronische Schmerzzustände und mögliche Deformationen des Unterarmes. Trousdale et al. zeigten in ihrer Studie eine kleine Rate von 25 % aller untersuchten Patienten auf, die initial korrekt diagnostiziert wurden [79].



**Abb. 1:** 65 jähriger männlicher Patient mit Essex – Lopresti Verletzung nach Sturz aus zwei Metern Höhe von einer Leiter. a) Konventionelles seitliches Röntgenbild des Ellenbogens links: dislozierte Radiuskopffraktur und Olekranonfraktur. b) Konventionelles a. – p. Röntgenbild des Handgelenkes links: Relativer Ulnavorschub durch die Proximalmigration des Radius in Folge einer Ruptur der Membrana interossea antebrachii (Krankenhaus Mechernich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr)

Trotz vieler weiterer biomechanischer und klinischer Studien konnte bislang keine definitive Behandlungsstrategie für akute oder chronische Essex – Lopresti Verletzungen etabliert werden [14, 22, 36].

## 1.2 Historie der Essex – Lopresti Verletzung

Die Kombinationsverletzung aus Radiuskopffraktur, Ruptur der Membrana interossea antebrachii und Läsion des distalen Radioulnargelenks wurde erstmal 1946 von Curr und Coe klinisch beschrieben [11].

1951 wird die Essex–Lopresti–Verletzung dann von ihrem Namensgeber Peter Essex–Lopresti anhand zweier Fälle näher analysiert. In beiden Fällen weisen die Patienten weder Schmerzen, noch Schwellung auf [19].



**Abb.2:** Peter Essex Lopresti (\* 1915 – † 1951)  
Namensgeber der Essex – Lopresti Verletzung (aus: [51])

Bei Patient Nummer 1 findet sich nach operativer Entfernung des Radiuskopfes bei klassischem Verletzungsmuster ein proximaler Radiusvorschub. Daraus die Konsequenz ziehend, wird bei Patient Nummer 2 eine zusätzliche Röntgenaufnahme des distalen Radioulnargelenks angefertigt, welche eine radioulnare Subluxation zeigt. Daraufhin postuliert Essex Lopresti, eine Rekonstruktion des Radiuskopfes dringend einer simplen Entfernung vorzuziehen.

Auch wenn Peter Essex Lopresti nur von zwei Fällen berichtete, so war es ihm stets ein Anliegen, seine Kollegen darauf hinzuweisen, bei einer Radiuskopffraktur immer das distale Radioulnargelenk in die genaue Diagnostik mit einzubeziehen.

Peter Essex Lopresti gewann die wichtige Erkenntnis, dass die alleinige Resektion des Radiuskopfes zu keinem für den Patienten befriedigenden Therapieerfolg führen kann, sondern stets eine Rekonstruktion dessen oder, falls nicht möglich, ein prothetischer Ersatz angestrebt werden sollten [19, 51].

Heutige standardisierte Operationsverfahren der Essex – Lopresti Verletzung basieren auf den Erkenntnissen ihres Namensgebers.

### 1.3 Funktionelle Anatomie

Eine komplikationsfreie Rotation, axiale Belastung und Kraftausübung des Unterarms können nur dann uneingeschränkt funktionieren, wenn eine vollständige Intaktheit aller Band- und Gelenkstrukturen gegeben ist. Hand in Hand arbeiten hierbei neben dem distalen und proximalen Radioulnargelenk die Membrana interossea antebrachii sowie der trianguläre fibroartilaginäre Komplex im distalen Ulnokarpalgelenk als dynamische Einheit.

#### 1.3.1 Proximales Radioulnargelenk (PRUG)

Das proximale Radioulnargelenk (Articulatio radioulnaris proximalis) ist ein Teil der Articulatio cubiti [38, 65] und setzt sich zusammen aus der Circumferentia articularis radii mit einer konvexen Gelenkfläche am Radius und der Incisura radialis mit einer konkaven Gelenkfläche der Ulna. Es ist funktionell ein Zapfengelenk, wobei sich der Gelenkkopf in der konkaven Pfanne bewegt [65].

Eine Stabilisierung im PRUG erfolgt durch das Ligamentum anulare radii, die Chorda obliqua, sowie im Schaftbereich durch die interossäre Membran [29].





**Abb. 3:** Knochen–Band–Präparat eines proximalen Radioulnargelenks aus dem Institut für Anatomie der Universität zu Köln (Universitätsprofessor R. J. Koebke), dargestellt von:

**a)** lateral: Das Ligamentum anulare stabilisiert und zentriert den Radiuskopf auf dem Capitulum humeri und ermöglicht so die axiale Kraftübertragung aus dem Unterarm auf den Oberarm.

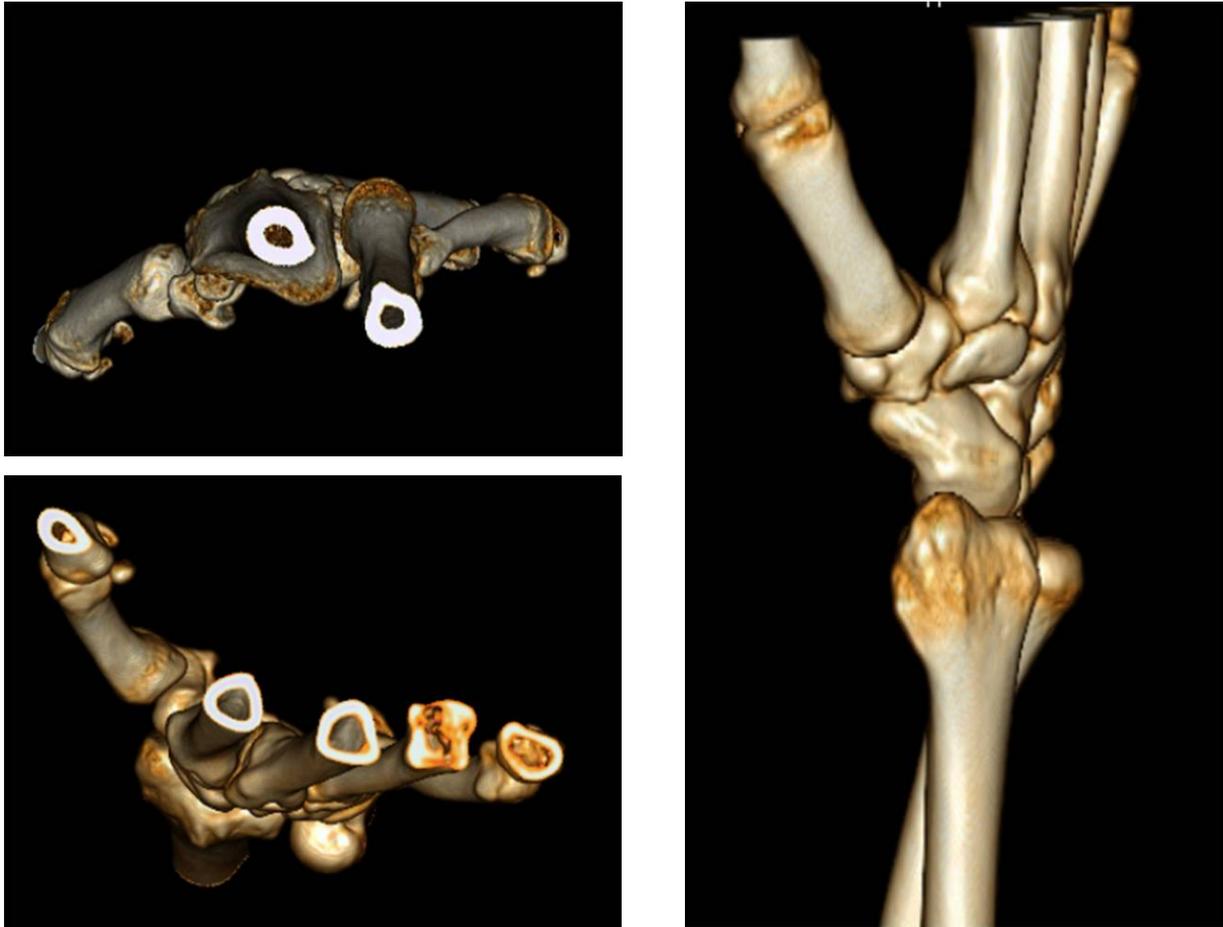
**b)** medial: Gut sichtbar sind die kräftigen Faserstränge der Membrana interossea zwischen Ulna und Radius, die das Auseinanderweichen beider Unterarmknochen sowohl in Supination als auch in Pronation verhindert.

### 1.3.2 Distales Radioulnargelenk (DRUG)

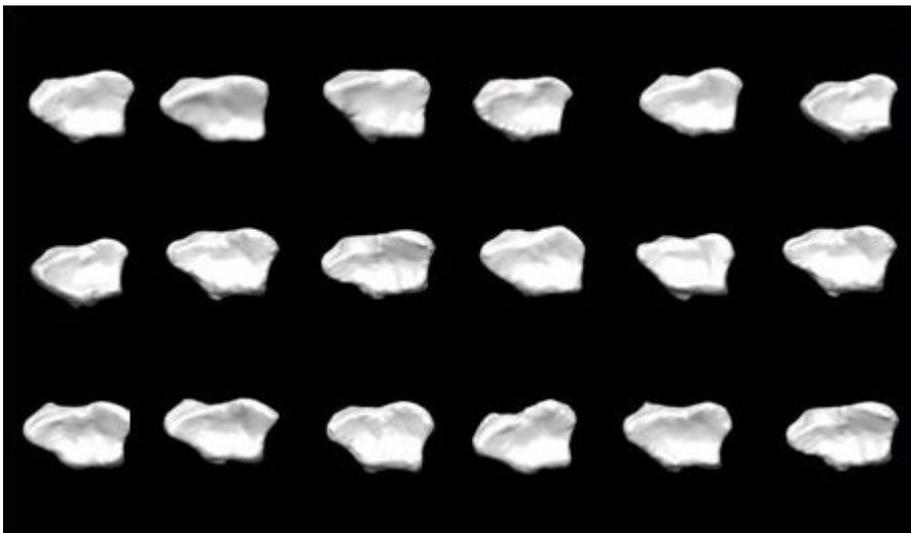
Das distale Radioulnargelenk (*Articulatio radioulnaris distalis*) ist ein sogenanntes Radgelenk mit nur einem Freiheitsgrad, bei dem sich die Gelenkpfanne mit ihrer konkaven Fläche um das Gelenkkopf dreht. Es setzt sich zusammen aus dem knorpelig überzogenen *Caput ulnae* mit der konvexen *Circumferentia articularis ulnae* und der dazugehörigen konkaven Fläche der *Incisura ulnaris* des distalen Radius [29, 38, 65].

Eine dünne, bindegewebige Kapsel umschließt das DRUG und ermöglicht dem Gelenk durch die Ausbildung mehrerer *Recessus*, wie beispielsweise dem *Recessus sacciformis* die notwendige Bewegungsfreiheit für Pro– und Supination.

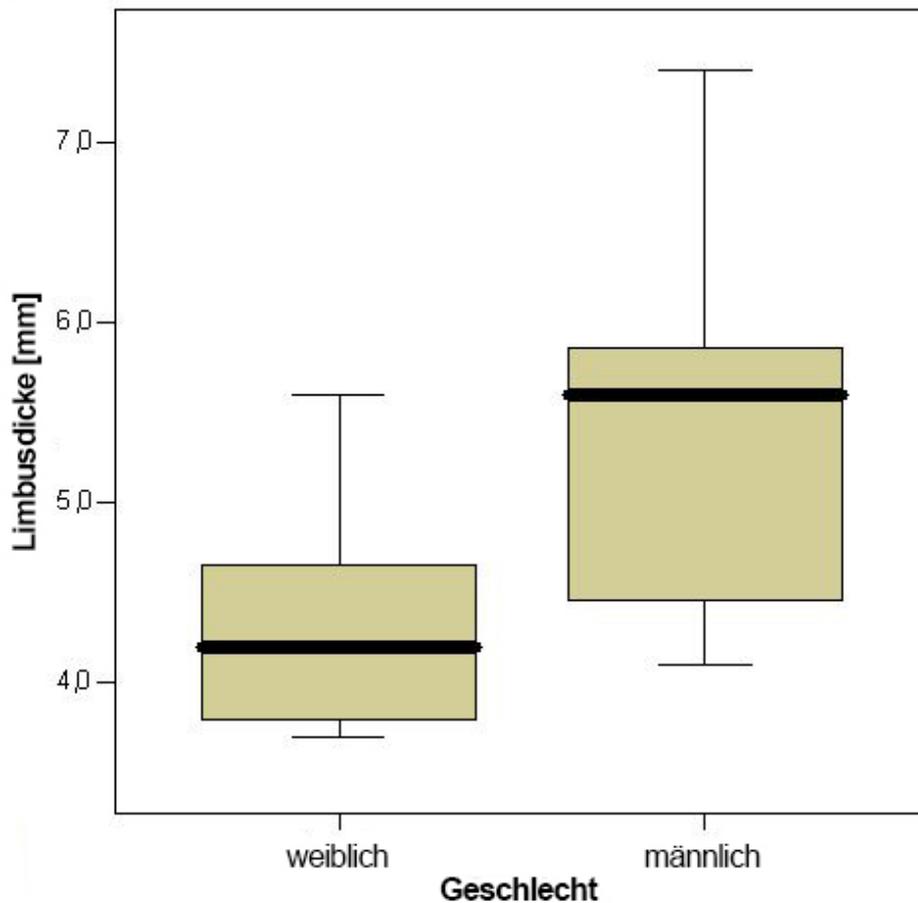
Die physiologische Stabilität des Gelenkes wird durch Muskeln und Sehnen des Unterarmes augmentiert, aber im wesentlichen durch den triangulären fibrocartilaginären Komplex gewährleistet [29], siehe Kapitel 1.3.4 .



**Abb. 4:** 3 D – CT eines physiologischen distalen Radioulnargelenks in Pronation; gut sichtbar ist die vermeintlich Subluxationsstellung des DRUG (Krankenhaus Mechernich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr)



**Abb. 5:** Ansicht auf die 3 D CT Rekonstruktion der radiokarpale Gelenkfläche von distal von 18 Individuen; sichtbar ist die hohe interindividuelle Variabilität der DRUG – Facette des Radius (Krankenhaus Mechernich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr)



**Abb. 6:** Die Incisura ulnaris ist bei Frauen kleiner als bei Männern.

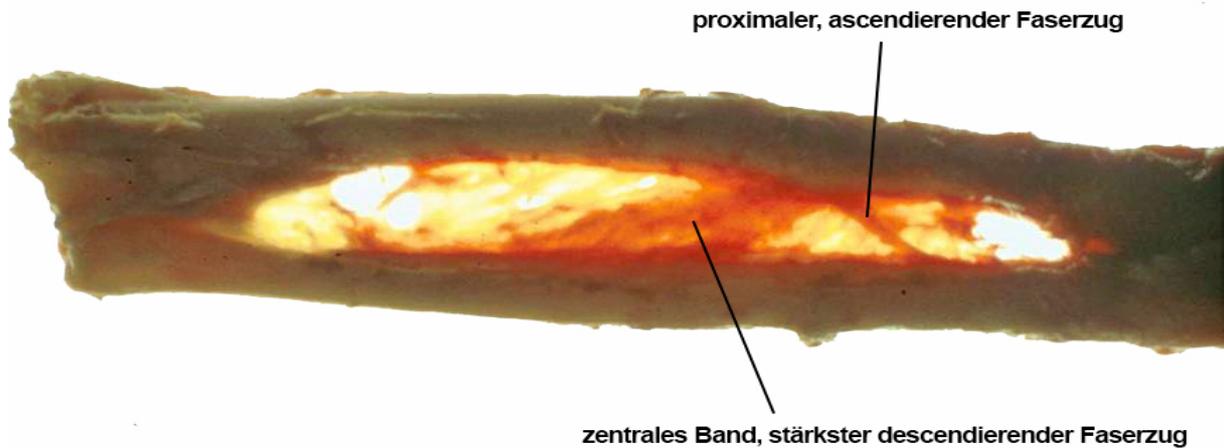
Darüber hinaus besteht jedoch in Form und Ausprägung der Krümmung der Gelenkfacetten eine hohe Variabilität [1].

### 1.3.3 Membrana interossea antebrachii (IOM)

Die Membrana interossea antebrachii ist ein aus Kollagen und elastischen Fasern bestehender Bindegewebskomplex, der die Charakteristika von Sehnen und Bändern vereint [62].

Die interossäre Membran verbindet Radius und Ulna auf ihrer ganzen Länge [43] als breitflächige Syndesmose [62], sodass sich beide Knochen gegeneinander verwinden können.

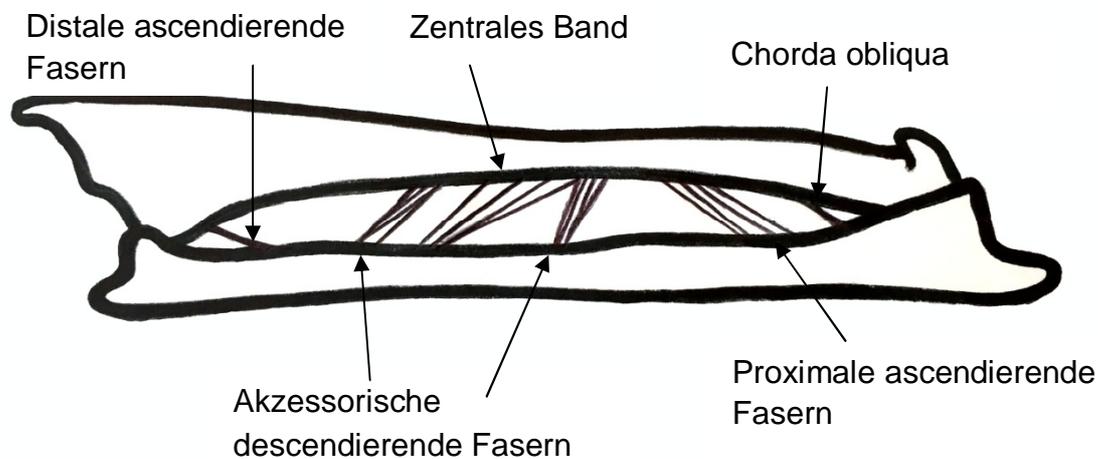
Sie spannt sich zwischen den Cristae interossee von Radius und Ulna über die gesamte Länge des Unterarms mit der Hauptfaserrichtung von radioproximal nach ulnodistal aus. Radial proximal reichen die Fasern bis ca. 1 cm vor die Tuberositas radii, mit der hier inserierenden Sehne des Musculus biceps brachii [29].



**Abb. 7:** Humanpräparat der nativen IOM mit ausgeprägtem zentralen Band [Professor Dr. Jesse Jupiter, Massachusetts General Hospital, Department of Upper Extremity Surgery, Boston, USA]

Die Membran besteht aus robustem Bindegewebe, welches zentral, auf Höhe der Radiusmitte eine Maximaldicke von ungefähr 1 mm besitzt. In direktem Vergleich zum Ligamentum patellae erreicht die interossäre Membran 84 % dessen Zugfestigkeit [29, 65].

Zwei Typen von schräg verlaufenden Kollagenfasern, Typ obliquus A in Hauptfaserrichtung als quantitativ größter Anteil und Typ obliquus B mit zwei separaten Bündeln, ziehen in entgegengesetzte Richtung und haben eine determinierende Wirkung auf Pro- und Supination [62].



