

# **Technische Universität München**

Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie

Klinikum rechts der Isar

(Leitung: Prof. Dr. Andreas B. Imhoff)

## **Test der Ausrisskräfte der Flexoren und Extensoren am distalen Humerus - nativ und nach einer Single Row oder einer Double Row Refixation**

**Roman Fleer**

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität  
München zur Erlangung des akademischen Grades eines

**Doktors der Medizin**

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation: 1. Prof. Dr. Andreas B. Imhoff

2. Priv.-Doz. Dr. Florian Pohlig

Die Dissertation wurde am 02.11.2020 bei der Technischen Universität München  
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 15.02.2021 angenommen.

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>6</b>
<b>1.1</b>	<b>Grundlagen.....</b>	<b>7</b>
1.1.1	Anatomie des Ellenbogengelenks.....	7
1.1.1.1	Knöcherne Strukturen und Gelenke.....	7
1.1.1.2	Kapsel und Bänder.....	8
1.1.1.3	Muskulatur.....	12
1.1.2	Biomechanik.....	19
<b>1.2</b>	<b>Ätiologie und Pathogenese der Sehnenruptur an den Epikondylen .....</b>	<b>21</b>
<b>1.3</b>	<b>Operationsverfahren und biomechanische Modelle der Refixation .....</b>	<b>26</b>
<b>1.4</b>	<b>Ziel dieser Arbeit.....</b>	<b>29</b>
<b>2</b>	<b>Material und Methoden .....</b>	<b>30</b>
<b>2.1</b>	<b>Präparate .....</b>	<b>30</b>
<b>2.2</b>	<b>Gruppeneinteilung .....</b>	<b>31</b>
<b>2.3</b>	<b>Vorversuche .....</b>	<b>32</b>
2.3.1	Versuche am Kunstknochen .....	32
<b>2.4</b>	<b>Präparation .....</b>	<b>33</b>
<b>2.5</b>	<b>Prüfmaschine .....</b>	<b>35</b>
<b>2.6</b>	<b>Fixierung des Humerus .....</b>	<b>35</b>
<b>2.7</b>	<b>Kryo-Klemme und Fixierung an der Prüfmaschine.....</b>	<b>38</b>
<b>2.8</b>	<b>Versuchsaufbau .....</b>	<b>40</b>
<b>2.9</b>	<b>Instrumente und Operationstechnik.....</b>	<b>42</b>
<b>2.10</b>	<b>Das biomechanische Protokoll.....</b>	<b>47</b>
<b>2.11</b>	<b>Methoden der Auswertung.....</b>	<b>49</b>
<b>2.12</b>	<b>Statistische Auswertung .....</b>	<b>52</b>
<b>3</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>53</b>
<b>3.1</b>	<b>Maximale Last .....</b>	<b>53</b>
<b>3.2</b>	<b>Steifigkeit.....</b>	<b>56</b>

<b>3.3</b>	<b>Klinisches Versagen</b> .....	<b>57</b>
<b>3.4</b>	<b>Versagensart</b> .....	<b>64</b>
<b>3.5</b>	<b>Testreihe am Kunstknochen</b> .....	<b>68</b>
3.5.1	Maximalkraft.....	68
3.5.2	Steifigkeit.....	70
3.5.3	Versagen bei 3 mm Dislokation.....	71
3.5.4	Art des Versagens.....	71
<b>4</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>73</b>
<b>4.1</b>	<b>Diskussion von Material und Methoden</b> .....	<b>73</b>
4.1.1	Präparate .....	73
4.1.2	Haltevorrichtung .....	74
4.1.3	Die Faden-Sehnen-Verbindung.....	76
4.1.4	Die Anker-Knochen-, die Anker-Faden-Verbindung und der Faden....	78
4.1.5	Rekonstruktion der anatomischen Sehneninsertion .....	81
<b>4.2</b>	<b>Diskussion Ergebnisse</b> .....	<b>82</b>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b> .....	<b>86</b>
<b>6</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>88</b>
<b>7</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>89</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>92</b>
<b>9</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>106</b>

# Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Aufl.	Auflage
BMI	Body-Mass-Index
Bzw.	beziehungsweise
C	Celsius
cm	Zentimeter
DR	double row
DXA	dual-energy X-ray absorptiometry
ECRB	extensor carpi radialis brevis
ECU	extensor carpi ulnaris
EDC	extensor digitorum communis
engl.	englisch
F	Kraft
FCR	flexor carpi radialis
FCU	flexor carpi ulnaris
FDS	flexor digitorum superficialis
Hz	Hertz
kg	Kilogramm
kN	Kilo-Newton
LCL	lateraler Kollateralbandapparat
Lig.	Ligamentum
LUCL	laterales ulnares Kollateralband
m	Meter
M.	Musculus
MCL	medialer Kollateralbandapparat
min	Minute
ml	Milliliter
mm	Millimeter
Mm.	Musculi
MRT	Magnetresonanztomographie
MW	Mittelwert
N	Newton

n	Anzahl
OP	Operation
pcf	Pfund pro Kubikfuß
PL	palmaris longus
Proc.	processus
RCL	radiales Kollateralband
RM	Rotatorenmanschette
s	Sekunde
S.	Seite
sog.	sogenannte
SR	single row
Std	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
tf	Tension Fraction
u.	und
Valgus	nach innen gewölbt
Varus	nach außen gewölbt
v.a.	vor allem
z.B.	zum Beispiel
°	Grad
%	Prozent
Ø	Durchmesser
Δ	Delta = Änderung
x	mal