**Abb. 8:** Übersicht der Faserzüge der Membrana interossea antebrachii

Ein proximaler Verstärkungszug, die sog. Chorda obliqua mit 32 mm Länge und 2,7 mm Breite [62] entspringt distal der Tuberositas ulnae und zieht zum Margo interosseus des Radius [65]. Zusammen mit der Membrana interossea verhindert sie eine distale Verschiebung des Radius gegenüber der Ulna [29].

Die übrigen, entgegengesetzt zur Chorda obliqua verlaufenden Fasern, also der Großteil der Membrana interossea werden durch kräftige Faserzüge des sog. zentralen Bandes, einer durchschnittlich 11 mm breiten Struktur verstärkt [62]. Sie gewährleistet eine Kraftübertragung von Radius auf Ulna in proximaler Richtung und findet sich, beginnend beim Processus styloideus auf 62 % der Radiuslänge [6]. Der ungefähre Winkel zur Ulnaachse beträgt  $21^\circ$ . Das zentrale Band ist der maßgeblich stabilisierende Anteil der interossären Membran und verhindert die Proximalisierung des Radius. Während das zentrale Band anatomisch zu den descendierenden Fasern der IOM gehört, wirken die proximal befindlichen, ascendierenden Fasern determinierend auf die Distalisierung des Radius [84].

Die intakte IOM arbeitet zusammen mit dem DRUG als sekundärer Stabilisator des Unterarmes. Hotchkiss et al. publizierten, dass das zentrale Band nach Radiuskopfresektion zu 71 % für die Steifheit der IOM verantwortlich ist, das DRUG hingegen nur zu 8 %.

Es ist die wichtigste Determinante gegen die Proximalmigration des Radius im Falle eines frakturierten oder resizierten Radiuskopfes [31].

#### **1.3.4 Triangulärer fibrocartilaginärer Komplex (TFCC)**

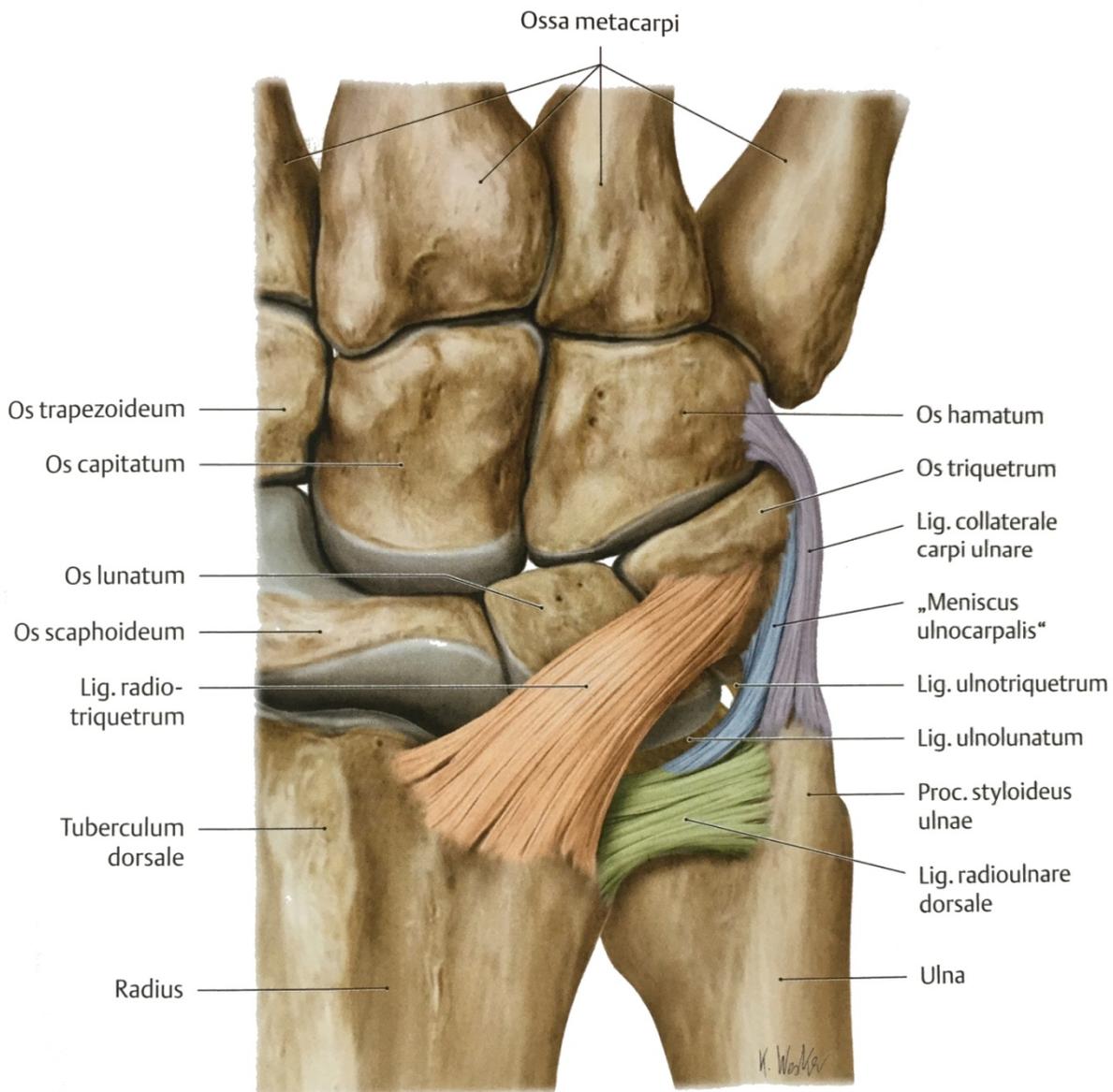
Der trianguläre fibrocartilaginäre Komplex (Synonym: ulnokarpaler Komplex), der zwischen Ulnakopf und den korrespondierenden Handwurzelknochen liegt [64], sorgt während der Rotation für die Stabilisierung des distalen Radioulnargelenks, sowie für die Druckregulation [29] und die axiale Kraftübertragung nach proximal im Unterarm.

Der TFCC trägt mit 80 % maßgeblich zur Stabilisierung des DRUG bei, die knöchernen Strukturen lediglich zu 20 % [64].

Er ist ein kombinierter Band – und Diskuskomplex und verbindet die distale Ulna, das distale Radioulnargelenk und die proximale Handwurzelreihe [65].

Speziell der Discus articularis als triangulärer Faserknorpel dient der Verteilung von Stoß- und Druckkräften von 84 % auf den Radius und 19 % auf die Ulna [29]. Vor allem die zentralen und radialen Anteile des knorpeligen Diskus sind nicht vaskularisiert und heilen daher nach Verletzungen deutlich schlechter als die übrigen Bestandteile des ulnokarpalen Komplexes. Auch degenerative Veränderungen des TFCC haben ihren Ursprung meist im Discus articularis [64, 65].

Die Druckverteilung im TFCC ist typisch für die knorpeligen, avaskulären Anteile, wohingegen die Stabilisierung eher die ligamentären, vaskularisierten Anteile übernehmen [22].



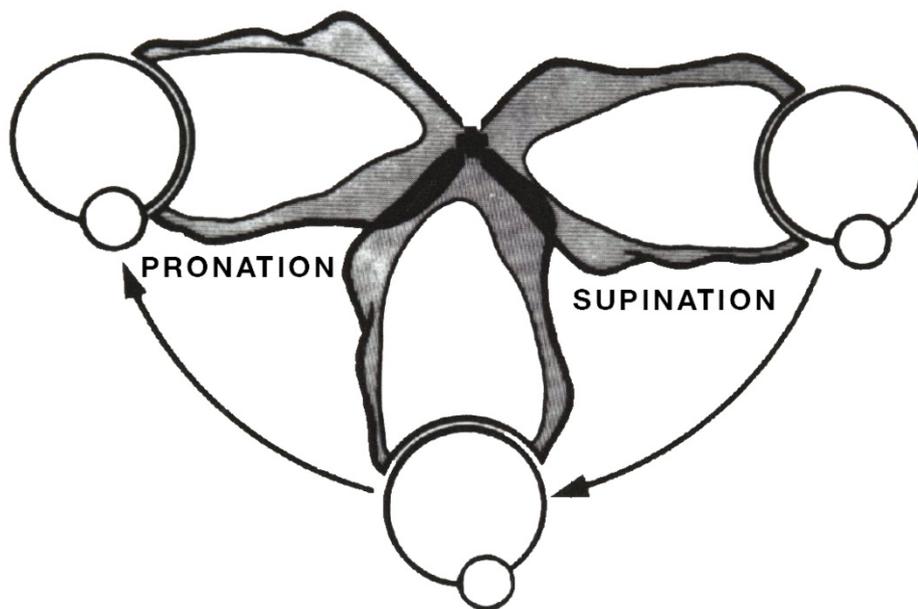
**Abb 9** :Der trianguläre fibrokartilaginäre Komplex einer rechten Hand von dorsal mit seinen oberflächlichen und tiefen radioulnaren Fasern und Bändern sowie den knöchernen Strukturen in der Übersicht (aus [65]).

Muskuläre Stabilisation wird erreicht durch die Pronatorengruppe, wie Musculus pronator quadratus, Musculus pronator teres, und die Supinatorengruppe, wie beispielsweise Musculus supinator, sowie den Musculus biceps brachii [22].

## 1.4 Biomechanik

### 1.4.1 Pro- und Supinationsbewegung

Pro – und Supination sind Drehbewegungen des Unterarms um seine Longitudinalachse [38]. Diese verläuft schräg durch das Caput radii und den Processus styloideus ulnae [65].



**Abb. 10:** Übersicht Pro – und Supination: Der Radius schwenkt um den radialen Griffelfortsatz, wenn Pro – und Supination um eine durch den Daumenstrahl ziehende Achse stattfinden. Diese Achse ist von der „Scharnierachse“ der Pro – und Supination zu unterscheiden [38].

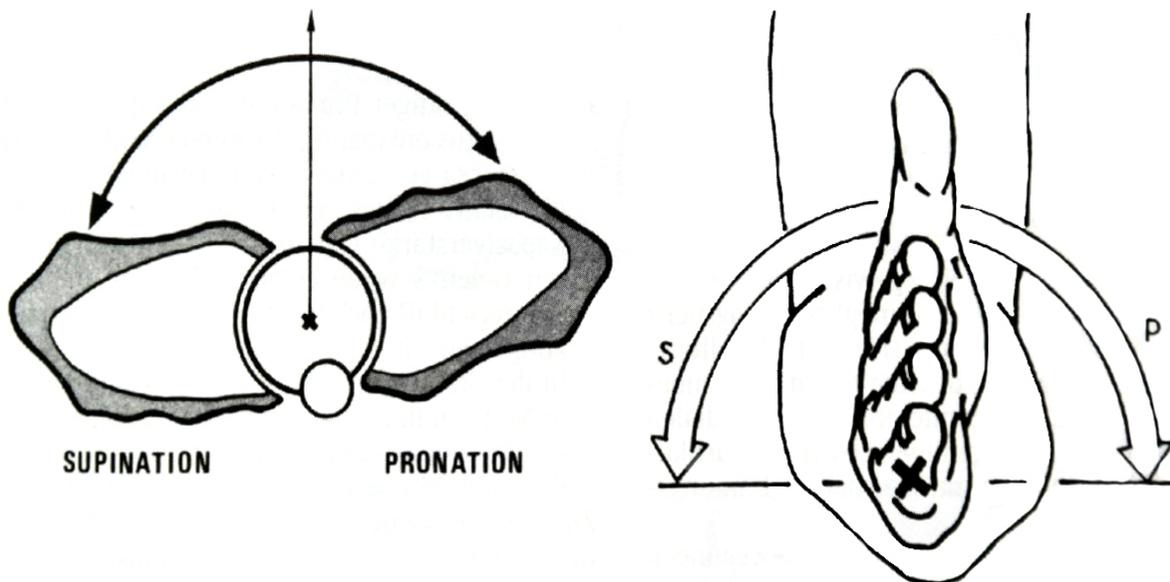
Damit beide Bewegungen einwandfrei funktionieren ist ein Zusammenspiel von proximalem und distalem Radioulnargelenk gefordert. Beide Gelenke sind durch die interossäre Membran mechanisch gekoppelt. Während der Umwendbewegungen kommt es gemäß dem „biartikulären Gelenksystem nach Hagert“ gleichsam zu einer relativen „Translationsbewegung“, in der in Pronation die Ulna in Relation zum Radius in distaler und in Supination in proximaler Position steht [22].

Da die Längsdrehung des Unterarmes dem Gelenkkomplex des Handgelenks seinen dritten Freiheitsgrad vermittelt, vermag die Hand als tätiges Instrument der oberen Extremität Objekte zu greifen, Gegenstände zum Mund zu führen oder beispielsweise eine Schraube in die Wand zu drehen [38]. Ein in der Hand zentriert liegender Schraubenzieher bildet in diesem Fall eine Verlängerung der Longitudinalachse.

Der Radius allein trägt als bewegter Knochen die Hand und dreht sich bei gleichsamer Bewegung von DRUG und PRUG um die fixierte Ulna, stabilisiert durch die IOM [29].

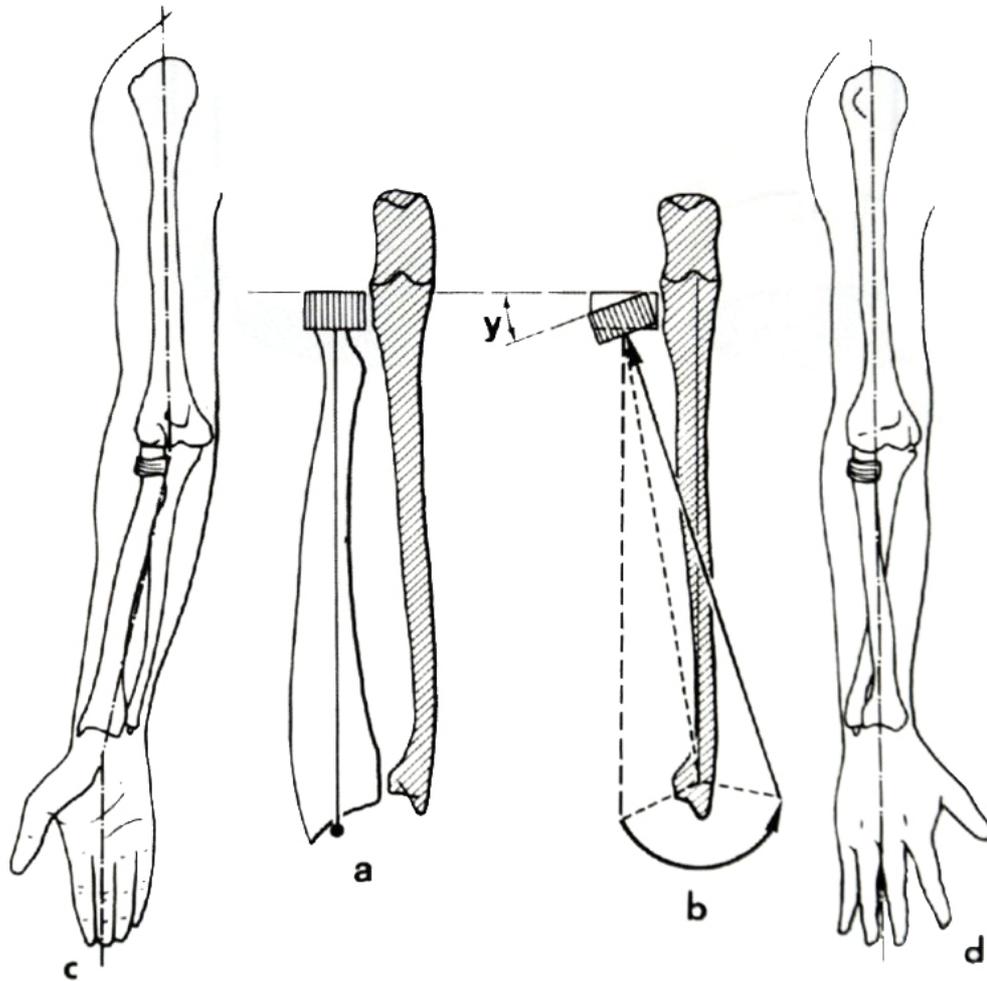
In Pronationsstellung überkreuzen sich Radius und Ulna, wohingegen sie in Supination parallel zueinander ausgerichtet sind [65]. Funktionelles Überkreuzen beider Knochen in Pronation hat eine relative Verkürzung des Radius im DRUG um ca. 1 mm zur Folge, bei kräftigem Faustschluss sogar annähernd 2 mm [22].

Das Bewegungsausmaß der Hand lässt sich durch zusätzliche Bewegung in Schultergürtel und Rumpf bis auf eine vollständige Umwendbewegung von 360° steigern [65].



**Abb.11:** Die Hauptbewegung ist das Schwenken des distalen Radius um die Ulna, hier in der Ansicht von distal auf Radius und Ulna. Die Supination beträgt 90 °, die Pronation 85 ° (links).

Die Umwendachse verläuft bei einem auf der Tischkante abgestützten, pronierten / supinierten Unterarm durch die ulnare Handkante und den Kleinfinger (rechts, schwarzes Kreuz) (aus [38]).



**Abb. 12:** In Supination bei Bewegungsbeginn **(a)** ist die Radiusachse vertikal und parallel zur Ulnaachse, bei Bewegungsabschluss in Pronation **(b)** bewegt sich der Achsenverlauf des Radius schräg nach distal und außen – vorne. Beide Achsen bilden den Winkel  $y$  zur Horizontalebene. In der Pronation **(d)** bildet die Unterarmachse, anders als in der Supination **(c)** eine geradlinige Fortsetzung der Oberarmachse (aus [38]).

Die Pronation bzw. Supination sichern neben der Handgelenkbewegung, Flexion bzw. Extension sowie Ulna – bzw. Radialduktion die sehr hohe Mobilität der Hand im alltäglichen Gebrauch. Ohne Rücksicht auf die Gewichtsbelastung müssen all diese Bewegungsmuster sowohl für die grobe als auch die feine Motorik ausgeführt werden können [22].

## **1.4.2 Kraftübertragung und axiale Stabilität der radioulnaren Funktionseinheit**

Radius und Ulna sind anteilig an der Kraftübertragung von Hand auf Oberarm beteiligt. Bei axialer Krafteinwirkung über das Handgelenk werden nur ca. 20 % der Kraft auf die distale Ulna und 80 % auf den distalen Radius übertragen, wobei die Kraftanteile mit dem distalen radioulnaren Längenverhältnis variieren können [54].

Nah am Ellenbogengelenk verändert sich die Kraftverteilung. 60 % entfallen auf den distalen Radius und 40 % auf die distale Ulna [84]. Eine Kraftübertragung von Radius auf Ulna über die interossäre Membran erklärt die unterschiedlichen Kräfteverteilungen proximal und distal. Wichtigste Struktur hierfür ist das zentrale Band der IOM [6, 12, 21].

Pfaeffle et al. stellten heraus, dass die IOM, speziell ihr zentrales Band, nicht nur am longitudinalen Krafttransfer teilnimmt, sondern ebenso einen Kraftvektor in transversaler Richtung besitzt, um Radius und Ulna bei Belastung zusammenzuziehen [55].

Longitudinale Stabilität des Unterarmes setzt einen intakten Radiuskopf, einen funktionierenden TFCC und eine ebenso intakte IOM voraus [77]. Der primäre Stabilisator, das proximale Radioulnargelenk wird maßgeblich durch seine eigene Knochenkonfiguration und das Ligamentum anulare stabilisiert [65] und verhindert bei korrekter Artikulation eine Proximalisierung des Radius. Die sekundären Stabilisatoren beinhalten das distale Radioulnargelenk und die IOM. Das DRUG weist gegenüber dem PRUG eine deutliche Komplexität auf und ist neben dem dorsalen und palmaren Bandapparat auf den distalen Anteil der IOM und den FTCC als passive Stabilisatoren angewiesen [22,65].

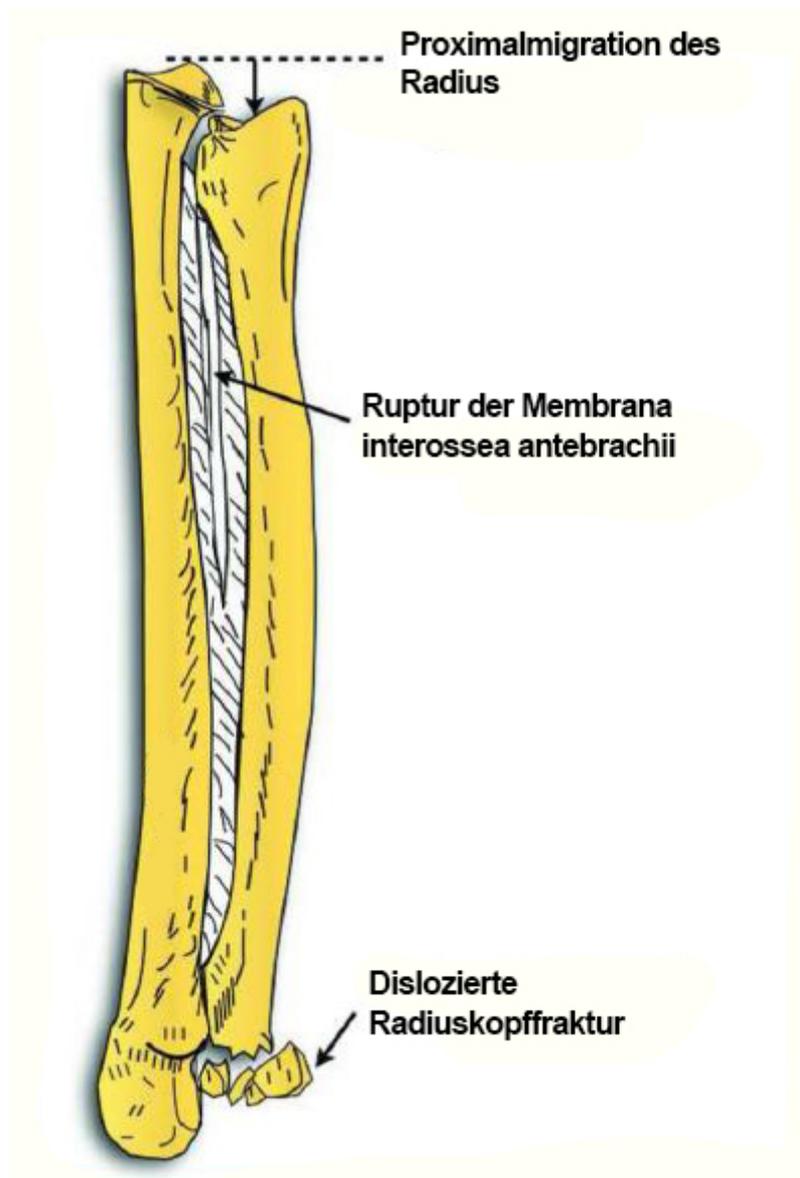
Die interossäre Membran wird von Hotchkiss et al. als wichtigste Determinante gegen die proximale Migration des Radius bei frakturiertem oder resiziertem Radiuskopf gehandelt. Das zentrale Band trägt hier als Anteil der IOM mit 71 % und das DRUG nach Radiuskopfresektion mit 8 % zur Stabilität der radioulnaren Funktionseinheit bei [31, 37].

Biomechanischen Untersuchungen zufolge weist ein proximaler Vorschub des Radius von 6 mm auf eine gleichzeitige Verletzung von TFCC und IOM, hier speziell des zentralen Bandes hin, wohingegen man ab 3 mm eine alleinige Verletzung der IOM annimmt [59].

Erkennbar wird der Radiusvorschub entweder direkt auf dem Röntgenbild oder aber nach entsprechenden Stressmanövern mit axialer Unterarmbelastung (Kapitel 1.5).

Nach Shepard et al. steigt die Belastung an der distalen Ulna um 10 % mit jedem Millimeter an proximalem Radiusvorschub [67].

Gleichzeitig kann es trotzdem bei axialer Belastung eines gesunden Probandenunterarms zu einem physiologischen Radiusvorschub von mehr als 2 mm kommen [14].



**Abb. 13** : Schematische Darstellung der Essex – Lopresti Verletzung als Kombination aus dislozierter Radiuskopffraktur, rupturierter Membrana interossea antebrachii und Fraktur des distalen Radio-ulnargelenks mit einsetzender Proximalmigration des Radius bei nicht adäquater Therapie (aus [51])

## 1.5 Diagnostik

Bei Vorliegen eines akuten Traumas des Unterarms mit anamnestischen Hinweisen auf einen Hochrasanzmechanismus [7] ist eine umfangreiche klinische und bildgebende Diagnostik essenziell für eine erfolgreiche und der Läsion entsprechende Therapie [7, 14].

Die Komplexität in der Diagnostik der seltenen Essex – Lopresti Verletzung verlangt ein standardisiertes und systematisches Vorgehen.

Im Patientengespräch geht es zunächst um Unfallhergang und Schmerzlokalisierung [8]. Der Patient kann Symptome wie Druckschmerz, ödematöse Schwellung und Instabilität im distalen Radioulnargelenk aufweisen. Die dorsale Oberfläche der distalen Ulna mag ebenfalls schmerzhaft sein. Außerdem erscheint die Ellenbogenbewegung stark limitiert [32].

Es müssen im Akutfall nicht notwendigerweise Schmerzen und Schwellung am Unterarm und den angrenzenden Gelenken vorliegen. Schon eine Empfindlichkeit über die Gesamtläche des Unterarmes kann ein Zeichen für eine Verletzungsbeteiligung der interossären Membran sein [8].

Der ulnokarpale Stresstest als weiteres Kriterium, fällt positiv aus, wenn sich ein subjektiver Schmerz bei forcierter Umwendbewegung des Unterarms in Ulnaduktion einstellt [34].

Chronische Fälle der Essex – Lopresti Verletzung zeigen typischerweise eine Proximalmigration des Radius mit radiocapitellarem und ulnocarpalem Impingement mit positiver Ulnavarianz. Die Anamnese dieser Patienten wird voraussichtlich ein stattgefundenes Hochrasanztrauma mit Radiuskopffraktur oder sogar Radiuskopfresektion bestätigen. Die chronische Essex – Lopresti Verletzung weist zudem einen zunehmenden Schmerz über Handgelenk und Ellenbogen, eine verminderte Griffstärke und fortschreitende Bewegungseinschränkung auf.

Es gilt im Folgenden die gestellte Verdachtsdiagnose bildgebend zu beweisen.

Hierzu erfolgt eine Röntgenaufnahme des Unterarms und seiner angrenzenden Gelenke in zwei Ebenen, zentriert auf PRUG oder DRUG zur Ausschlussdiagnostik von Fehlstellungen, Frakturen, Luxationen oder auch Luxationsfrakturen.

Das MRT eignet sich zur differenzierten Beurteilung von Kapsel – Band – Strukturen oder des triangulärem fibroartilaginären Komplexes [7, 14].

Ergänzend zur Röntgendiagnostik ist die Sonografie bei Verdacht auf Essex – Lopresti Verletzung sehr hilfreich und ein einfaches, nicht invasives Diagnostikum, welches vor allem im Akutfall schnell durchführbar ist.

Die interossäre Membran kann, wie von Doser et al. beschrieben, seitenvergleichend und von dorsal sonografisch untersucht werden, wobei statische Aufnahmen von distal nach proximal besonders aussagekräftig sind. Eine Kontinuitätsunterbrechung der IOM kann so sicher festgestellt werden [14].

Mit der dynamischen Sonografie können die Membranspannung und funktionelle Membrandefekte während der Umwendbewegung oder Muskelanspannung festgestellt werden. Bei insuffizienter Membrana interossea wird durch Druck des Schallkopfes die Muskulatur zur Gegenseite verschoben und ein „Hernienzeichen“ ausgelöst [63].

Um eine falsch negative präoperative bildgebende Diagnostik auszuschließen, empfiehlt es sich, intraoperativ die longitudinale Stabilität des Unterarms zu überprüfen [77]. Hierzu eignet sich beispielsweise der von Smith et al. präsentierte „*Radius – Pull – Test*“. Mit einer Kraft von 90 N wird der Radius nach proximal gezogen, woraufhin die Ulnavarianz am Handgelenk mit Hilfe von Fluoroskopie gemessen wird. Bei > 3 mm wird eine Beteiligung der IOM angenommen, bei > 6 mm geht man von einer Beeinträchtigung aller weichteiligen Stabilisatoren aus [70].

Nach einer 1992 von Trousdale et al. publizierten Studie werden nur 25 % aller Patienten mit Essex – Lopresti Verletzung präoperativ korrekt diagnostiziert [79].

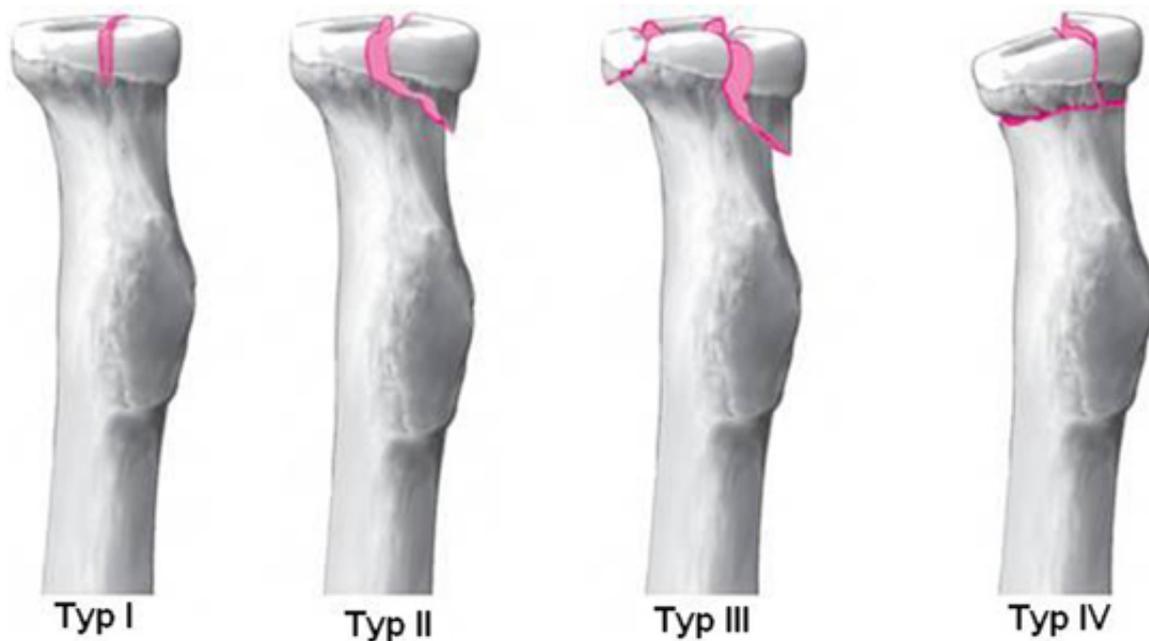
Derzeit geht man von einer weitaus besseren Quote in der korrekten Diagnostik der Essex – Lopresti Verletzung aus. Am besten wird die interossäre Membran in den axialen Querschnittsbildern der Sonographie und ebenso des MRT erfasst, was heutiger Standard ist. Das MRT bietet das Vorteil der synoptischen Wiedergabe der Knochen – Membran – Muskel Einheit [63], jedoch können Artefakte durch zurückliegende Verletzungen oder chirurgische Eingriffe vorliegen [71].

## **1.6 Therapie**

### **1.6.1 Etablierte OP-Strategien des primären Stabilisators (PRUG)**

Schon Essex Lopresti hat 1951 erkannt, dass eine reine Resektion des Radiuskopfes auf Grund der radialen Proximalisierung keine adäquate Therapieoption darstellt [19, 84].

Frakturen des Radiuskopfes werden üblicherweise nach Mason I – IV klassifiziert:



**Abb. 14** : Fraktуреinteilung des Radiuskopfes nach Mason (aus [52])

Typ I, eine nicht dislozierte Fraktur, erfährt typischerweise eine konservative Therapie mit früher Mobilisation [13] während eine dislozierte, partiell intraartikulär stattfindende Typ II – Radiuskopffraktur einer Osteosynthese bedarf. Typ III bezeichnet die vollständig intraartikulär stattfindende Fraktur. Sie ist mit 85 % der häufigste Frakturtyp und muss, wie die Luxationsfraktur Typ IV rekonstruktiv oder prothetisch versorgt werden [13, 27].

Um einen vereinfachten und möglichst optimalen Therapiealgorithmus zu etablieren, wurde 1987 die Radiuskopffraktur von Edwards und Jupiter in drei Typen eingeteilt [17]:

- **Typ I:** rekonstruierbare Radiuskopffragmente → Rekonstruktion
- **Typ II:** Radiuskopfresektion erforderlich → Radiuskopfprothese
- **Typ III:** chronischer Verlauf mit irreversiblen proximalem Radius – Vorschub → Ulnaverkürzung und Radiuskopfprothese

Die Rekonstruktion des Radiuskopfes bei Typ I kann beispielsweise durch perkutane Pinfixierung, minimal invasive Schraubenosteosynthese, Plättchenfixation und/ oder durch adjuvante Anlage eines Fixateur externe erfolgen [13].

Nach Resektion des Radiuskopfes bei Typ II kann die Implantation einer Radiuskopfprothese notwendig sein, wenn es sich um eine Instabilität der Membrana

interossea handelt (Essex – Lopresti Verletzung). Eine weitere Indikation ist eine Kollateralbandinstabilität, insbesondere auf der ulnaren Seite. Sind alle Bänder inklusive der Membrana interossea stabil, kann auf eine Prothese verzichtet werden [14]. Silikonimplantate empfehlen sich auf Grund von chronischer Synovialitis oder Arthritis des proximalen Radioulnargelenks nicht mehr. Allograft – Implantate werden wegen fehlender longitudinaler Stabilisierung ebenfalls abgelehnt [84].

Postoperativ wird eine 14 – tägige Ruhigstellung im Oberarmgips in Supinationsstellung und eine darauf folgende frühfunktionelle Therapie angeschlossen [43].

### **1.6.2 Additive Rekonstruktion der sekundären Stabilisatoren**

Um eine vollständige longitudinale Stabilität der gesamten Einheit des Unterarms wiederherstellen zu können, ist eine suffiziente Therapie der sekundären Stabilisatoren erforderlich.

Beispielsweise kann mit der Rekonstruktion des DRUG mittels radioulnarer Arthrodesse inklusive Segmentresektion der Ulna nach Sauvé – Kapandji [14] ein „Neo – Gelenk [22] als wichtiger sekundärer Stabilisator geschaffen und die Unterarmdrehung wieder ermöglicht werden.

Falls gerissen, ist die Behandlung des TFCC in der Akutphase nach Einwirkung des Traumas unerlässlich, wobei dies nach Anderson et al. ohne wesentliche Unterschiede in den Resultaten offen oder arthroskopisch mit verschiedenen Nahttechniken erfolgen kann [2].

Im Gegenteil zum TFCC hat die interossäre Membran eine schlechtere Heilungstendenz [32]. So beschreiben Stevenson et al. eine fehlgeschlagene Heilung nach 2,5 Jahren [74], ebenso wie Gong et al., trotz Immobilisation und temporärer Arthrodesse des DRUG sowie Radiuskopfprothesen – Implantation [25]. Nach Marcotte et al. besteht ein Zusammenhang zwischen den Zugkräften der Unterarmmuskulatur und der mangelnden Heilungstendenz der Membrana interossea [47].

Demnach ist die Rekonstruktion der interossären Membran die Methode der Wahl, um die Kraftübertragung zwischen Radius und Ulna zu gewährleisten und eine Überbelastung eines eventuell zuvor eingesetzten PRUG – Implantats zu vermeiden [12]. Vor allem bei einer chronischen IOM – Ruptur ist eine reine Reparatur meist nicht mehr möglich [32].

Diverse Autoren haben in der Vergangenheit operative Rekonstruktionsmöglichkeiten der IOM publiziert:

Sehnentransplantate des Musculus palmaris longus oder des Musculus flexor carpi radialis, Bone – Tendon – Bone Grafts, wie z.B. Patella – Ligamentum patellae – Tibia Transplantat, Achillessehnen, sowie Muskellappenplastiken aus dem Musculus pronator teres und auch synthetische Implantate kamen zum Einsatz [10, 37, 47, 56, 60, 66, 68, 69]. Die Vielfalt der eingesetzten operativen Techniken mag darauf hinweisen, dass jede der Rekonstruktionstechniken vermutlich nur unzureichende klinische und radiologische Ergebnisse erbringen konnte.

Als Ultima Ratio bei chronischer Instabilität des Unterarmes sei die Synostose von Ulna und Radius genannt, wobei beide Knochen in Neutralstellung oder leichter Pronation fixiert werden [42]. Dies hat deutliche Funktionseinschränkungen für den Patienten zur Folge [32].

In den Behandlungsempfehlungen für die Essex – Lopresti Verletzung gibt es nach wie vor Lücken in den Resultaten aus klinischen Langzeitstudien. Es gilt die Biomechanik des Unterarmes besser zu verstehen, sowie weitere in vitro und in vivo Behandlungsstrategien, vor allem der weichteiligen Rekonstruktion, zu entwickeln [84].

## **2.0 Problemstellung und Zielsetzung**

Die Essex – Lopresti Verletzung ist aufgrund ihrer geringen Prävalenz leider nach wie vor eine primär oft missinterpretierte Traumafolge des Unterarms. Es resultieren häufig therapierefraktäre Schmerzzustände und Funktionseinschränkungen für den Betroffenen, wenn beim Ersttrauma eine unzureichende oder falsche Diagnose gestellt wurde [53]. Ursache der nachfolgenden Dysfunktion im Handgelenk ist hauptsächlich die Ulnaprominenz bzw. der Ulnavorschub. Sekundäre Dysfunktionen schließen sich im Ellenbogengelenk an.

Durch die chronische longitudinale Unterarminstabilität treten klinisch ein ulnokarpales und kapituloradiales Impingement auf und beeinträchtigen die funktionelle Einheit aus Hand, Unterarm und Ellenbogen stark [36].

Im Hinblick auf die Wichtigkeit der Wiederherstellung der longitudinalen Stabilität des Unterarmes soll in der vorliegenden Arbeit die Rekonstruktionsmöglichkeit der Membrana interossea antebrachii mit einem stabilen Faden – Button – System (Tight Rope® mit Biceps Button®, Firma Arthrex GmbH) in Einzelbündel – und Doppelbündeltechnik diskutiert werden.