Anmerkung: Teilergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden im folgenden Aufsatz vorab publiziert: Lenich A, Pfeifer C, Proier P, Fleer R, Wijdicks C, Roth M, Martetschläger F, Pogorzelski J (2018) Reattachment of the flexor and extensor tendons at the epicondyle in elbow instability. A biomechanical comparison of techniques. BMC Musculoskeletal Disorders 19, 240

# 1 Einleitung

Das Ellenbogengelenk spielt eine zentrale Rolle bei Bewegungen der oberen Extremität. Es ist bei vielen Bewegungen der Hand mitbeteiligt und stellt als Bindeglied mit der Schulter eine hohe Funktionalität der Hand bereit, die nahezu eine 360° Rotation erlaubt. Bei Verletzungen des Ellenbogengelenks, welche oft Folge von Alltags-, Sport- und Berufsunfällen sind, kann es zu Knochenfrakturen und Luxationen kommen. (Müller et al. 2016; Werner u. An 1994)

Die Luxation des Ellenbogengelenks ist nach dem Schultergelenk die zweithäufigste Luxation eines großen Gelenks beim Erwachsenen mit einer Inzidenz von 6 - 13 pro 100 000 Einwohner (Josefsson et al. 1987; Josefsson et al. 1984; Müller et al. 2016). Schmerzen im Bereich des Ellenbogengelenks sind im Vergleich zu anderen Gelenken mit einer Prävalenz von 6% der Erwachsenen jedoch eher selten. Die Altersverteilung ist bis auf einen Höchstwert bei 45 - 64 jährigen Frauen gleichmäßig. Die laterale Epikondylopathie ist dabei die häufigste Ursache für Ellenbogenschmerzen. (Urwin et al. 1998; Cohen u. Romeo 2001)

Die Ursache kann nicht nur ein Trauma sein, sondern auch eine akute oder chronische Überbelastung, wie sie bei sportlichen Aktivitäten und beruflichen Tätigkeiten vorkommt und sich in Schmerzen im Bereich der Epikondylen äußert. Von besonderer Bedeutung sind die Beuger- und Streckersehnen des Handgelenks und der Finger, welche ihren Ursprung an den beiden Epikondylen am Humerus haben, da sie häufig durch Mikrotraumen pathologisch verändert oder rupturiert sind oder im Rahmen eines operativen Eingriffs am Gelenk im Rahmen der OP-Technik nach Hohmann abgetrennt wurden (Hohmann G. 1926). Auch bei traumatischen Ereignissen, die zu einer Ellenbogenluxation führen, kann es zu Avulsionen dieser Sehnen kommen. Die Behandlung dieser beiden am Epikondylus medialis und lateralis humeri ansetzenden Sehnenplatten wird kontrovers diskutiert. Die Therapiepalette reicht von einer Vielzahl von konservativen Verfahren bis zur operativen Behandlung, die Aufgrund der Verbesserung von möglichen OP Materialien und Techniken einer stetigen Weiterentwicklung unterliegt. (Müller et al. 2016; Stanley u. Trail 2012; Imhoff et al. 2014)

## 1.1 Grundlagen

### 1.1.1 Anatomie des Ellenbogengelenks

Zum besseren Verständnis der vorliegenden Arbeit erfolgt zunächst die Klärung der anatomischen Strukturen.

#### 1.1.1.1 Knöcherne Strukturen und Gelenke

Das Ellenbogengelenk (*Articulatio cubiti*) ist ein kombiniertes Gelenk, da es sich aus 3 Teilgelenken zusammensetzt, welche durch 3 knöcherne Skelettelemente gebildet werden. Diese sind die distale Epiphyse des Humerus (Oberarmknochen) und die proximalen Epiphysen von Radius (Speiche) und Ulna (Elle). Die 3 Teilgelenke liegen formschlüssig in einer gemeinsamen Gelenkhöhle und sind von einer Gelenkkapsel umgeben.

Dies sind die:

- *Articulatio humeroulnaris*, in der die Ulna die *Trochlea humeri* zangenartig umfasst
- *Articulatio humeroradialis*, in der das halbkugelige *Capitulum humeri* mit der *Fovea articularis* des *Caput radii* artikuliert
- *Articulatio radioulnaris proximalis*, in der die *Circumferentia articularis* des Radiuskopfes in der *Incisura radialis* der Ulna rotiert.

Im Humeroulnar- und Humeroradialgelenk findet die Flexion und Extension des Unterarms gegenüber dem Oberarm statt, was durch die Bauweise des Humeroulnargelenks als Scharniergelenk mit einem hohen Freiheitsgrad gegeben ist. Im Humeroradialgelenk und im proximalen Radioulnargelenk dreht sich der Radius um die Ulna in einem Radgelenk, was zur Pronations- und Supinationsbewegung des Unterarms und der Hand führt. Das Humeroradialgelenk an sich ist ein Kugelgelenk, das jedoch durch die ligamentäre Bindung des Radius an die Ulna nur zwei Freiheitsgrade besitzt. (Aumüller 2007; Schünke et al. 2007)