Durch diese Rekonstruktionstechniken soll eine ausreichende primäre Unterarmstabilität erreicht werden, welche ein Ausheilen bzw. Vernarben der rupturierten Membrana interossea gewährleistet. Auf sekundäre, deutlich invasivere Verfahren – wie beispielsweise eine Sehnenplastik – soll durch das vorgestellte Therapieverfahren verzichtet werden können.

Zwar wurden schon zahlreiche Verfahren der IOM – Rekonstruktion mittels körpereigener oder synthetischer Transplantate in verschiedensten Studien [10, 37, 47, 56, 60, 66, 68, 69] publiziert, ein Langzeiterfolg und / oder eine etablierte Behandlungsstrategie der verletzten Membrana interossea sind noch nicht erkennbar.

Ziel der Studie ist es, die Stabilität einer Tight – Rope<sup>®</sup> Rekonstruktion des zentralen Bandes der IOM zum einen als Einzelbündel –, zum anderen als Doppelbündel – Fixation zu evaluieren und mit der Stabilität der unverletzten, nativen Membrana interossea zu vergleichen. Hierbei liegt ein Hauptaugenmerk auf der Frage, ob die Doppelbündel – der Einzelbündeltechnik überlegen ist.

Zum besseren Verständnis der hochkomplexen und selten diagnostizierten Essex – Lopresti Verletzung erfolgte die Darstellung der wichtigen anatomischen und biomechanischen Erkenntnisse bereits im Einleitungskapitel.

### **3.0 Material und Methoden**

#### **3.1 Präparation der humanen Unterarme**

Für die Studie kamen acht humane, frisch eingefrorene Unterarm Präparate zum Einsatz. Das Alter der Spender reichte von 80 bis 84 ( $\pm 1,8$ ) Jahre mit einem Durchschnittsalter von 82,5 Jahren. Es wurden jeweils vier rechte und vier linke Unterarmpräparate von wiederum vier männlichen und vier weiblichen Spenderleichen verwendet.

Alle Präparate zeigten nach makroskopischer Begutachtung und Untersuchung mit dem Fluoroskop eine physiologische Anatomie ohne jegliche Verletzung oder Manipulationen an Gelenken und IOM. Sie wurden bei  $-20^{\circ}\text{C}$  aufbewahrt und 24 Stunden vor Präparation und Messung aufgetaut.

Nach Exartikulation an Handgelenk und Ellenbogen erfolgte zunächst das sorgfältige Abpräparieren der Weichteile um Radius und Ulna durch einen dorsalen Zugang zur Ulna, wobei genauestens darauf geachtet wurde, das proximale und distale Radioulnargelenk und die Membrana interossea nicht zu verletzen.

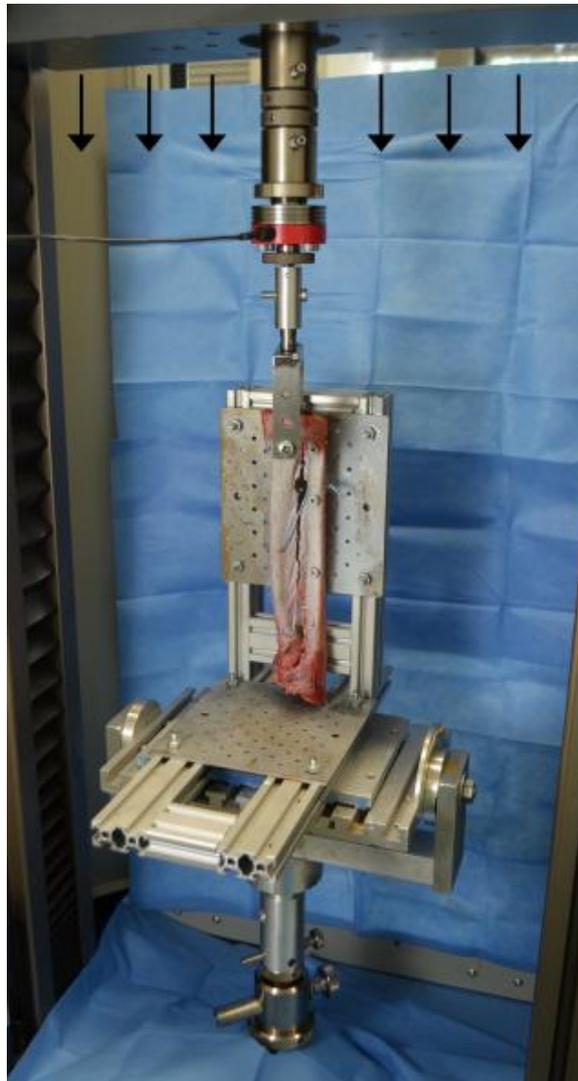
### 3.2 Biomechanische Testung

Zunächst erfolgte die Anbringung der Präparate in einer servohydraulischen Prüfmaschine der Firma Zwick/Roell (Modell Z010, Ulm, Deutschland).

Der Unterarm wurde sicher in der Vertikalen mittels drei bis vier Schrauben, abhängig von der Länge des Knochens starr an der Ulna in der Maschine fixiert, wobei sich das DRUG oben und das PRUG unten befindet. Der Radius stellt physiologischerweise hier den bewegten Knochen dar.

Während der Messungen wurden alle Unterarme konsequent mit NaCl befeuchtet.

Von oben kommend wurde eine axiale Last auf die Präparate ausgeübt, beginnend bei einem Minimum von – 10 N im Sinne einer Distraction bis hin zu maximal 130 N im Sinne einer Kompression mit einer Traversengeschwindigkeit von 1mm / s.

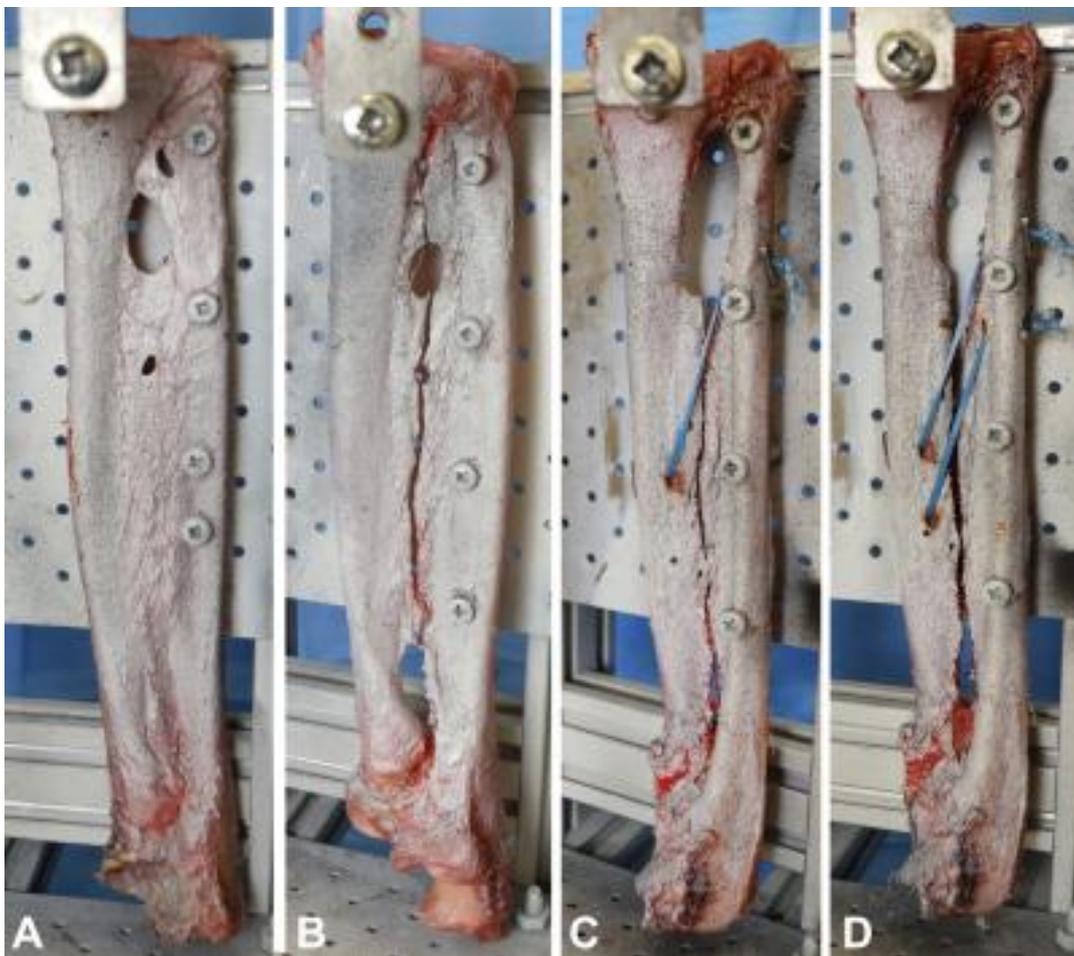


**Abb. 15** : Fixation des Präparats in der Testmaschine, Markierung der Krafteinwirkung durch schwarze Pfeile.

Eine 3 D Kamera der Firma LIMESS GmbH quantifizierte hierbei die proximale Migration des Radius.

Es wurde die Primärstabilität, je ein Zyklus in voller Pronation, voller Supination und Neutralrotation, sowie die Stabilität nach zyklischer Belastung in 1000 Zyklen von – 10 N bis 130 N pro Zyklus in Neutralrotation analysiert. Die Messungen erfolgten bei nativem Unterarmpräparat mit intakter IOM, nach herbeigeführter Durchtrennung der IOM und jeweils nach Einzelbündel – und Doppelbündelrekonstruktion mittels Tight Rope®.

Die Messung der Präparate mit durchtrennter IOM als Referenzwert erfolgte in Neutralrotation.



**Abb 16:** A: Intaktes Präparat mit nativer IOM,  
B: Präparat mit durchtrennter IOM,  
C: Einzelbündel – Rekonstruktion des zentralen Bandes,  
D: Doppelbündel – Rekonstruktion des zentralen Bandes

### **3.3 Experimentelle Essex – Lopresti Verletzung**

Nach biomechanischer Testung aller acht Präparate im nativen Zustand (Kapitel 3.2) wurden die tiefen und oberflächlichen Fasern des TFCC am Processus styloideus und der Incisura ulnaris gespalten. Ebenso wurden die IOM und das DRUG mittels Skalpell durchtrennt, um eine Essex – Lopresti Verletzung simulieren zu können. Eine kapituloradiale Kompression auf den Radiuskopf wurde nicht ausgeübt, daher wurde der Einfluss des Radiuskopfes nicht speziell untersucht.

Die Präparate wurden einer kontinuierlich steigenden Kraft von – 10 N bis 130 N bei einer Geschwindigkeit von 1 mm / s ausgesetzt, um einen signifikanten Anstieg der Proximalmigration des Radius zu verifizieren.

### **3.4 Rekonstruktion des zentralen Bandes in Einzelbündeltechnik**

Es erfolgte an allen acht Präparaten die Rekonstruktion des zentralen Bandes zunächst mit einem Einzelbündel – Tight Rope® Konstrukt.

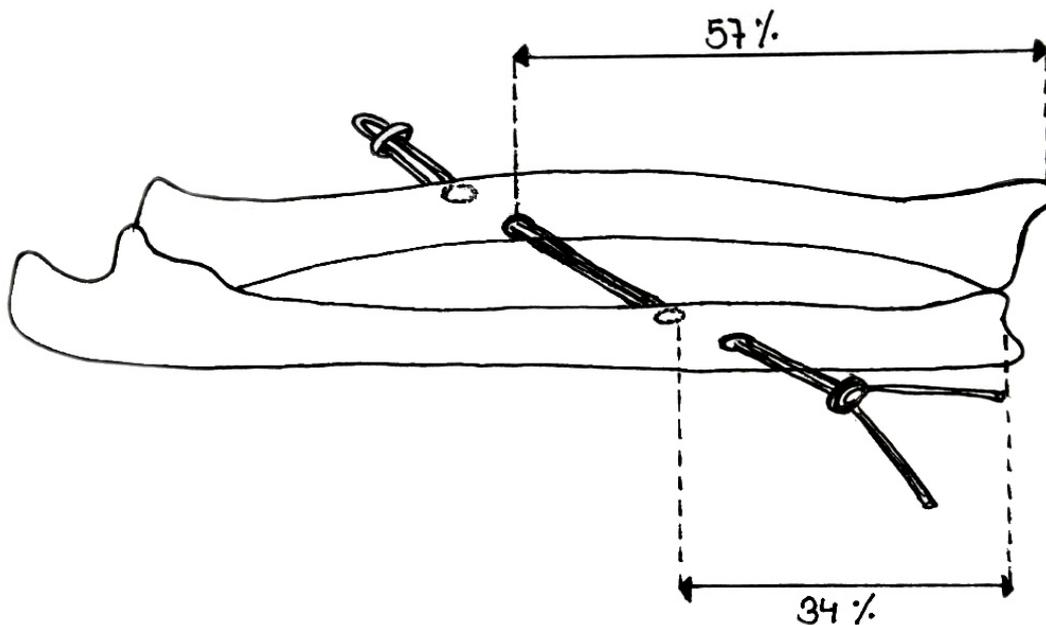
Das Tight Rope® System (Arthrex Inc, Naples, FL, USA) besteht aus zwei gegenläufigen Buttons und einer UHMWPE Fadenschleife (Fiber Wire®).

Beide Enden des Fiber Wire® sind in den Buttons gesichert, die auf Radius und Ulna aufsitzen. In unserer Studie fanden die Biceps Buttons® aus Titan der Firma Arthrex Verwendung. Sie dienen zur Fixation von Knochen an Knochen oder Weichgewebe an Knochen und sind gut geeignet als Fixationsstifte und Verteilerbrücken [4] oder wie in unserem Fall zur Verteilung von Fadenspannung als Simulation des zentralen Bandes der Membrana interossea.

Arthrex GmbH empfiehlt in Kombination mit der Nutzung des Biceps Button® den Fiber Wire® der Stärke 2 oder 5 (USP). Stärke 5 erschien uns zur Rekonstruktion des starken, ligamentähnlichen zentralen Bandes als sinnvollste Fadenstärke.

Es erfolgten zwei bikortikale Bohrungen durch Radius und Ulna von 2,8 mm Durchmesser. Die Bohrlöcher wurden auf 34 % der Ulnalänge nach proximal, ausgehend vom Processus styloideus ulnae und 57 % der Radiuslänge nach proximal, ausgehend von Proc. styloideus radii gesetzt. So ergab sich ein spitzer Winkel von 22 ° zwischen Fiber Wire® und Knochen.

Dies greift die anatomische Lage des zentralen Bandes auf; in der Literatur wird ein mittlerer Winkel von 19° – 21° zur Ulnalängsachse angegeben [50].



**Abb. 17** : Anbringung des Tight Rope® Konstrukts durch bikortikale Bohrungen auf 57 % der Radiuslänge nach proximal, und auf 34 % der Ulnalänge nach proximal, dann Durchziehen des Fadens.

Es bleibt dem Operateur überlassen, ob ein kanülierter Bohrer mit Führungsdraht oder, wie von uns verwendet, ein nichtkanülierter Bohrer zum Einsatz kommt. Aus dem Bohrkanal wurden Bohrmehl und kleinere knöcherne Fragmente entfernt. Ein Zielgerät für die Bohrungen wurde nicht verwendet, jedoch wurde regelmäßig während der Bohrungen mit dem Winkelmaß kontrolliert.

Das Durchziehen der Fiber Wire® Fäden durch die Bohrkanäle erfolgte mit einer geraden Nadel, nachdem der Biceps Button® aufgefädelt war.

Die Fadenenden wurden mit 20 N angezogen, bis der Biceps Button® bündig am Radius anlag und über dem entsprechenden Button an der fixierten Ulna sieben Mal verknotet.

Alle Fiber Wire® Fäden wurden vor Anbringung an das entsprechende Präparat je fünf Minuten mit 20 N vorgespannt.

In Supinationsstellung ist das zentrale Band nach Farr et al. am kürzesten [21]. Dem Rechnung tragend wurde der Fiber Wire® Faden in voller Supination eingebracht, um ein Nachlassen der Fadenspannung bei etwaiger Einbringung in Pronation zu verhindern.

Beim Tight Rope® entfällt der Zweiteingriff zur Metallentfernung.

Biomechanische Tests und Studien belegen für die Tight Rope® Technik generell eine sehr gute Zugfestigkeit und ein hervorragendes Patienten Outcome [3, 4, 5].

### 3.5 Rekonstruktion des zentralen Bandes in Doppelbündeltechnik

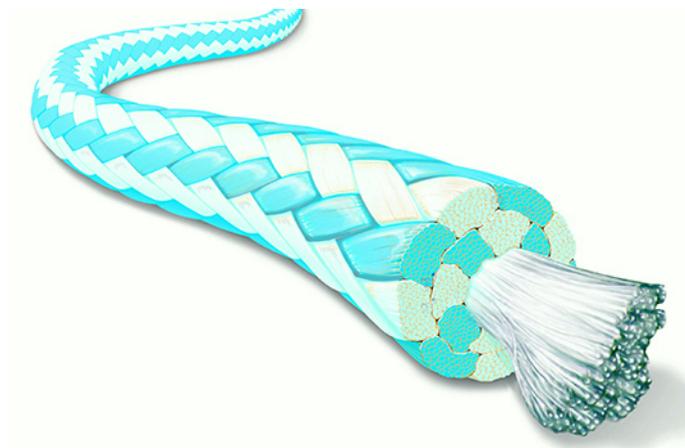
Schließlich wurde das zentrale Band mit einem doppelten Tight Rope® rekonstruiert. Der zuvor angebrachte Tight Rope® wurde ersetzt und ein zusätzlicher Tight Rope® wurde 1 cm proximal und parallel zum ersten Faden in gleicher Weise angebracht. Durch entsprechende Untersuchungen konnte eine Bohrlocherweiterung des zuerst angebrachten Konstrukts durch die bereits erfolgten Messungen ausgeschlossen werden.

Erneut wurden die einzelnen, sowie die zyklischen Kräfte wie beschrieben auf die Präparate mit den Doppelbündel – Konstrukten angewandt.

### 3.6 Arthrex Fiber Wire®

Der Fiber Wire® Faden wird seit 2002 medizinisch, vor allem in der unfallchirurgischen Orthopädie eingesetzt. Er setzt sich zusammen aus einem mehrsträngigen, langkettigen Kern aus ultrahochmolekulargewichtigem Polyethylen (UHMWPE) und einer geflochtenen Hülle aus Polyester und UHMWPE.

Bei annähernd gleichem Durchmesser sind diese Fäden stärker als Polyesterfäden und haben eine vergleichbare Bioverträglichkeit wie diese.



**Abb. 18:** mehrschichtiger Aufbau des Kompositfadens Fiber Wire® der Firma Arthrex mit UHMWPE – Kern und geflochtener UHMWPE – Polyester – Hülle (aus [5])

Besonders zeichnet den Fiber Wire® in der Handhabung die gute Knotbarkeit aus, wobei der erste Knoten nicht verrutscht und insgesamt flachere Knoten entstehen als bei der Polyesternaht. Ein Nahtbruch während des Knotens ist unwahrscheinlich. Ebenso besitzt der Fiber Wire® im Vergleich zum herkömmlichen Polyesterfaden eine fünfmal höhere Abriebfestigkeit und wurde in seiner Produktfamilie bislang bis zur

Stärke 5 (Farbe blau) weiterentwickelt, die für die vorliegende Arbeit zum Einsatz kam [3, 5].

### **3.7 Belastungszyklen**

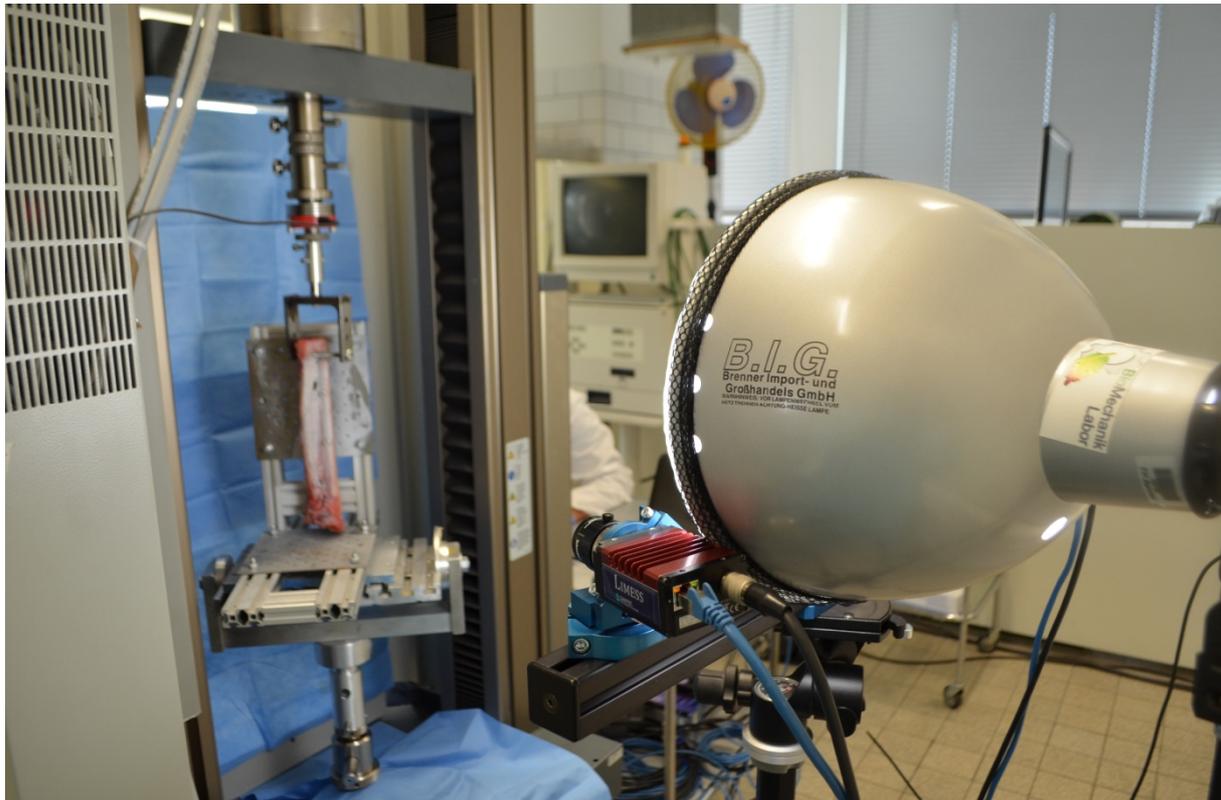
Die humanen Unterarmpräparate wurden während der biomechanischen Testung in den physiologischen Rotationspositionen Pronation und Supination jeweils Einzelkräften von – 10 N bis 130 N ausgesetzt, um ihre Primärstabilität ermitteln zu können. Hierbei wurden der intakte Unterarm, sowie Einzelbündel und Doppelbündelrekonstruktionstechnik als Gruppen analysiert. In Neutralrotation wurde lediglich die experimentell herbeigeführte Essex – Lopresti Verletzung im Sinne einer Membran – und DRUG – Ruptur als Referenzwert gemessen.

Für die gleichen Versuchsgruppen fand desweiteren jeweils eine zyklische Messreihe mit einer sich 1000 – fach wiederholenden axialen Belastung von  $\leq 130$  N statt. Die zyklischen Versuche eignen sich gut, um Belastungen zu imitieren, die während der postoperativen Rehabilitationsphase eines potenziellen Patienten auf das Faden – Knochen – Konstrukt einwirken.

### **3.8 Analyse mittels 3 D Kamerasystem**

Während im Versuchsaufbau in der servohydraulischen Prüfmaschine definierte Kräfte von –10 N bis 130 N auf den jeweiligen eingespannten Unterarm ausgeübt wurden, quantifizierte eine 3 D Kamera die proximale Migration des Radius nach einzelner und zyklischer Belastung.

Bei Verwendung eines 2 D Kamerasystem wäre es problematisch, dass nicht immer ein gleicher Abstand zum Objekt gewährleistet werden kann und leichte Verwindungen der Knochen bei Auftreffen der Kraft ein ungenaues Ergebnis liefern würden. Für die vorliegende Arbeit wurde ein portables 3 D Kamerasystem der Firma LIMESS® Messtechnik und Software GmbH von der Fachhochschule Aachen (Fachbereich biomedizinische Technik und Technomathematik) freundlicherweise zur Verfügung gestellt.



**Abb. 19** : Versuchsaufbau in der Übersicht mit servohydraulischer Prüfmaschine inklusive fixiertem Unterarmpräparat und 3 D Kamerasystem

Dieses 1980 entwickelte System funktioniert nach dem Prinzip der digitalen Bild-Korrelation, Digital Image Correlation, kurz DIC. DIC stellt eine kamerabasierte, kontaktlose Messmethode dar, mit Hilfe derer während des Experiments Bewegungen von Oberflächenstrukturen effektiv verfolgt werden können. Analysiert wird hierbei die Verschiebung von Oberflächenmustern innerhalb diskretisierter Fenster. In jedem dieser Fenster korrespondiert die maximale Korrelation mit der Verschiebung [82]. Die dreidimensionale Messung war mit dem Einsatz von zwei monochromen, digitalen Kameras möglich, die in einem exakten Winkel zueinander auf den fixierten Unterarm gerichtet wurden und somit Bewegungen in verschiedene Richtungen registrieren und analysieren konnten.

Die Kameras beobachten auf der Objektoberfläche Punktemuster in Grauwerten und verfolgen identische Punkte. Sogenannte Facetten, Teilmengen dieser Punkte werden zwischen 20 x 20 – oder 30 x 30 – Pixel groß ausgewählt.

Eine initiale Kalibrierung speichert die Position der Kameras zueinander, sodass die 3 D Koordinate jedes Bildpunktes berechnet werden kann. Die Korrelationsfunktion und gleichzeitig die Stereo – Korrelation zwischen linkem und rechtem Kamerabild

misst Geometrie und Lage des Objektes, während die zeitliche Korrelation dreidimensionale Verschiebungen und Verformungen bestimmt.

Die proximale Migration des Radius wurde durch DIC mittels der Software Istra 4 D analysiert. Um den Kameras die Untersuchung der Unterarme zu ermöglichen, wurden die Präparate zunächst mit weißer Farbe versehen, bevor kleine Sprengler schwarzer Farbe hinzugegeben wurden. So kann die Migration des Radius in Relation zur Ulna präzise anhand der Änderung der Distanz der korrespondierenden Bildpunkte evaluiert werden [44, 48].

Ein gesamter Bewegungszyklus kann messtechnisch erfasst werden, womit auch neue Informationen über die Biomechanik des proximalen und distalen Radioulnargelenks gewonnen werden können.

### **3.9 Statistische Auswertung**

Die minimale, die maximale und die Standardabweichung der proximalen Radiusmigration wurde in Millimetern kalkuliert. Die Normalverteilung der Daten wurde mit Hilfe des Levene Tests gesichert.

Eine Analyse mittels Scheffé Test wurde außerdem unternommen, um signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen, die Einzelkraft oder zyklischer Kraft ausgesetzt waren, festzustellen.

Die Signifikanz liegt bei 0.05.

Die eingefügten Diagramme wurden von mir mithilfe des Programms *GraphPad Prism 5<sup>®</sup>* erstellt.

## **4.0 Ergebnisse**

### **4.1 Einzelkraft**

#### Neutralrotation

In Neutralrotation beträgt die Proximalmigration des Radius bei fixierter Ulna für das intakte Unterarmpräparat im Mittelwert 0,93 mm mit einer Standardabweichung von 0,20 mm. Die minimale Proximalmigration beläuft sich auf 0,66 mm, die maximale auf 1,15 mm.

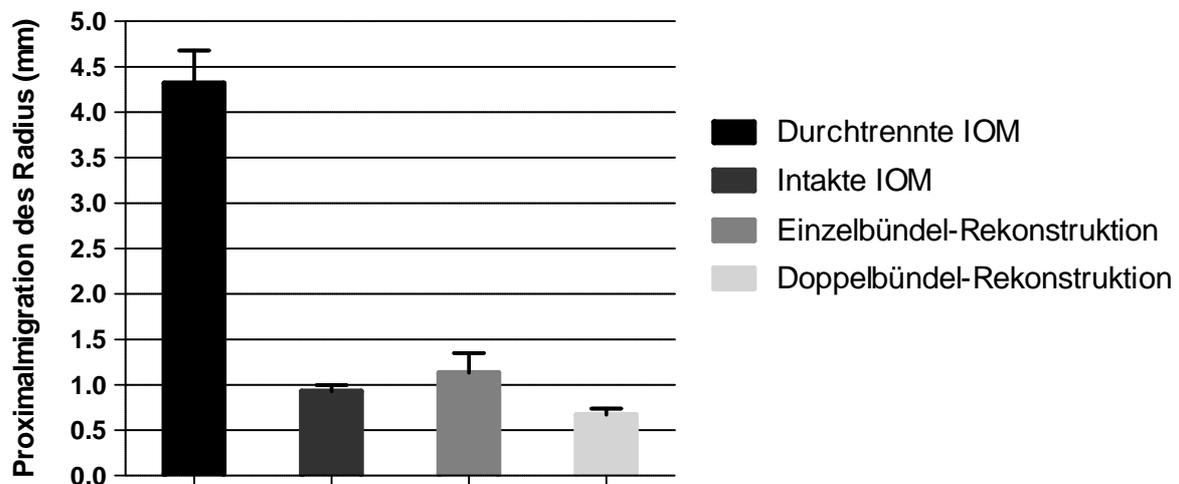
Nach Durchtrennung der interossären Membran vergrößert sich der Mittelwert naturgemäß auf 4,32 mm und ebenso die Standardabweichung auf 1,01 mm. Der Radius wandert minimal 2,05 mm und maximal 5,20 mm nach proximal.

Im Falle der in Neutralrotation gemessenen Einzelbündel – Rekonstruktionstechnik ergibt sich ein Mittelwert der radialen Proximalmigration von 1,13 mm mit einer Standardabweichung von 0,61 mm. Der Proximalverschub des Radius beträgt minimal 0,62 mm, maximal 2,45 mm.

Nach Doppelbündel – Rekonstruktion zeigt sich ein Mittelwert von 0,67 mm für die Proximalmigration des Radius und eine Standardabweichung von 0,19 mm. In dieser Rekonstruktionstechnik bewegt sich der Radius bei fixierter Ulna minimal 0,42 mm und maximal 0.88 mm nach proximal.

Infolge der Durchtrennung der Membrana interossea antebrachii und des TFCC stieg die longitudinale Instabilität des Unterarmes signifikant an ( $p < 0,001$ ).

Die Doppelbündeltechnik sticht unter den Rekonstruktionsmöglichkeiten heraus und ist sogar signifikant stabiler als die native Membran des intakten Präparats ( $p = 0,02$ ). In Neutralstellung differieren jedoch weder das intakte Präparat, die Einzelbündeltechnik ( $p = 0,39$ ), noch die entsprechenden Rekonstruktionstechniken ( $p = 0,06$ ) signifikant voneinander.



**Abb. 20:** Proximalmigration des Radius in Neutralrotation mit einer verhältnismäßig großen Standardabweichung bei der Einzelbündelrekonstruktion und einer im Vergleich zur intakten Membran kleineren Migration des Radius bei der Doppelbündeltechnik. Nur in Neutralrotation wurde auch die durchtrennte Membrana interossea antebrachii im Sinne einer experimentell herbeigeführten Essex – Lopresti Läsion als Referenzwert gemessen.

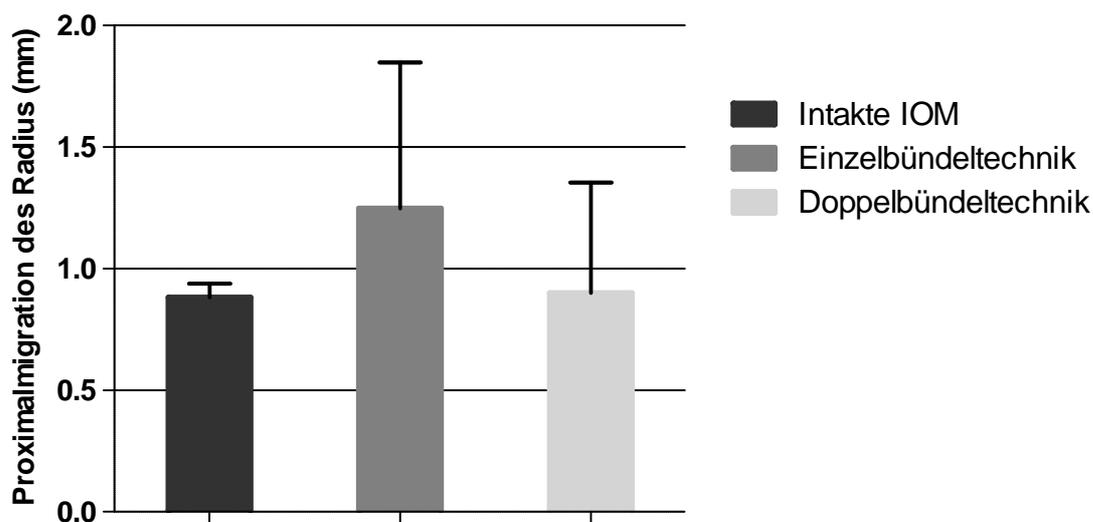
## Supination

In Supinationsstellung ergibt sich bei intaktem Unterarm Präparat mit kontinuierlicher IOM eine mittelwertige Proximalmigration des Radius von 0,88 mm mit einer Standardabweichung von 0,16 mm. Es findet eine minimale radiale Wanderung nach proximal von 0,65 mm und eine maximale von 1,12 mm statt.

Nach Einzelbündel – Rekonstruktion vergrößert sich der Mittelwert des radialen Verschubs auf 1,25 mm, die Standardabweichung beträgt 0,60 mm. Minimal wandert der Radius um 0,75 mm nach proximal, maximal liegt der Wert bei 2,43 mm.

Im Falle der Doppelbündelrekonstruktion mittels Tight Ropes® liegt eine mittelwertige, deutlich kleinere Proximalmigration des Radius um 0,90 mm vor, wobei es eine Standardabweichung von 0,45 mm gibt. Der Vorschub Richtung Ellenbogen beträgt minimal 0,46 mm und maximal 1,90 mm.

Keine der Studiengruppen unterscheiden sich signifikant voneinander ( $0,13 \leq p \leq 0,92$ ).



**Abb. 21:** Proximalmigration des Radius in Supination; die Wanderung des Radius nach proximal gleicht bei der Doppelbündel – Rekonstruktion des zentralen Bandes annähernd der nativen Membran, die Einzelbündeltechnik zeigt erneut eine größere Standardabweichung.

## Pronation

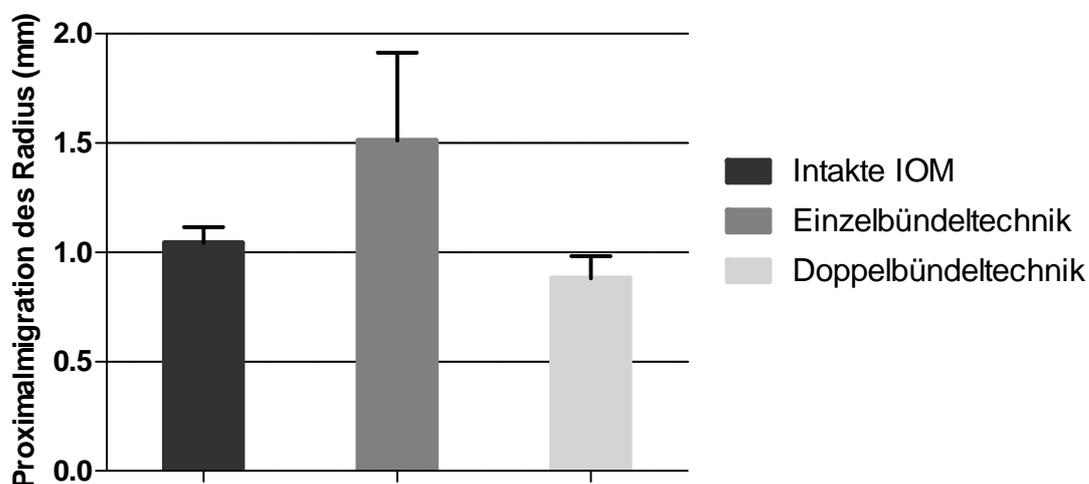
In Pronationsstellung liegt der Mittelwert der proximalen Migration des Radius bei fixierter Ulna bei 1,04 mm mit einer Standardabweichung von 0,21 mm. Die minimale Strecke des proximalen Verschubs beträgt 0,64 mm, die maximale 1,24 mm.

Nach erfolgter Einzelbündelrekonstruktion ergibt sich ein Mittelwert der radialen Proximalwanderung von 1,51 mm mit einer Standardabweichung von 1,14 mm. Die minimale Strecke beträgt 0,77, maximal verschiebt sich der Radius um 3,93 mm nach proximal.

Der Mittelwert nach Messung der Präparate mit Doppelbündel Tight Ropes® verkleinert sich auf 0,88 mm und gibt eine Standardabweichung von 0,28 mm. Der Radius verschiebt sich bei dieser Rekonstruktionstechnik um 0,54 mm minimal und 1,29 mm maximal.

Erneut können keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Testgruppen festgestellt werden ( $0,16 \leq p \leq 0,63$ ).

Die Rotation des Unterarmes hat folglich keinen Einfluss auf dessen longitudinale Stabilität, weder beim nativen Präparat ( $0,11 \leq p \leq 0,62$ ) noch in der Einzelbündel – ( $0,43 \leq p \leq 0,71$ ) oder der Doppelbündeltechnik ( $0,11 \leq p \leq 0,92$ ).



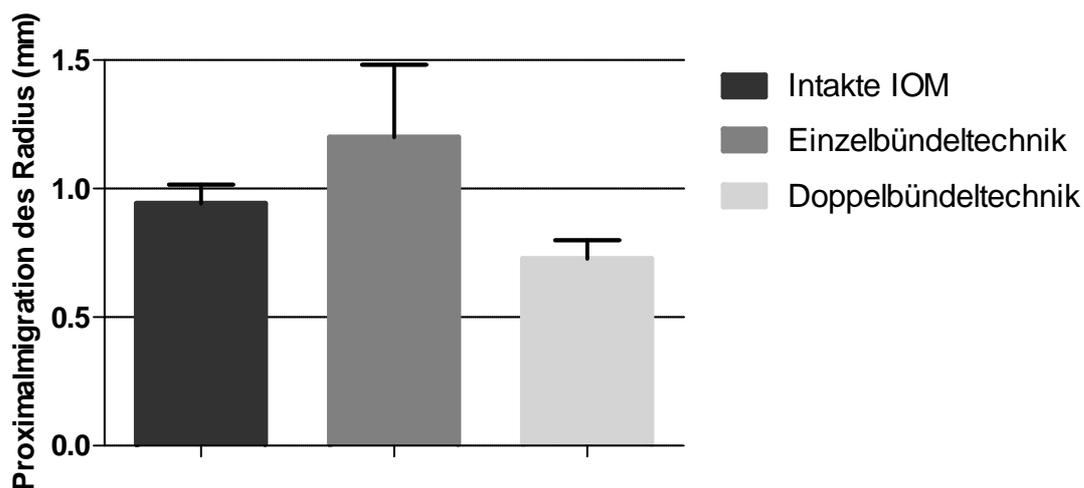
**Abb. 22:** Proximalmigration des Radius in Pronation; ähnlich wie in Neutralrotation sticht die Doppelbündeltechnik mit einem geringeren Vorschub des Radius nach proximal und somit einer vermeintlich besser resultierenden Longitudinalstabilität hervor. Die Standardabweichung der Einzelbündel – Rekonstruktionstechnik ist erneut größer als bei der intakten Membran sowie der Doppelbündeltechnik.