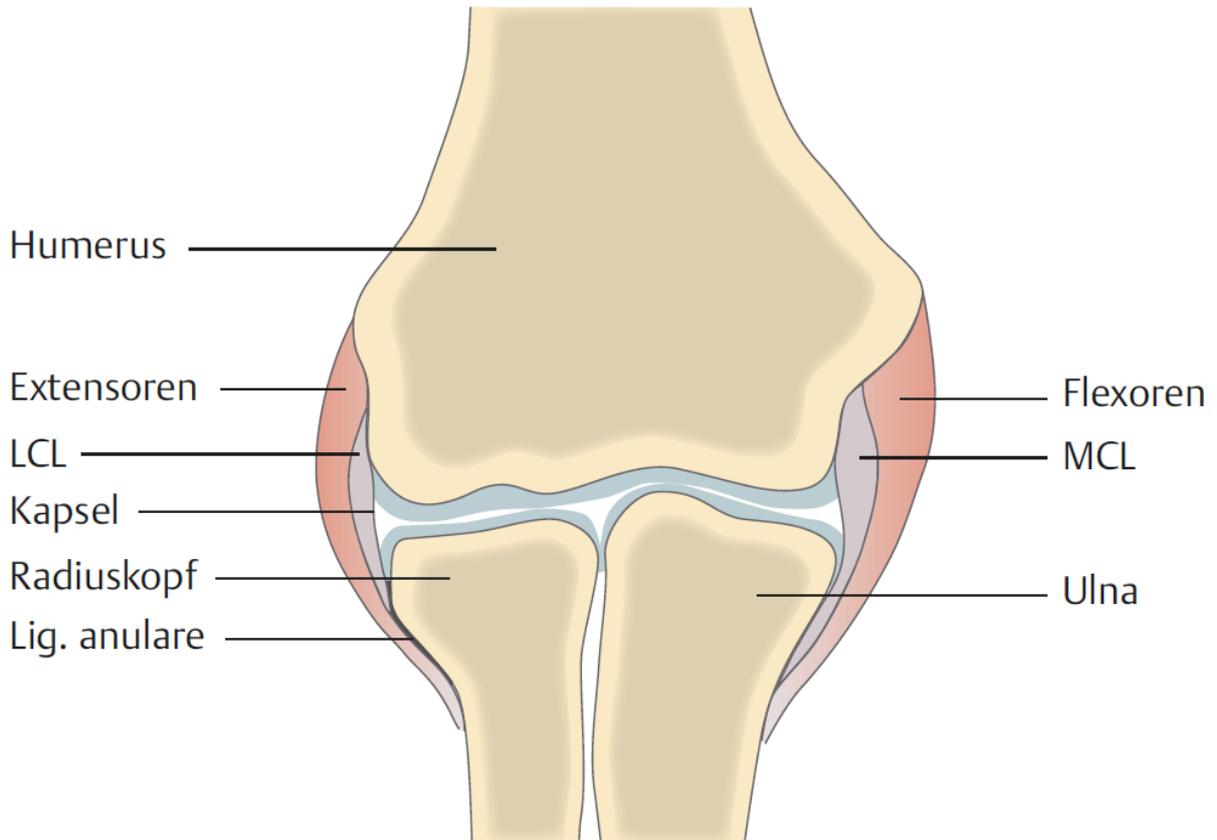
Der Epikondylus medialis und der Epikondylus lateralis humeri sind Apophysen und dienen den Kollateralbändern sowie der zum Unterarm und zur Hand ziehenden Muskulatur als Ansatz. (Aumüller 2007)

### 1.1.1.2 Kapsel und Bänder

Die Gelenkkapsel des Articulatio cubiti umschließt die drei Teilgelenke, wobei die beiden Epikondylen des Humerus freigelassen sind. Ventral sind die Fossae radialis und coronoidea und dorsal die distale Hälfte der Fossa olecrani umschlossen. An der Ulna ist die Kapsel nahe der Knorpel-Knochen-Grenze fixiert. (Aumüller 2007)

Für den großen Bewegungsumfang des Gelenkes ist die Kapsel großzügig angelegt. Sie umfasst in Abhängigkeit der Körpergröße physiologischerweise ein Volumen von 30 – 40 ml. (van den Broek u. van Riet 2017)