## 4.2 Zyklische Kraft

Im Falle der Kraftbelastung der Präparate über 1000 Zyklen betrug die proximale Migration des Radius beim intakten Unterarmpräparat mit nativer IOM mittelwertig 0,94 mm mit einer Standardabweichung von 0,21 mm. Der Radius verschiebt sich im Minimum um eine Strecke von 0,54 mm, im Maximum um 1,17 mm.

Nach Anbringung des Tight Ropes® im Sinne der Einzelbündelrekonstruktion ergibt sich ein Mittelwert von 1,20 mm für die radiale Proximalverschiebung mit einer Standardabweichung von 0,80 mm. Die minimale Strecke des Verschubs beträgt in dieser Rekonstruktionstechnik 0,57mm, die maximale Strecke 3,01 mm.

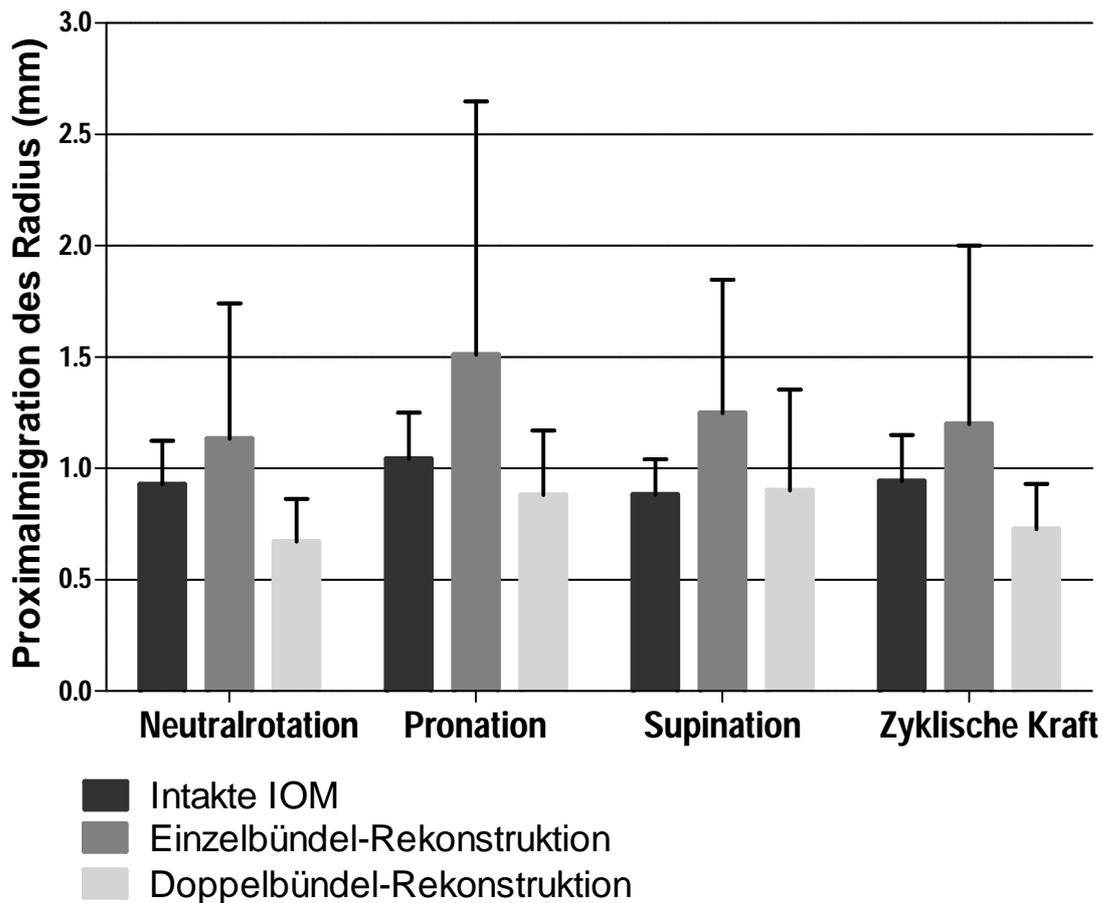
Nach zyklischer Messung der Unterarme mit Doppelbündel – Tight Ropes® erhält man einen Mittelwert der Proximalmigration von 0,73 mm, eine Standardabweichung von 0,20 mm. Der Radius bewegt sich in diesem Fall minimal 0,50 mm, maximal 1 mm nach proximal.



**Abb. 23:** Proximalmigration des Radius unter zyklischer Belastung; die geringste Vorschubbewegung bei der Doppelbündel – Rekonstruktionstechnik weist erneut auf eine bessere Longitudinalstabilität des Unterarmes im Vergleich zur nativen Membran hin, jedoch ohne einen statistisch signifikanten Vorteil zu liefern.

Es gibt auch während der zyklischen Belastungsphase keine signifikanten Abweichungen zwischen den Studiengruppen ( $0,09 \leq p \leq 0,41$ ).

Die longitudinale Unterarmstabilität ist im Vergleich zur Einzelkraftbelastung, wie in Kapitel 4.1. ausgeführt, im Rahmen der 1000 Belastungszyklen nicht signifikant angestiegen (natives Präparat :  $p = 0,89$ , Einzelbündeltechnik:  $p = 0,86$ , Doppelbündeltechnik:  $p = 0,58$ ).



**Abb. 24** : Proximaler Radiusvorschub im Vergleich der gemessenen Unterarmrotationen; die Doppelbündeltechnik scheint in Neutralrotation die beste Longitudinalstabilität des Unterarmes bieten zu können.

## 5.0 Diskussion

Die vorliegende biomechanische Studie vergleicht die longitudinale Unterarmstabilität des intakten Unterarmes mit intakter IOM mit einer Einzel –, sowie Doppelbündel – TightRope® Rekonstruktion des zentralen Bandes bei rupturierter Membrana interossea antebrachii. Die Versuche wurden in Neutralstellung, Pronation und Supination des Unterarmes durchgeführt, wobei der proximale Radiusvorschub mittels DIC durch ein 3 D Kamerasystem quantifiziert und analysiert wurde.

Das TightRope® System als synthetisches Transplantat sollte hierbei als Vektor der Kraftübertragung zwischen distalem Radius und proximaler Ulna dienen, um die Proximalmigration des Radius zu minimieren bzw. zu vermeiden.

Aus der vorliegenden biomechanischen Studie wurden folgende Hypothesen abgeleitet:

1. Der intakte Unterarm weist eine höhere Longitudinalstabilität auf als die rekonstruierten Präparate.
2. Die Doppelbündel Rekonstruktion zeigt gegenüber der Einzelbündeltechnik Vorteile bezüglich der longitudinalen Stabilität des Unterarmes.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Rekonstruktion des zentralen Bandes mit einem Tigt Rope® Transplantat die longitudinale Unterarmstabilität erfolgreich wieder herstellt.

Es bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen Einzel – und Doppelbündeltechnik, jedoch zeigen sich bei der Einzelbündeltechnik höhere individuelle Standardabweichungen der Messwerte. Sie scheint außerdem weniger effektiv die Biomechanik der nativen Membran rekonstruieren zu können als die Doppelbündeltechnik.

#### Die Essex – Lopresti Verletzung

Der Unfallmechanismus der Essex – Lopresti Verletzung geht ähnlich einher wie bei der isolierten Radiuskopffraktur [17]. Verursachend ist eine starke axiale Krafteinwirkung auf den Unterarm, die eine Radiuskopffraktur mit Ruptur des distalen Radioulnargelenks sowie der Membrana interossea antebrachii bewirkt. Stürze aus großer Höhe auf den ausgestreckten Arm, longitudinale Krafteinwirkung beispielsweise durch ein herabfallendes Gewicht, Einklemmung oder anderweitige Unfälle können dieses Verletzungsmuster hervorrufen [9, 17, 18, 26, 40, 79].

#### Therapieoptionen

Nicht selten wird häufig initial die falsche Diagnose gestellt oder aber das gesamte Ausmaß der Diagnose mit Beteiligung der interossären Membran und des distalen Radioulnargelenks übersehen [12, 17, 31, 79, 83]. Bei eindeutig festgestellter Essex – Lopresti Verletzung haben sich die interne Fixation des Radiuskopfes, die Arthrodesse nach Sauvé – Kapandji mit Segmentresektion der Ulna oder aber der prothetische Ersatz des Radiuskopfes als wichtige Therapiebestandteile zur Vermeidung starker longitudinaler Instabilität des Unterarmes in der Vergangenheit als erfolgreich erwiesen [41, 61, 79, 81].

Die Arthrodesse des DRUG nach Sauvé – Kapandji beispielsweise erzielt distal stabile Verhältnisse. Allerdings kommt es häufig aufgrund der nicht adressierten rupturierten Membrana interossea antebrachii und der zuvor durchgeführten Osteotomie zur Ulnaverkürzung und zu einer proximalen Migration des Radius mit konsekutivem schmerzhaftem Reiben zwischen Capitulum humeri und Radiuskopf. Außerdem können degenerative Veränderungen im Ellenbogengelenk mit chronischen Schmerzzuständen, sowie eine ausgeprägte Unterarminstabilität unerwünschte Folgen sein [24, 50, 73, 80, 83].

### Klinischer Fall einer Essex – Lopresti Verletzung

In der vorliegenden Arbeit soll Bezug genommen werden auf ein klinisches Fallbeispiel einer Essex – Lopresti Verletzung:

#### Anamnese:

Es handelt sich um einen zum Zeitpunkt des Unfalls 67 jährigen männlichen Patienten, welcher im Rahmen einer berufsgenossenschaftlich versicherten Tätigkeit aus zwei Metern Höhe von einer Leiter auf die linke Körperseite gestürzt war.

#### Diagnosen:

- II. °ig offene Monteggia – Fraktur links
- Rockwood III Verletzung des linken Schulterreckgelenks
- Rippenserienfraktur links, Hämatothorax, Lungenkontusion
- Querfortsatzfrakturen links L1 – L4

## Radiologischer Erstbefund:



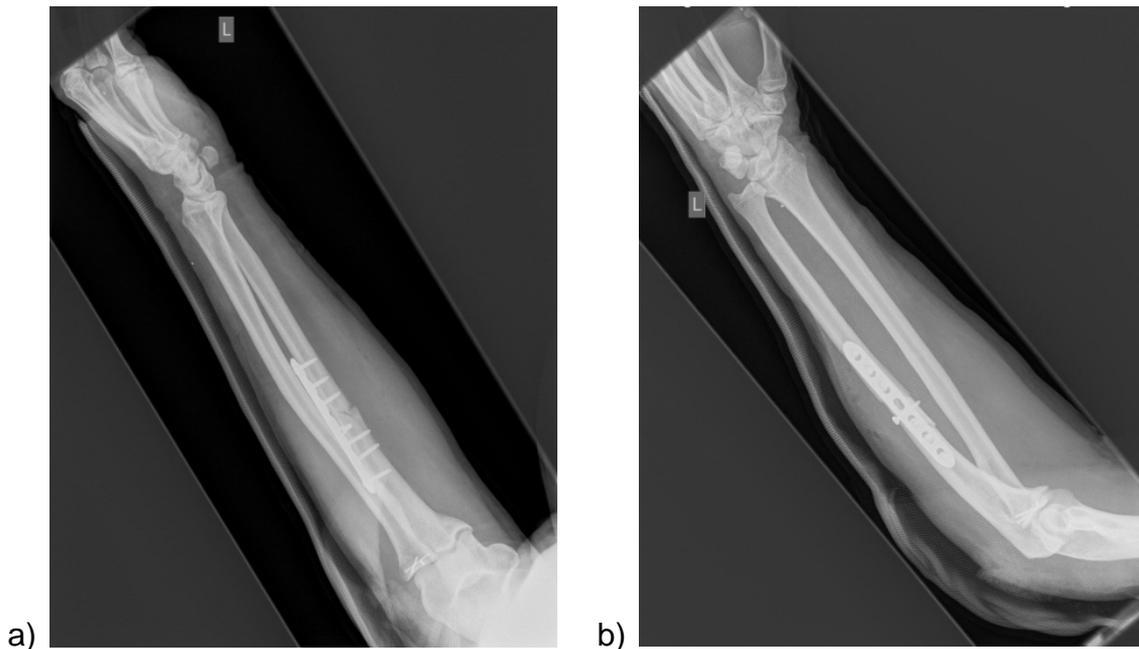
**Abb. 25:** Röntgenaufnahme von a) a. p. und b) seitlich, dislozierte Ulnafraktur mit Radiuskopfluxationsfraktur (Krankenhaus Mechernich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr)

### Primäre operative Therapie:

Die Verletzung des linken Unterarmes wurde als reine Monteggia Fraktur mit Trümmerfraktur des Radiuskopfes gewertet und primär mittels offener Reposition, LC-Plattenosteosynthese der Ulnaschaftfraktur und Schraubenosteosynthese des Radiuskopfes adressiert.

Die rupturierte Membrana interossea wurde nicht versorgt.

Postoperatives Röntgen:



**Abb. 26:** LC Plattenosteosynthese der Ulnaschaftfraktur und Schraubenosteosynthese des Radiuskopfes in zwei Ebenen (Krankenhaus Mechernich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr)



Es zeigt sich sechs Wochen postoperativ ein distaler Ulnavorschub und eine Proximalisierung des Radius.

Diese Befunde lassen nachträglich die Primärdiagnose einer Essex – Lopresti Verletzung zu und zeigen eindeutig die schwierig kontrollierbare radioulnare Longitudinalstabilität bei ursprünglich nicht adressierter Membrana interossea –

**Abb. 27:** röntgenologisch klar diagnostizierbare Ulnaprominenz mit proximaler Radiusmigration (Krankenhaus Mechernich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr)



**Abb. 28:** Postoperatives Röntgenbild nach Implantation Radiuskopfprothese (Krankenhaus Mechernich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr)

Nunmehr als Essex – Lopresti Läsion klassifiziert, erfolgt eine Revision der Ulnaplatte, die Implantation einer temporären Radiuskopfprothese sowie die temporäre Arthrodesese des DRUG mittels Kirschner Drähten.

Die Radiuskopfprothese dient in diesem Fall zum Erhalt der Radiusgesamtlänge, eine Rekonstruktion der Membran wird zu diesem Zeitpunkt noch nicht durchgeführt.



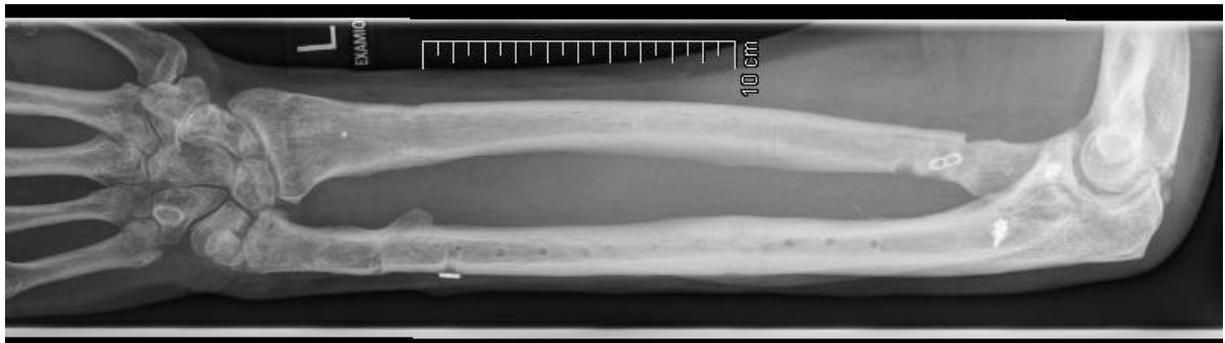
**Abb. 29:** Das postoperative Röntgenbild zeigt die reguläre anatomische Stellung des DRUG und der Radiuskopfprothese bei erhaltener Gesamtlänge des Radius (Krankenhaus Mechernich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr)

Vier Monate post Trauma erfolgt die Revision der Radiuskopfprothese wegen eingetretener Subluxationsstellung im proximalen Radioulnargelenk. Jetzt wird die Rekonstruktion der Membrana interossea antebrachii mittels autologer Semitendinosussehne sowie die erneute Arthrodesese des distalen Radioulnargelenks mittels Schrauben vorgenommen.



Zwölf Monate post Trauma rezidiert die longitudinale Instabilität. Die Radiuskopfprothese wird entfernt und eine Verkürzungsosteotomie der distalen Ulna durchgeführt.

**Abb. 30:** Rezidiv mit erneuter proximaler Radiusmigration trotz Plattenosteosynthese und Radiuskopfprothese (Krankenhaus Mechernich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr)



**Abb. 31:** Radiologisches Ausheilungsergebnis sieben Jahre nach Trauma (Krankenhaus Mechernich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr)



**Abb. 32:** Patient sieben Jahre nach Essex – Lopresti Verletzung, klinisch weitestgehend ohne Befund, keine nennenswerten Einschränkungen im alltäglichen Gebrauch der funktionellen Einheit aus Unterarm und Hand (Krankenhaus Mechnich, Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Direktor Professor Dr. med. J. Andermahr).

Der klinische Fall dokumentiert die enorme Wichtigkeit der initial korrekten Primärdiagnose einer Essex – Lopresti Verletzung und die damit verknüpfte zeitnahe Befundung einer IOM – Ruptur, um die Gefahr eines *floating forearm* zu minimieren und die adäquate operative Therapie einzuleiten.

Bei zufriedenstellenden Ergebnissen ohne chirurgische Therapie der sekundären Stabilisatoren, wie der IOM, ist von einer Teilfunktion der Membran im Sinne einer Restfunktion oder aber einer teilweisen Restitutio ad integrum auszugehen [12, 17, 53].

Bezugnehmend auf den klinischen Fall wäre demnach möglicherweise bei rascher Stabilisierung der IOM im Rahmen der Primäroperation, beispielsweise durch eine temporäre DRUG – Arthrodesse die Heilungskapazität der IOM höher gewesen.

Normalerweise fungiert der Radiuskopf als primärer Stabilisator des Unterarmes, der TFCC und das zentrale Band untergeordnet als sekundäre Stabilisatoren. Ist nun der Radiuskopf resiziert oder gegebenenfalls endoprothetisch ersetzt, so trägt die intakte interossäre Membran grundsätzlich maßgeblich zum Erhalt der longitudinalen Unterarmstabilität bei [22].