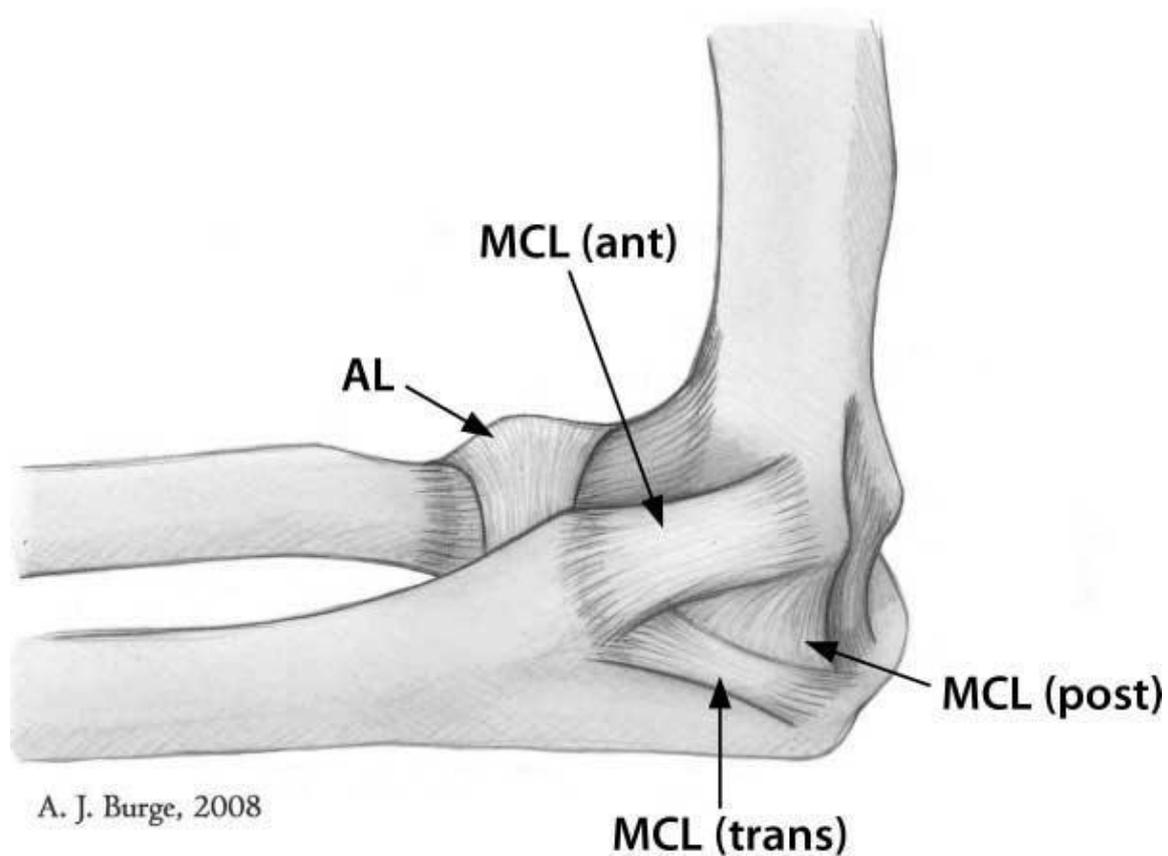
Das Collum radii liegt noch 1 cm distal des Ligamentum anulare innerhalb der Kapsel (Aumüller 2007), wobei diese keine strukturelle Verbindung mit dem Radius hat und dem Hals lediglich anliegt (Müller et al. 2016).



**Abb. 1:** **Querschnitt des Ellenbogengelenks.** Dargestellt ist die mediale und laterale Dreischichtung aus Kapsel, Kollateralbänder und Muskulatur. Zu beachten ist die enge topographische Beziehung und der fließende Übergang der Schichten. (Müller et al. 2016, S.383)

Die Kollateralbänder sind als kapsuläre Verdickungen angelegt. Sie haben ihren Ursprung an den beiden Epikondylen des Humerus (Aumüller 2007).

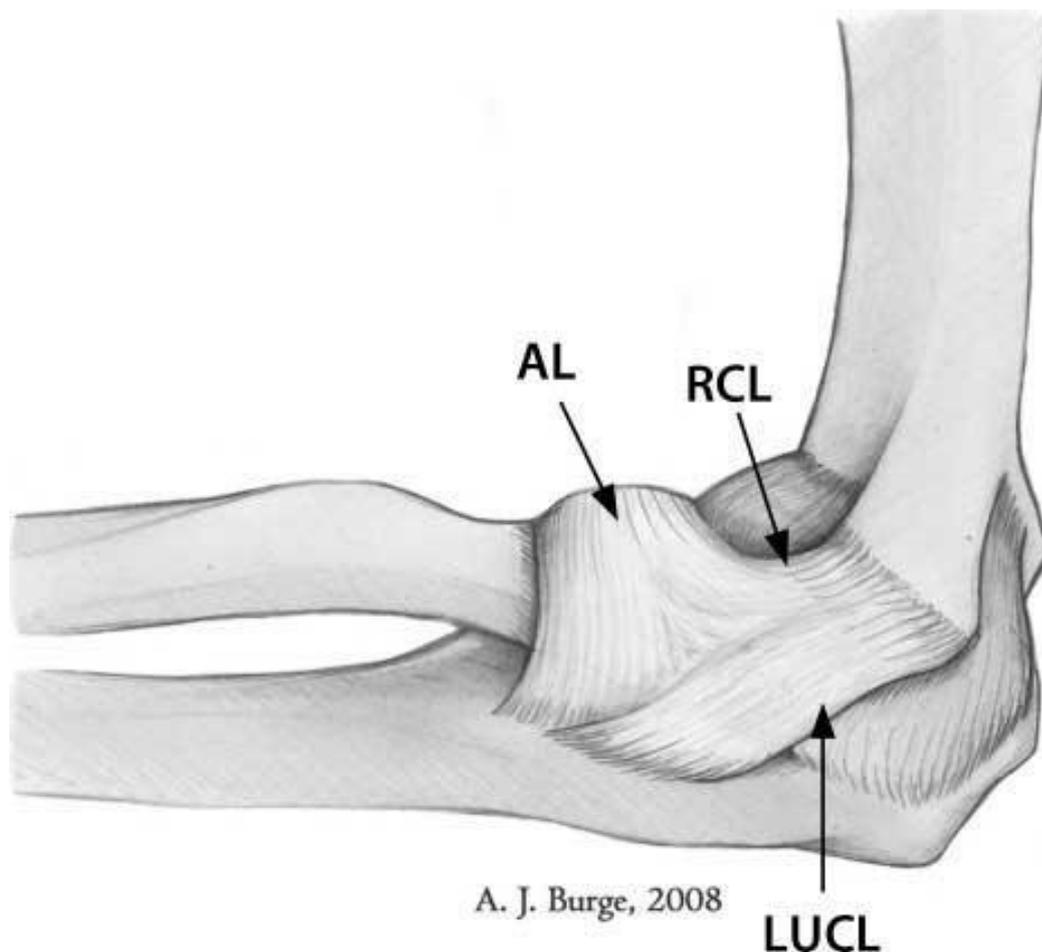
Das mediale Kollateralband (MCL) besteht aus drei Anteilen. Das anteriore und das posteriore Bündel wirken bei der Stabilisierung von Valguskraften entgegen. Das transverse Bündel hat eine Kapsel stabilisierende Funktion und verbindet die distalen Anteile des anterioren und posterioren Bündels zwischen den knöchernen Ansätzen. (Müller et al. 2016)



**Abb. 2:** *Anatomische Darstellung der Bänder von medial.* Dargestellt ist das Lig. anulare und der anteriore, posteriore und transverse Teil des medialen Kollateralbandes. (Walz et al. 2010, S. 176)

Der laterale Kapselbandkomplex besteht aus vier Anteilen: das Lig. anulare, das radiale Kollateralband (RCL), das laterale ulnare Kollateralband (LUCL) und das akzessorische radiale Kollateralband. Das Ligamentum anulare radii umgibt den Radius und ist nur über eine dünne Membran strukturell mit ihm verbunden, wodurch die Rotation ermöglicht wird. (Müller et al. 2016)

Angeheftet ist es am ventralen und dorsalen Rand der Incisura radialis der Ulna (Aumüller 2007). Es fesselt den Radius an die Ulna und verhindert die Luxation des Radiuskopfes bei axialem Zug am Unterarm nach distal (Aumüller 2007). Das RCL entspringt am lateralen Epikondylus, zieht nach distal und verbindet sich mit den Fasern des Lig. anulare. Das LUCL zieht ebenfalls vom Epikondylus lateralis nach distal und setzt an der Ulna am Tuberculum der Crista supinatoria, distal des Lig. anulare an. Zusammen mit dem RCL wirkt es Varuskraften entgegen. (Müller et al. 2016; Aumüller 2007)



**Abb. 3:** *Anatomische Darstellung der Bänder von lateral.* Dargestellt ist das Lig. anulare, das laterale ulnare Kollateralband (LUCL) und das radiale Kollateralband (RCL). (Walz et al. 2010, S.170)

### 1.1.1.3 Muskulatur

Das Ellenbogengelenk wird sowohl von der Oberarm- als auch von der Unterarmmuskulatur überspannt (Müller et al. 2016). Für die Beugung und Streckung ist vor allem die Oberarmmuskulatur von Bedeutung (Aumüller 2007). Der M. triceps brachii mit seinen drei Köpfen hat die Ursprünge an unterschiedlichen Stellen am Humerus und Schulterblatt (Paulsen u. Waschke 2017). Er besitzt nur einen Ansatz an der proximalen Ulna, der sich flächig über das Olecranon verteilt und in die Unterarmfaszie übergeht (Keener et al. 2010). Er bildet das Relief am posterioren Oberarm und ist für die Extension des Ellenbogengelenks zuständig (Müller et al. 2016). Der M. anconeus kann als vierter Kopf des Trizeps angesehen werden, da er sich kaum von dessen medialem Kopf trennen lässt. Er fungiert als dorsaler Kapselspanner und verstärkt die dorsolaterale Radiuskopf Stabilität. (Aumüller 2007)

Der M. brachialis zieht vom Corpus humeri zur Tuberositas ulnae und ist zusammen mit dem M. biceps brachii für die Flexion zuständig. Der Bizeps liegt ventrolateral davon und bildet das Relief des ventralen Oberarms. Der Ursprung seiner beiden Köpfe ist am Schulterblatt und er setzt am Unterarm an der Tuberositas radii und an der Bizepsaponeurose an, die in die Unterarmfaszie einstrahlt. Bei gebeugtem Ellenbogen wirkt der Bizeps als hauptsächlichlicher Supinator und erreicht die maximale Wirkung bei 90° Flexion. (Aumüller 2007)

Die Unterarmmuskulatur wird nach ihrer Lage in eine ventrale und eine dorsale Gruppe unterteilt. Die meisten Muskeln der ventralen Gruppe beugen das Handgelenk, sind also Flexoren, während die auf der dorsalen Seite sich befindenden Muskeln Extensoren sind. Weiter lassen sich diese beiden Gruppen noch in eine oberflächliche und eine tiefe Schicht unterteilen. Die dritte Gruppe der Extensoren wird als Radialisgruppe bezeichnet. Diese hat im Ellenbogen eine flektierende Funktion. Auch einige der oberflächlichen Flexoren des Handgelenks, die ihren Ursprung am Humerus besitzen, fungieren als Beuger im Ellenbogengelenk mit. (Aumüller 2007; Netter et al. 2006)