#### Die Membrana interossea und ihr stärkster, zentraler Faserzug

Das zentrale Band der IOM ist eine starke, bandartige Struktur, die am Radius entspringt und sich distal Richtung Ulna in einem Winkel von ca. 21 ° (Intervall von 11 ° – 38 °) zur Ulnaachse orientiert. Die Fasern verlaufen fächerförmig Richtung Ulna. So resultiert eine Ursprungsbreite von ca. 3,4 cm am Radius und eine

Ansatzbreite von ca. 4,2 cm an der Ulna [68]. Diese Divergenz kann in unserer Studie mit den Fiber Wire® Fäden nicht berücksichtigt werden. Die Anbringung der Tight Ropes® erfolgte in paralleler Anordnung.

Fehlt nun der Radiuskopf, wird vor allem das zentrale Band mit der umgebenden IOM automatisch zur wichtigsten Komponente der longitudinalen Stabilität [59]. Daraus resultierte in unserer Studie die Anbringung der Tight Ropes® an genauer physiologischer Position des zentralen Bandes, um eine möglichst hohe Primärstabilität zu erzielen. So soll das Tight Rope® Konstrukt exakt wie das zentrale Band der interossären Membran die Proximalmigration des Radius vermindern, indem es die ankommende Kraft in Form eines Vektors vom Radius auf die Ulna transferiert.

Es ist anzunehmen, dass die Rekonstruktion des Radiuskopfes allein nur 75 % der Unterarmstabilität wieder herstellt [37]. Dies mag erklären, warum Heijink et al. eine hohe Misserfolgsquote in ihrer Studie beobachten konnten. Hierbei gelangte die Arthroplastik des Radiuskopfes in Monopolstellung, weicheitlige Rekonstruktionsmöglichkeiten wurden nicht adressiert. Fünf von acht Patienten zeigten in einer Spanne von drei Jahren ein schlechtes klinisches Outcome [28].

#### Vergleichbare biomechanische in vitro Studien

Daher wurde in verschiedensten biomechanischen Studien versucht, die longitudinale Stabilität des Unterarmes durch Rekonstruktion oder vollständigen Ersatz der IOM durch autologe oder allogene Transplantate zu optimieren oder vollständig zu rekonstruieren:

Skahan et al. stellten heraus, dass die Rekonstruktion mittels Musculus flexor carpi radialis – Sehne zwar den proximalen Radiusvorschub reduziert, nicht aber die Stabilität des Ausgangszustandes mit intakter IOM wiederherstellen kann [68].

Desweiteren zeigten Tejwani et al. einen Vergleich zwischen drei Transplantaten auf. Auch in diesem Fall konnten weder die Musculus palmaris longus – Sehne, die Musculus flexor carpi radialis – Sehne, noch die Patellarsehne ( in bone – to – bone Technik) die Stabilität der nativen Membran erreichen [75].

Tomaino et al. berichteten in ihrer Studie von einer etwa halb so großen Kraftübertragung durch ein Achillessehnen – Allograft wie bei der intakten IOM [78].

### Vergleichbare Studien mit klinischer Relevanz

Ebenso gibt es einige nennenswerte klinische Studien zur Rekonstruktion der interossären Membran:

1994 versuchten Hotchkiss et al. mittels Musculus palmaris longus – Sehne die IOM zu rekonstruieren, doch trotz achtwöchiger radioulnarer Arthrodesse mittels Pinfixation kam es auch in diesem Fall zu einem wiederkehrenden proximalen Radiusvorschub [30].

Failla et al. beschrieben einen Fall, bei dem nach erfolgter Rekonstruktion des Radiuskopfes sowie des DRUG ein unvollständiger Verschluss der rupturierten Enden der IOM bestand. Diese wurden mit Nähten fixiert und nach fünf schmerzfreien Monaten lag die Pro – / Supination bei 35°– 0°–45° und die Kraft in der betroffenen Hand konnte zu 65 % im Vergleich zur gesunden Seite wieder hergestellt werden [20].

Ruch berichtete von einem Essex – Lopresti – Fall mit resizierem Radiuskopf, bei dem sowohl eine TFCC – ,sowie eine IOM – Ruptur diagnostiziert wurden. Neben prothetischem Ersatz des primären Stabilisators wurden der TFCC rekonstruiert und das rupturierte zentrale Band der IOM durch ein Patellarsehnen – Transplantat in bone – tendon – bone – Technik substituiert. Bei einer Nachuntersuchung nach zwei Jahren ergab sich ein Extensionsdefizit von 5 ° im Ellenbogen, sowie 20 ° Supinationsdefizit [60].

Poitevin et al. stellten einen ähnlichen Fall wie Failla et al. vor, bei dem der Radiuskopf exzidiert wurde und eine Dissoziation von 4 mm zwischen den Enden der rupturierten IOM bestand. Neben der Reposition des Radiuskopfes erfolgte hier eine Rekonstruktion der IOM durch Nähte und zusätzlichen, verstärkenden Transfer der Musculus extensor indicis proprius – Sehne. Die Stabilität ist nach zwei Monaten vielversprechend, es gibt aber keine Langzeitergebnisse [58].

### Vergleichbare Faden – Button – Konstrukte

In den letzten Jahren wurden vermehrt minimal invasivere Verfahren vorgestellt [16, 37], die, wie auch die vorgestellte biomechanische Studie, fast ausschließlich von Faden – Button – Techniken zur Rekonstruktion des zentralen Bandes der IOM berichten. Wir konzentrierten uns auf die Entwicklung eines primären Verfahrens, mit dem die IOM augmentiert wird und ausheilt oder vernarbt, nicht auf deutlich invasivere Verfahren mit autologen oder allogenen Sehnenplastiken.

Drake et al. berichteten von der Wiederherstellung der longitudinalen Unterarmstabilität zu normalen Werten mittels Mini Tight Rope® [16], während Kam et al. signifikante Unterschiede zwischen der intakten Membran und der Rekonstruktionstechnik feststellten [37].

Jedoch wird in beiden Studien der wichtige Einfluss der Unterarmrotation vernachlässigt.

Unsere Studie zeigt, dass die angewandte Tight Rope® Rekonstruktion biomechanisch in der Lage ist, die longitudinale Unterarmstabilität über das gesamte Spektrum der Unterarmrotationen wiederherzustellen.

Die Membrana interossea antebrachii stellt eine hochkomplexe anatomische Struktur dar. Sie wird von Hotchkiss et al. als der wichtigste Widersacher des radialen Proximalverschubs angesehen [31].

Insgesamt wächst die Faserdehnbeanspruchung der IOM in Supination und wird in Pronation abgeschwächt [21, 23, 46]. Die Dehnungsverteilung variiert mit jeder Membran individuell. So berichteten Gabriel et al., dass eine Doppelbündelrekonstruktion geeigneter erscheint, um die Biomechanik der IOM, spezieller noch der zentralen Bandes wiederherzustellen [23]. Dies deckt sich mit unseren Erkenntnissen.

Farr et al. waren in der Lage herauszustellen, dass die Rekonstruktion des zentralen Bandes mittels Transplantat gar nicht unbedingt genau an gleicher Position stattfinden muss, sondern ebenso distal oder proximal der ursprünglichen Struktur platziert werden kann, solange nur eine Parallelität vorliegt [21].

So vergleicht die vorliegende Studie den Einfluss einer Einzelbündel – sowie einer Doppelbündeltechnik im Hinblick auf die Wiederherstellung der ursprünglichen longitudinalen Unterarmstabilität. Wir konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Rekonstruktionstechniken feststellen. Jedoch zeigten sich hohe Standardabweichungen bei Messung der Einzelbündeltechnik in allen Rotationsmöglichkeiten im Vergleich zur Doppelbündeltechnik und zur nativen Membran. Dies mag darauf hindeuten, wie in der Hypothese behauptet, dass die Einzelbündeltechnik weniger in der Lage ist, die Longitudinalstabilität des Unterarmes über das gesamte Spektrum der Bewegungen wiederherzustellen.

#### Kritische Betrachtung der vorgestellten Studie

Unsere Studie weist neben den hoffnungsvollen Ergebnissen bzgl. der klinischen Relevanz jedoch auch Schwächen auf. Die hohen Standardabweichungen und die

daraus resultierenden sehr kleinen Signifikanzunterschiede zwischen beiden Tight – Rope® Techniken mag vergesellschaftet sein mit der geringen Probenanzahl von acht Armen. Jedoch wurden in anderen biomechanischen Studien ebenfalls vergleichbar wenige Präparate verwendet [16, 35, 37, 56, 68, 69, 75, 76, 78].

Das fortgeschrittene Alter der Spender stellt eine andere Limitation der Studie dar.

Außerdem begrenzt das in vitro Design unserer Studie die Übertragbarkeit auf klinische Fälle, gibt aber einen guten Anhaltspunkt zur klinischen Testung auf mögliche Anwendbarkeit.

Im Gegensatz zu anderen, vergleichbaren Studien erlaubt die anspruchsvolle Testmaschine und der Einsatz der digitalen Bildkorrelation mittels 3 D Kamera eine sehr präzise und direkte Übertragung.

Der Einfluss des Ellenbogengelenks auf die longitudinale Unterarmstabilität wurde außer Acht gelassen.

Pfaeffle et al. stellten in einer ihrer Studien heraus, dass das zentrale Band eine durchschnittlich Steifheit von  $13,1 \pm 3,0$  N / mm pro mm Breite und eine Traglast von  $56,6 \pm 15,1$  N / mm pro mm Breite aufweisen kann, was vergleichbar mit den Eigenschaften der Achillessehne ist [57].

### Der Fiber Wire® Faden im Vergleich

So ergibt sich ein weiterer nennenswert positiver Faktor unserer Studie, nämlich die Nutzung der überdurchschnittlich starken Fiber Wire® Fäden der Firma Arthrex mit der Absicht, ein vergleichsweise stabiles und widerstandfähiges synthetisches Transplantat zum Einsatz zu bringen.

In einer biomechanischen Studie von Sellman et al. fanden monofile Polyamidfäden in Form von Nylon Verwendung als Transplantat [66]. In einem moderneren Fadensystem wie dem Fiber Wire® sehen wir jedoch entscheidende Vorteile. Es handelt sich hierbei um einen nicht resorbierbaren UHMWPE Faden, um dessen langkettigen Polyethylenkern eine Polyesterumhüllung geflochten ist [3, 5].

Desweiteren werden Silikonelastomere und Zyanoacrylat verwendet. Fiber Wire® widersteht zwar großen Kräften, hat aber einen gewebeeinschneidenden Nebeneffekt [39]. Dieser spielt jedoch in unserer Studie keine Rolle, da der Faden nicht als Haut – oder Subkutannaht zum Einsatz kommt. Eigenschaften wie seine Festigkeit, Gleitfähigkeit und Abrasionsbeständigkeit resultieren aus seinen neuartigen Materialbeschaffenheiten [3, 5] und machen den Fiber Wire® für uns zum Augmentationsmaterial der ersten Wahl.

Außerdem überzeugt uns die hohe Reißfestigkeit, insbesondere beim Knoten und im Hinblick auf die anatomische Verwindung von Radius und Ulna zueinander.

Die Halte – und Abrasionsfähigkeit ist besser als beispielsweise bei monofilen Fäden wie Nylon. Ebenso ziehen sich die Knotenschläge fester zusammen [3, 5].

Aus einer biomechanischen Studie der Universität München geht hervor, dass die nötige Kraft, um die als klinisches Versagen definierte Längung des Fadens von 3 mm zu erreichen, beim Fiber Wire<sup>®</sup> signifikant größer ist, als bei den verglichenen Fäden [33].

Ein Bericht der Firma Arthrex aus dem Jahr 2001 stellt einen Vergleich der Reiß – und Knotenfestigkeit von Polyblend Fäden, wie dem Fiber Wire<sup>®</sup> und Polyesterfäden an. Der Fiber Wire<sup>®</sup> Stärke 2 erreicht hierbei eine maximale Reißfestigkeit von 27,65 kg, eine max. Knotenstärke von 13,53 kg und eine maximale Elongation von 23,6 mm. Damit dominiert er den vergleichend eingesetzten Polyesterfaden der größeren Stärke 5 in allen Gruppen [3].

Der Arthrex Fiber Wire<sup>®</sup> übertrifft die USP Spezifikationen und ist als erster geflochtener Faden aus Kompositmaterial definitiv ein wesentlicher Fortschritt in der orthopädischen Unfallchirurgie [3, 5] und somit für uns einziger, dem nativen Gewebe ebenbürtiger Ersatz des zentralen Bandes der interossären Membran.

### Schlussfolgerungen

Die Prävalenz der Essex – Lopresti Verletzung wird als recht selten angenommen, was die klinische Relevanz der präsentierten Studie in Frage stellt. Klar dagegen sprechen jedoch die Ergebnisse von Hausmann et al., die einen Teilriss der IOM in 9 von 14 Fällen einer nicht dislozierten Radiuskopffraktur, Mason Typ I, vorfanden [27]. Gleichzeitig berichteten McGinley et al. von teilweisen oder vollständigen Membrana interossea – Rupturen bei Mason Typ II Frakturen und Komplett rupturen bei allen untersuchten Mason Typ III Radiuskopf – Frakturen [49].

Diese beispielhaften Daten zeigen ganz klar, dass die Essex – Lopresti Verletzung deutlich häufiger vorkommt als ursprünglich angenommen, nur unglücklicherweise oft fehlinterpretiert oder nicht erkannt wird.

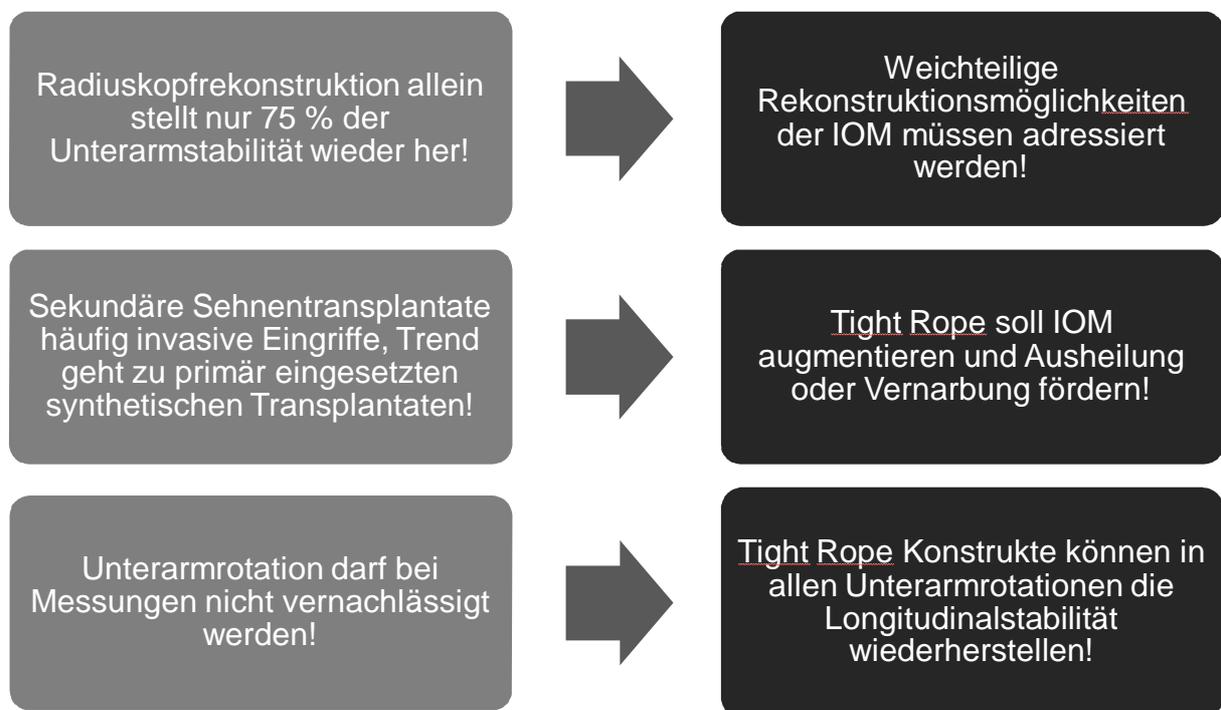
Die vorliegende biomechanische Studie hat auf Grund ihres in vitro Designs keinen Anspruch auf die Anwendbarkeit im klinischen Alltag. Jedoch sollten uns die Ergebnisse für die Diagnostik und Therapie der Essex – Lopresti Verletzung sensibilisieren:

1. Eine frühzeitige posttraumatische operative Therapie bei nachgewiesener IOM Ruptur ist anzustreben.
2. Die Doppelbündeltechnik scheint der Einzelbündeltechnik überlegen zu sein und ist daher als Methode der Rekonstruktion zu favorisieren.
3. In Anlehnung an die von Doser et al. publizierte Studie bzgl. der Diagnostik der Essex – Lopresti Verletzung [14] ist eine frühzeitige bildgebende Darstellung der IOM nach Trauma essenziell.

In Kombination mit Rekonstruktion oder prothetischem Ersatz des distalen Radioulnargelenks, sowie stetiger Weiterentwicklung und Optimierung der IOM – Rekonstruktionstechniken mag das von uns vorgestellte Verfahren ein guter Ansatz sein, um die longitudinale Stabilität des Unterarmes wiederherzustellen und ein gutes subjektives Outcome der betroffenen Patienten zu erzielen.

Die Resultate dieser biomechanischen Studie stellen eine Basis für zukünftige Analysen der radioulnaren Stabilität und des Krafttransfers, sowie deren Rekonstruktion bei Essex – Lopresti Verletzungen zur Verfügung.

Es bedarf jedoch weiterer Studien, um auch den klinischen Vorteil der vorgestellten Rekonstruktionstechniken des zentralen Bandes der IOM zu verifizieren.



**Abb 33:** Übersicht über zentrale Schwierigkeiten in Theorie und Praxis der Essex – Lopresti Komplexität (links) und Erkenntnisse bzw. mögliche Konsequenzen (rechts) für ihre Therapie.

## 6.0 Zusammenfassung

### Problemstellung und Zielsetzung

Chronische Essex – Lopresti Verletzungen resultieren oft infolge der longitudinalen Unterarmstabilität in einem ulnocarpalen und kapitolradialen Impingement mit chronischen, therapierefraktären Schmerzzuständen. Diese biomechanische in vitro Studie legt nahe, dass eine Tight Rope® Rekonstruktion des zentralen Bandes der Membrana interossea die longitudinale Unterarmstabilität über das gesamte Spektrum der Unterarmrotationen wiederherstellen kann. Es wurde der Einfluss einer Einzelbündel – sowie einer Doppelbündelrekonstruktionstechnik bei Verletzung der IOM evaluiert und mit der nativen Membran verglichen.

### Methodik

Acht humane Unterarmpräparate wurden sorgfältig abpräpariert, DRUG und IOM durchtrennt. Es erfolgte die Rekonstruktion des zentralen Bandes mit Einzelbündel – sowie Doppelbündel – Tight Rope® – Konstrukten. Über eine servohydraulische Materialprüfmaschine wurde axiale Last von –10 bis 130 N auf die Präparate ausgeübt und die proximale Migration des Radius mit einer 3 D Kamera quantifiziert. Es wurde die Primärstabilität (je ein Zyklus, Pronation / Supination / Neutralstellung) sowie die Stabilität nach zyklischer Belastung (1000 Zyklen, Neutralstellung) analysiert.