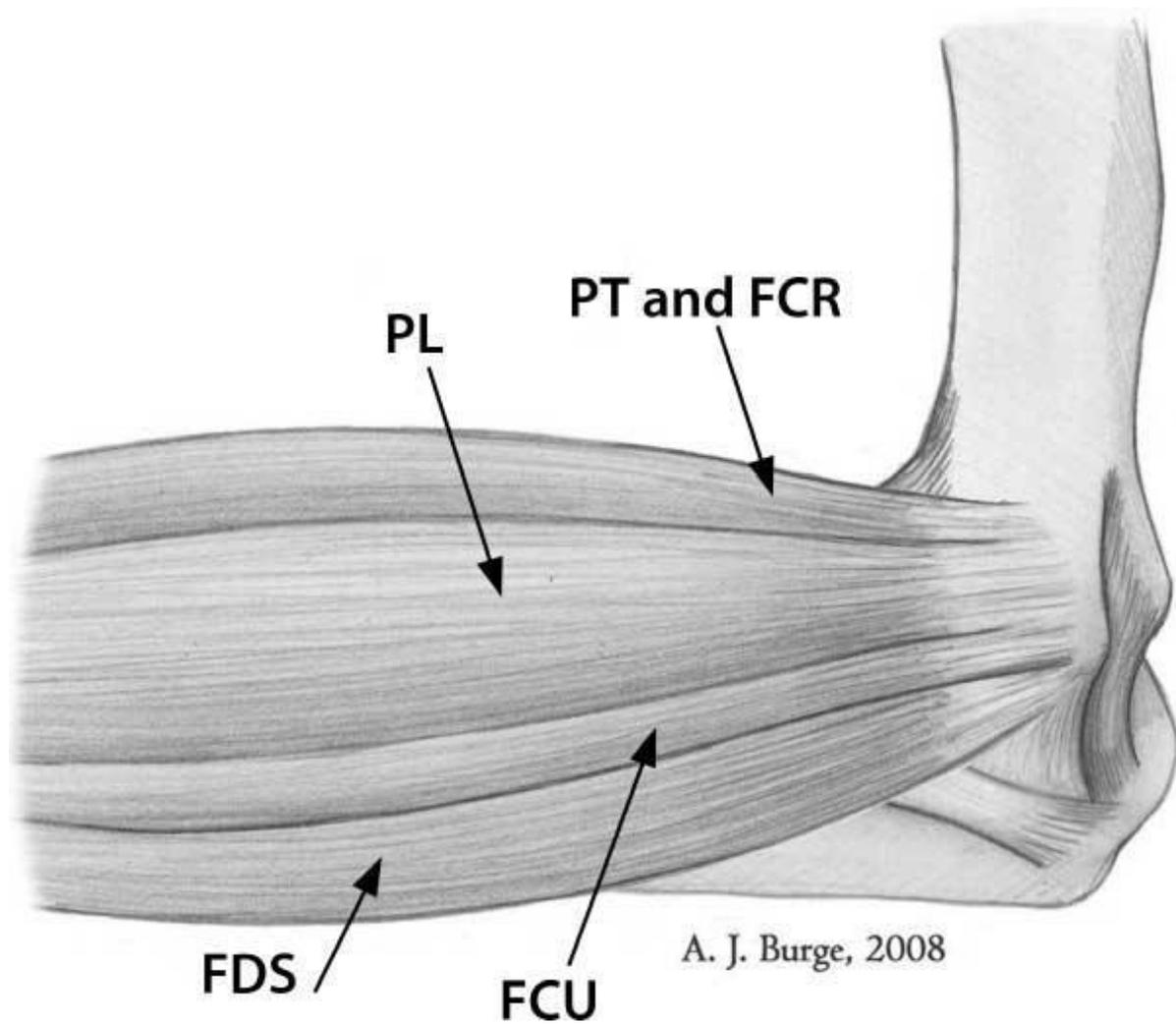
Einige der Flexoren und Extensoren sind für die Pronation und Supination des Unterarms verantwortlich und besitzen eine wichtige stabilisierende Funktion des Ellenbogengelenks, weshalb sie als sekundäre Stabilisatoren oder auch als dynamische Stabilisatoren bezeichnet werden (O'Driscoll et al. 1992; Aumüller 2007).

Da für diese Arbeit vor allem die am Humerus entspringenden Muskeln des Unterarms von Bedeutung sind, werden diese nun genauer erläutert und die Funktion nur bezüglich des Ellenbogengelenks genannt. Alle oberflächlichen Flexoren haben zumindest einen Ursprung am Epikondylus medialis humeri. Diese gemeinsame Ursprungssehne wird als Caput commune oder Footprint bezeichnet. (Aumüller 2007)

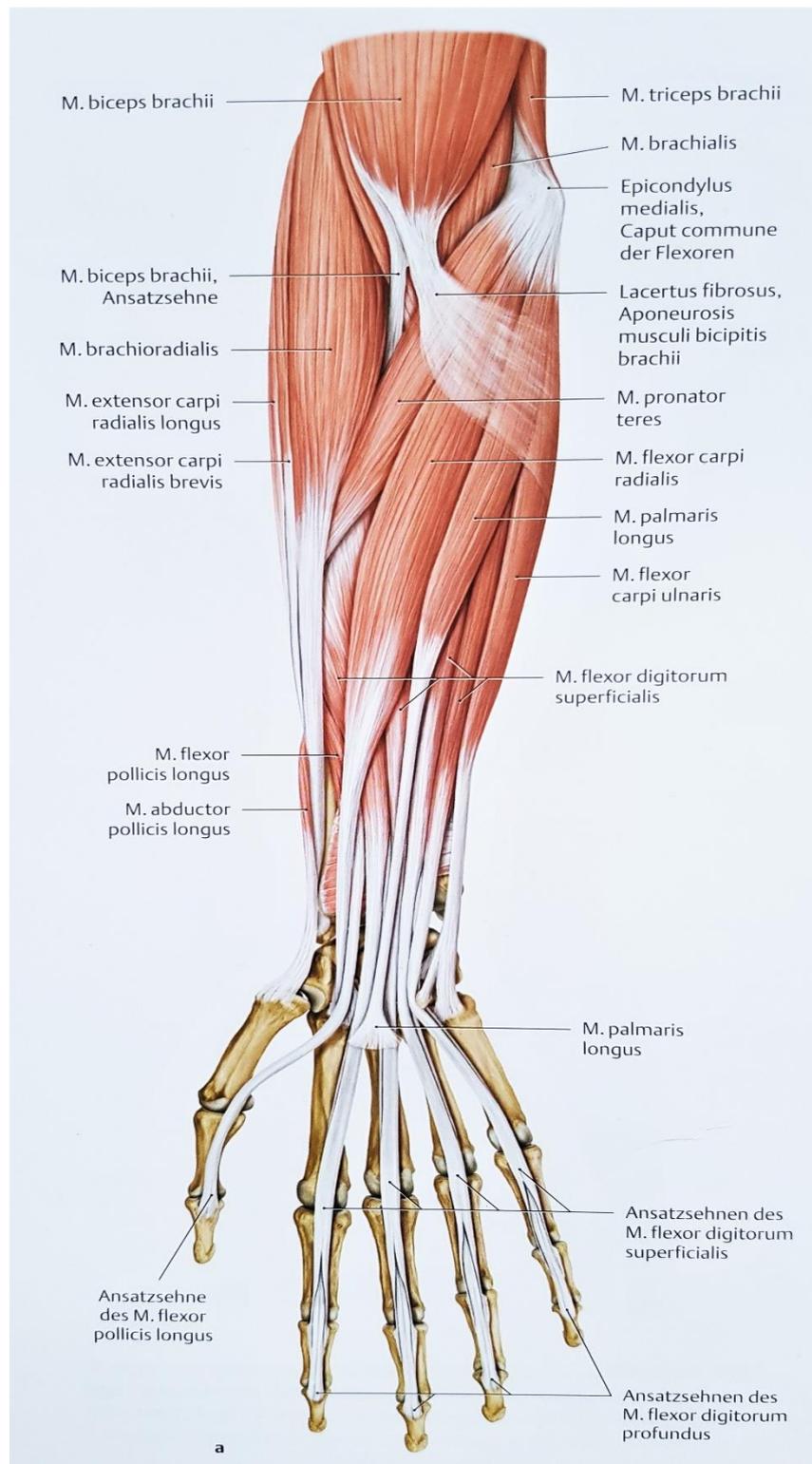
Die dazu gehörenden Muskeln sind:

- |                                    |  |
|------------------------------------|--|
| M. pronator teres:                 | - Ansatz: Radiusschaft<br>- Funktion: Pronation und Flexion        |
| M. palmaris longus:                | - Ansatz: Palmaraponeurose<br>- Funktion: Pronation und Flexion    |
| M. flexor carpi radialis:          | - Ansatz: Os metacarpi II<br>- Funktion: Pronation und Flexion     |
| M. flexor carpi ulnaris:           | - Ansatz: Mittelhand- und Handwurzelknochen<br>- Funktion: Flexion |
| M. flexor digitorum superficialis: | - Ansatz: Mittelphalangen II – V<br>- Funktion: schwache Flexion   |

(Aumüller 2007)