### Ergebnisse und Schlussfolgerung

Es konnten während und nach Testung der Präparate keine signifikanten Unterschiede zwischen der Einzelbündel – und der Doppelbündel – Rekonstruktionstechnik festgestellt werden, weder bezüglich der Primärstabilität in Neutralstellung, Pro– und Supination, noch nach zyklischer Belastung ( $0,06 < p < 0,39$ ). Beide Konstrukte konnten die Longitudinalstabilität des Unterarms nach Durchtrennung von DRUG und IOM erfolgreich wiederherstellen ( $p < 0,01$ ). Jedoch zeigt die Einzelbündeltechnik im Vergleich zur Doppelbündeltechnik und zur nativen Membran sehr hohe Standardabweichungen. In Neutralstellung überwiegt die Doppelbündeltechnik sogar der nativen Membran; sie scheint insgesamt die zuverlässigere Therapieoption zu sein, ohne jedoch einen statistisch signifikanten Vorteil liefern zu können.

Die klinische Relevanz der Studie lässt sich noch nicht bewerten. Es bedarf hierzu vergleichbarer klinischer Studien, um die Rekonstruktionsmethoden des zentralen Bandes der IOM im Rahmen der Essex – Lopresti Therapie etablieren zu können.

## 7.0 Literaturverzeichnis

1. Andermahr, J, Lozano–Calderon, S, Trafton, T, Crisco, JJ, Ring, D. (2006). The volar extension of the lunate facet of the distal radius: a quantitative anatomic study. *J Hand Surg Am*, 31(6), 892–895
2. Anderson, ML, Larson, AN, Moran, SL, Cooney, WP, Amrami, KK, Berger, RA. (2008). Clinical comparison of arthroscopic versus open repair of triangular fibrocartilage complex tears. *J Hand Surg Am*, 33(5), 675–682
3. Arthrex GmbH (2000). Zusammenfassung der bei Festigkeits– und Biokompatibilitätsprüfungen gewonnenen Daten im Vergleich von Polyester– und Polyblend–Nahtmaterialien  
<https://www.arthrex.com/de/arthrex/nahtmaterialien> (Zuletzt abgerufen am 23.09.2016)
4. Arthrex GmbH (2001). Biceps Button® Gebrauchsanleitung  
<https://www.arthrex.com/de/arthrex/distaler-bicepsbutton> (Zuletzt abgerufen am 22.12.2015)
5. Arthrex GmbH (2001). Revolution in orthopädischer Chirurgie – FiberWire®  
<https://www.arthrex.com/de/schulter/fiberwire> (Zuletzt abgerufen am 22.12.2015)
6. Birkbeck, DP, Failla, JM, Hoshaw, SJ, Fyhrie, DP, Schaffler, M. (1997). The interosseous membrane affects load distribution in the forearm. *J Hand Surg Am*, 22(6), 975–980
7. Bohndorf, K, Imhoff, H, Wörtler, K. (2013). Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke (3. Auflage): Thieme, 78–81
8. Brüser, P. (2004). Ulnar wrist pain. *Der Orthopäde*, 33(6), 638–644
9. Capuano, L, Craig, N, Ashcroft, GP, Maffulli, N. (2001). Distraction lengthening of the radius for radial longitudinal instability after distal radio–ulnar subluxation and excision of the radial head: a case report. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*, 35(3), 331–335
10. Chloros, GD, Wiesler, ER, Stabile, KJ, Papadonikolakis, A, Ruch, DS, Kuzma, GR. (2008). Reconstruction of Essex–Lopresti injury of the forearm: technical note. *J Hand Surg Am*, 33(1), 124–130
11. Curr, JF, Coe, WA. (1946). Dislocation of the inferior radio–ulnar joint. *Br J Surg*, 34, 74–77
12. Daecke, W, Martini, AK. (2004). Secondary treatment for undetected Essex–Lopresti lesion. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 142(2), 235–240
13. de Muinck Keizer, RJ, Walenkamp, MM, Goslings, JC, Schep, NW. (2015). Mason Type I Fractures of the Radial Head. *Orthopedics*, 38(12), 1147–1154

14. Doser, A, Markmiller, M, Strohm, PC, Sudkamp, NP. (2006). [Diagnosis and treatment of the Essex–Lopresti lesion. Literature review and four case reports]. *Unfallchirurg*, 109(7), 593–599
15. Dousa, P, Bartonicek, J. (2002). [The Essex–Lopresti forearm fracture (case report)]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 69(2), 113–116
16. Drake, ML, Farber, GL, White, KL, Parks, BG, Segalman, KA. (2010). Restoration of longitudinal forearm stability using a suture button construct. *J Hand Surg Am*, 35(12), 1981–1985
17. Edwards, GS, Jr., Jupiter, JB. (1988). Radial head fractures with acute distal radioulnar dislocation. Essex–Lopresti revisited. *Clin Orthop Relat Res*(234), 61–69
18. Eglseder, WA, Hay, M. (1993). Combined Essex–Lopresti and radial shaft fractures: case report. *J Trauma*, 34(2), 310–312
19. Essex–Lopresti, P. (1951). Fractures of the radial head with distal radio–ulnar dislocation; report of two cases. *J Bone Joint Surg Br*, 33b(2), 244–247
20. Failla, JM, Jacobson, J, van Holsbeeck, M. (1999). Ultrasound diagnosis and surgical pathology of the torn interosseous membrane in forearm fractures/dislocations. *J Hand Surg Am*, 24(2), 257–266
21. Farr, LD, Werner, FW, McGrattan, ML, Zwerling, SR, Harley, BJ. (2015). Anatomy and biomechanics of the forearm interosseous membrane. *J Hand Surg Am*, 40(6), 1145–1151
22. Gabl, M, Arora, R. (2011). *Distales Radioulnargelenk (DRUG) und triangulärer fibrocartilaginärer Komplex (TFCC)*. Handchirurgie Berlin, Heidelberg: Springer, 839-860
23. Gabriel, MT, Pfaeffle, HJ, Stabile, KJ, Tomaino, MM, Fischer, KJ. (2004). Passive strain distribution in the interosseous ligament of the forearm: implications for injury reconstruction. *J Hand Surg Am*, 29(2), 293–298
24. Geel, CW, Palmer, AK. (1992). Radial head fractures and their effect on the distal radioulnar joint. A rationale for treatment. *Clin Orthop Relat Res*(275), 79–84
25. Gong, HS, Chung, MS, Oh, JH, Lee, YH, Kim, SH, Baek, GH. (2010). Failure of the interosseous membrane to heal with immobilization, pinning of the distal radioulnar joint, and bipolar radial head replacement in a case of Essex–Lopresti injury: case report. *J Hand Surg Am*, 35(6), 976–980
26. Hargadon, EJ, Porter, ML. (1988). The Essex–Lopresti injury: a variation. *J Hand Surg Br*, 13(4), 450–452
27. Hausmann, JT, Vekszler, G, Breitenseher, M, Braunsteiner, T, Vecsei, V, Gabler, C. (2009). Mason type–I radial head fractures and interosseous membrane lesions—a prospective study. *J Trauma*, 66(2), 457–461

28. Heijink, A, Morrey, BF, van Riet, RP, O'Driscoll, SW, Cooney, WP, 3rd. (2010). Delayed treatment of elbow pain and dysfunction following Essex–Lopresti injury with metallic radial head replacement: a case series. *J Shoulder Elbow Surg*, 19(6), 929–936
29. Hirt, B, Wagner, M, Zumhasch, R. (2014). *Anatomie und Biomechanik der Hand* (3. Auflage) Thieme, 354–358
30. Hotchkiss, RN. (1994). Injuries to the interosseous ligament of the forearm. *Hand Clin*, 10(3), 391–398
31. Hotchkiss, RN, An, KN, Sowa, DT, Basta, S, Weiland, AJ. (1989). An anatomic and mechanical study of the interosseous membrane of the forearm: pathomechanics of proximal migration of the radius. *J Hand Surg Am*, 256–261
32. Hutchinson, S, Faber, KJ, Gan, BS. (2006). The Essex–Lopresti injury: More than just a pain in the wrist. *Can J Plast Surg*, 14(4), 215–218
33. Huttel, U. (2012). Biomechanische und histologische Evaluation verschiedener Nahttechniken und Nahtmaterialien zur chirurgischen Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur. Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin an der Medizinischen Fakultät der Ludwig–Maximilians–Universität zu München, 40–45
34. Imhoff, AB, Linke, RD, Baumgartner, R. (2014). *Checkliste Orthopädie* (3. Auflage) Thieme, 33–35
35. Jones, CM, Kam, CC, Ouellette, EA, Milne, EL, Kaimrajh, D, Latta, LL. (2012). Comparison of 2 forearm reconstructions for longitudinal radioulnar dissociation: a cadaver study. *J Hand Surg Am*, 37(4), 741–747
36. Jungbluth, P, Frangen, TM, Arens, S, Muhr, G, Kalicke, T. (2006). The undiagnosed Essex–Lopresti injury. *J Bone Joint Surg Br*, 88(12), 1629–1633
37. Kam, CC, Jones, CM, Fennema, JL, Latta, LL, Ouellette, EA, Evans, PJ. (2010). Suture–button construct for interosseous ligament reconstruction in longitudinal radioulnar dissociations: a biomechanical study. *J Hand Surg Am*, 35(10), 1626–1632
38. Kapandji, IA. (2009). *Funktionelle Anatomie der Gelenke* (5. Auflage): Thieme, 113–121
39. Kaplan, KM, Gruson, KI, Gorczynski, CT, Strauss, EJ, Kummer, FJ, Rokito, AS. (2007). Glove tears during arthroscopic shoulder surgery using solid–core suture. *Arthroscopy*, 23(1), 51–56
40. Khurana, JS, Kattapuram, SV, Becker, S, Mayo–Smith, W. (1988). Galeazzi injury with an associated fracture of the radial head. *Clin Orthop Relat Res*(234), 70–71

41. Lanting, BA, Ferreira, LM, Johnson, JA, Athwal, GS, King, GJ. (2013). The effect of excision of the radial head and metallic radial head replacement on the tension in the interosseous membrane. *Bone Joint J*, 95–b(10), 1383–1387
42. Lee, SJ, Jazrawi, LM, Ong, BC, Raskin, KB. (2000). Long–term follow–up of the one–bone forearm procedure. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*, 29(12), 969–972
43. Lendemans, S, Taeger, G, Nast–Kolb, D. (2008). [Dislocation fractures of the forearm. Galeazzi, Monteggia, and Essex–Lopresti injuries]. *Unfallchirurg*, 111(12), 1005–1014
44. LIMESS GmbH, Messtechnik & Software. (2016). DIC – Bildkorrelation. <http://www.limess.com/de/firma/technologie/bildkorrelation> (Zuletzt abgerufen am 05.01.2016)
45. Lluch, A. (2013). The saue–kapandji procedure. *J Wrist Surg*, 2(1), 33–40
46. Malone, PS, Cooley, J, Morris, J, Terenghi, G, Lees, VC. (2015). The biomechanical and functional relationships of the proximal radioulnar joint, distal radioulnar joint, and interosseous ligament. *J Hand Surg Eur Vol*, 40(5), 485–93
47. Marcotte, AL, Osterman, AL. (2007). Longitudinal radioulnar dissociation: identification and treatment of acute and chronic injuries. *Hand Clin*, 23(2), 195–208
48. Mayer, K. (2015). Bewegungen im Frakturspalt des Plattenversorgten Olekranon unter zyklischer Belastung. (Bachelorarbeit), Fachhochschule Aachen, Campus Jülich: 39–47
49. McGinley, JC, Gold, G, Cheung, E, Yao, J. (2014). MRI detection of forearm soft tissue injuries with radial head fractures. *Hand (N Y)*, 9(1), 87–92
50. McGinley, JC, Kozin, SH. (2001). Interosseous membrane anatomy and functional mechanics. *Clin Orthop Relat Res* (383), 108–122
51. McGlinn, EP, Sebastin, SJ, Chung, KC. (2013). A historical perspective on the Essex–Lopresti injury. *J Hand Surg Am*, 38(8), 1599–1606
52. Müller, MC, Kälicke, T, Burger, C, Weber, O. (2010). Endoprosthetics of the radial column after trauma. *Unfallchirurg*, 113(12), 984–989
53. Neuber, M, Joist, A, Joosten, U, Rieger, H. (2000). Spätfolgen und Behandlungsstrategien der distalen Radioulnardissoziation nach unerkannter Essex–Lopresti–Läsion. *Unfallchirurg*, 103(12), 1093–1096
54. Palmer, AK, Glisson, RR, Werner, FW. (1984). Relationship between ulnar variance and triangular fibrocartilage complex thickness. *J Hand Surg Am*, 9(5), 681–682

55. Pfaeffle, HJ, Fischer, KJ, Manson, TT, Tomaino, MM, Woo, SL, Herndon, JH. (2000). Role of the forearm interosseous ligament: is it more than just longitudinal load transfer? *J Hand Surg Am*, 25(4), 683–688
56. Pfaeffle, HJ, Stabile, KJ, Li, ZM, Tomaino, MM. (2005). Reconstruction of the interosseous ligament restores normal forearm compressive load transfer in cadavers. *J Hand Surg Am*, 30(2), 319–325
57. Pfaeffle, HJ, Tomaino, MM, Grewal, R, Xu, J, Boardman, ND, Woo, SL, Herndon, JH. (1996). Tensile properties of the interosseous membrane of the human forearm. *J Orthop Res*, 14(5), 842–845
58. Poitevin, LA. (2001). Anatomy and biomechanics of the interosseous membrane: its importance in the longitudinal stability of the forearm. *Hand Clin*, 17(1), 97–110
59. Rabinowitz, RS, Light, TR, Havey, RM, Gourineni, P, Patwardhan, AG, Sartori, MJ, Vrbos, L. (1994). The role of the interosseous membrane and triangular fibrocartilage complex in forearm stability. *J Hand Surg Am*, 19(3), 385–393
60. Ruch, DS, Chang, DS, Koman, LA. (1999). Reconstruction of longitudinal stability of the forearm after disruption of interosseous ligament and radial head excision (Essex–Lopresti lesion). *J South Orthop Assoc*, 8(1), 47–52
61. Sabo, MT, Watts, AC. (2012). Reconstructing the interosseous membrane: a technique using synthetic graft and endobuttons. *Tech Hand Up Extrem Surg*, 16(4), 187–193
62. Schmidt, HM, Lanz, U. (2003). *Chirurgische Anatomie der Hand* (Vol. 2. Auflage) Thieme 254–256
63. Schmitt, R, Lanz, U. *Bildgebende Diagnostik der Hand* (3. Auflage), 102–104
64. Schöll, H, Sauerbier, M, Mehling, MI. (2015). Stabilization of the distal radioulnar joint. *upper extremities*, 10(4), 240–245
65. Schünke, M, Schulte, E, Schumacher, U, Voll, M, Wesker, K (2007) *Prometheus Lernatlas – Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem* (2. Auflage) Thieme, 884–886
66. Sellman, DC, Seitz, WH, Jr., Postak, PD, Greenwald, AS. (1995). Reconstructive strategies for radioulnar dissociation: a biomechanical study. *J Orthop Trauma*, 9(6), 516–522
67. Shepard, MF, Markolf, KL, Dunbar, AM. (2001). Effects of radial head excision and distal radial shortening on load-sharing in cadaver forearms. *J Bone Joint Surg Am*, 83–a(1), 92–100
68. Skahen, JR, Palmer, AK, Werner, FW, Fortino, MD. (1997a). The interosseous membrane of the forearm: anatomy and function. *J Hand Surg Am*, 22(6), 981–985

69. Skahen, JR, Palmer, AK, Werner, FW, Fortino, MD. (1997b). Reconstruction of the interosseous membrane of the forearm in cadavers. *J Hand Surg Am*, 22(6), 986–994
70. Smith, AM, Urbanosky, LR, Castle, JA, Rushing, JT, Ruch, DS. (2002). Radius pull test: predictor of longitudinal forearm instability. *J Bone Joint Surg Am*, 84-a(11), 1970–1976
71. Soubeyrand, M, Lafont, C, De Georges, R, Dumontier, C. (2007). [Traumatic pathology of antibrachial interosseous membrane of forearm]. *Chir Main*, 26(6), 255–277
72. Souer, JS, Rutgers M,, Andermahr, J, Jupiter, JB, Ring, D. (2007). Perilunate fracture–dislocations of the wrist: comparison of temporary screw versus K–wire fixation. *J Hand Surg Am*, 32(3), 318–325
73. Sowa, DT, Hotchkiss, RN, Weiland, AJ. (1995). Symptomatic proximal translation of the radius following radial head resection. *Clin Orthop Relat Res*(317), 106–113
74. Stevenson, JD, Radesh, L, Pickard, S, Adrian, S, Hay, SM. (2010). Falsely Reassuring Magnetic Resonance Imaging Appearance of the Forearm Interosseous Membrane following an Essex–Lopresti Injury: Does it Ever Completely Heal? *Shoulder & Elbow*, 2(4), 287–290
75. Tejwani, SG, Markolf, KL, Benhaim, P. (2005a). Graft reconstruction of the interosseous membrane in conjunction with metallic radial head replacement: a cadaveric study. *J Hand Surg Am*, 30(2), 335–342
76. Tejwani, SG, Markolf, KL, Benhaim, P. (2005b). Reconstruction of the interosseous membrane of the forearm with a graft substitute: a cadaveric study. *J Hand Surg Am*, 30(2), 326–334
77. Thomason, K, Burkhart, KJ, Wegmann, K, Muller, LP. (2013). The sequelae of a missed Essex–Lopresti lesion. *Strategies Trauma Limb Reconstr*, 8(1), 57–61
78. Tomaino, MM, Pfaeffle, J, Stabile, K, Li, ZM. (2003). Reconstruction of the interosseous ligament of the forearm reduces load on the radial head in cadavers. *J Hand Surg Br*, 28(3), 267–270
79. Trousdale, RT, Amadio, PC, Cooney, WP, Morrey, BF. (1992). Radio–ulnar dissociation. A review of twenty cases. *J Bone Joint Surg Am*, 74(10), 1486–1497
80. van Schoonhoven, J, Prommersberger, KJ. (2000). Differential diagnosis and therapy of post–traumatic limited forearm rotation. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 32(6), 390–398
81. Venouziou, AI, Papatheodorou, LK, Weiser, RW, Sotereanos, DG. (2014). Chronic Essex–Lopresti injuries: an alternative treatment method. *J Shoulder Elbow Surg*, 23(6), 861–866

82. Voges, H. (2013) Digitale Bildkorrelation (DIC)  
<http://www.lavision.de/en/techniques/dic-dvc> (Zuletzt abgerufen am 06.01.2016)
83. Wallace, AL, Walsh, WR, Herbert, TJ, Sonnabend, DH. (1998). Difficulties in the salvage of forearm stability in radio-ulnar dissociation. Aust N Z J Surg, 68(2), 154–157
84. Wegmann, K, Dargel, J, Burkhart, KJ, Bruggemann, GP, Muller, LP. (2012). The Essex-Lopresti lesion. Strategies Trauma Limb Reconstr, 7(3), 131–139

## 8.0 Vorabveröffentlichung von Ergebnissen:

Hackl, M, Andermahr, J, Staat, M, Bremer, I, Borggrefe, J, Prescher, A, Muller, LP, Wegmann, K. (2017). Suture button reconstruction of the central band of the interosseous membrane in Essex–Lopresti lesions: a comparative biomechanical investigation. *J Hand Surg Eur Vol*, 42(4), 370–376

Mein Lebenslauf wird aus Gründen des Datenschutzes in der elektronischen Fassung meiner Arbeit nicht veröffentlicht.