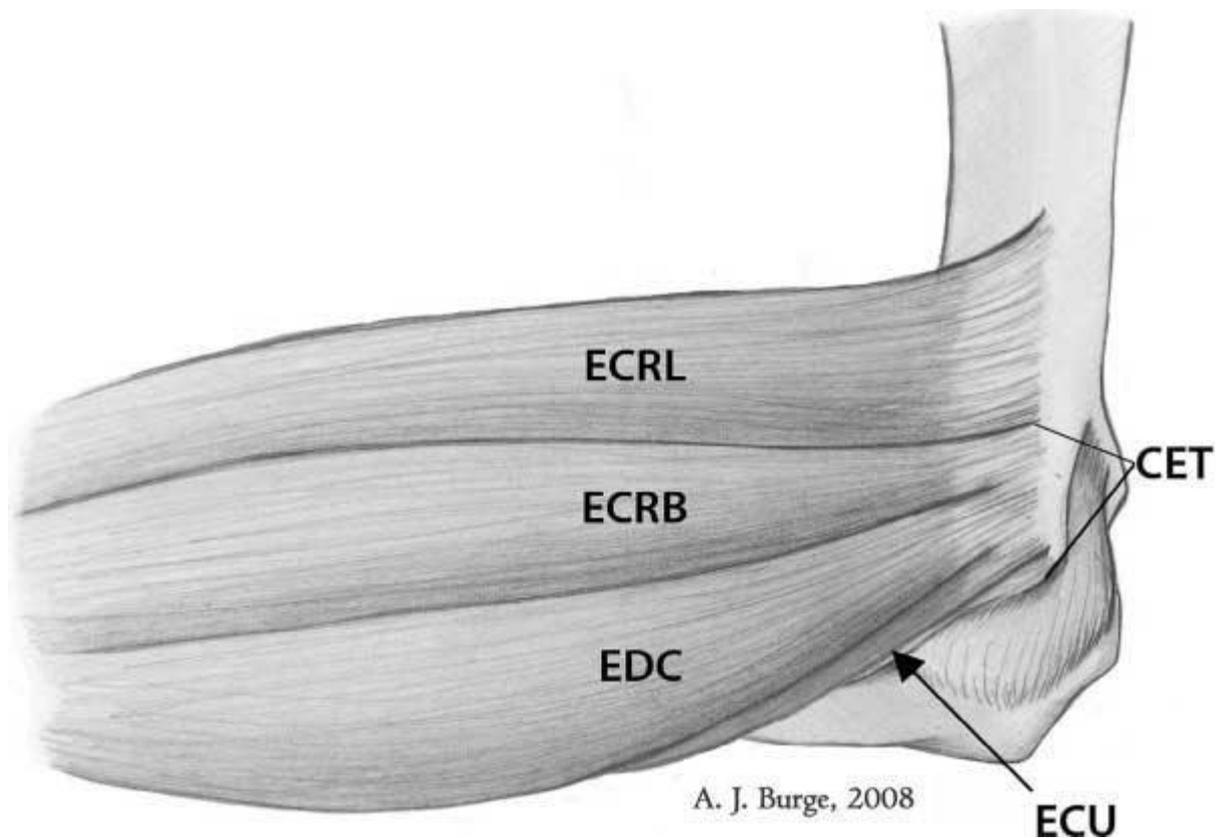


**Abb. 4:** Anatomische Darstellung des muskulotendinösen Ursprungs am Epikondylus medialis. FCR = flexor carpi radialis, FCU = flexor carpi ulnaris, FDS = flexor digitorum superficialis, PL = palmaris longus, PT = pronator teres. (Walz et al. 2010, S.176)

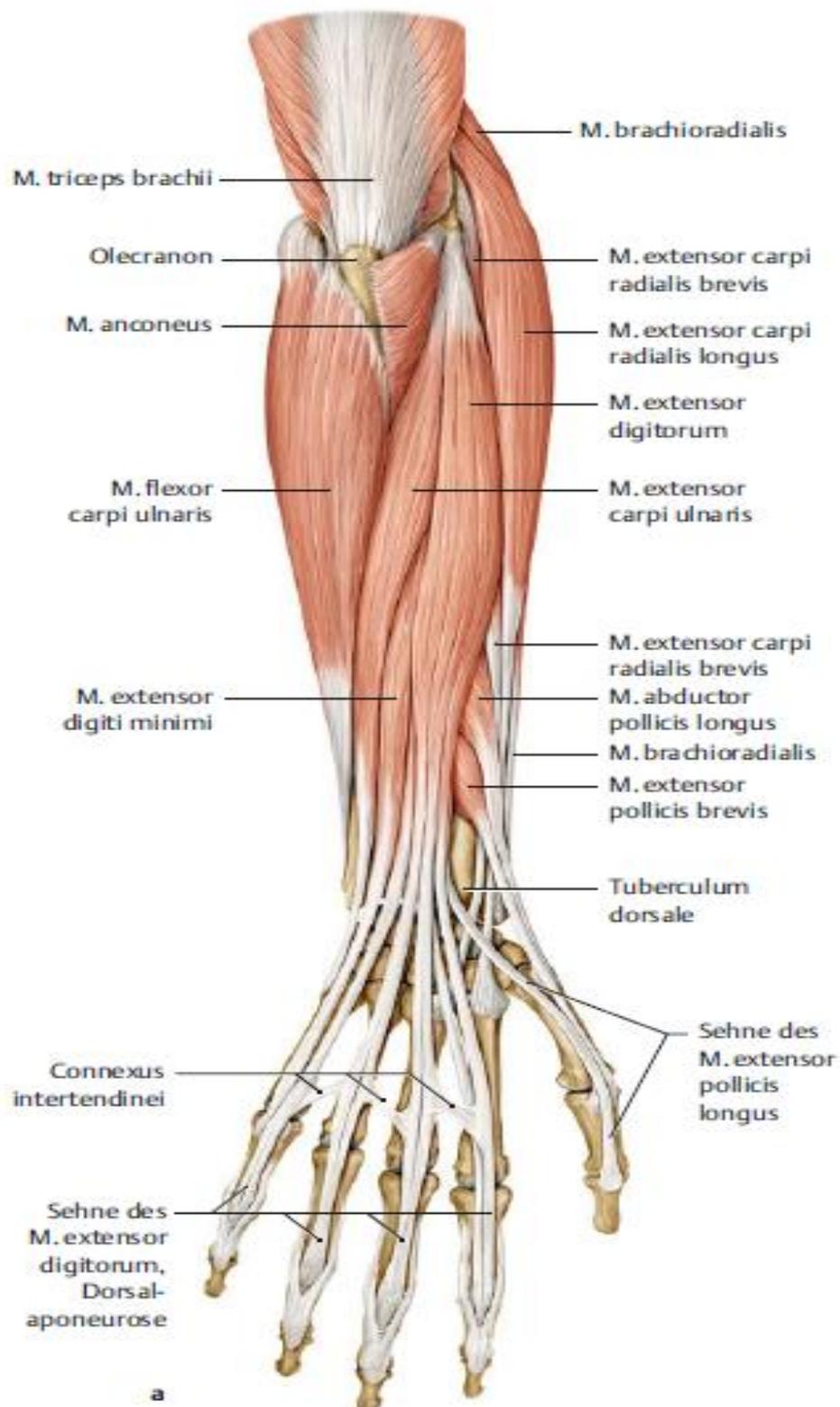


**Abb. 5:** *Übersicht der Muskeln des rechten Unterarms in der Ansicht von ventral. Dargestellt sind die oberflächlichen Flexoren und die Radialisgruppe (Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus LernAtlas der Anatomie. Band Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 2. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2007, S. 332, Abb. Aa)*





**Abb. 6:** *Anatomische Darstellung des muskulotendinösen Ursprungs im Bereich des Epikondylus lateralis. ECRB = extensor carpi radialis brevis, ECU = extensor carpi ulnaris, EDC = extensor digitorum communis (bestehend aus extensor digitorum und extensor digiti minimi), Ursprung dieser Muskeln am Epikondylus lateralis über caput commune (CET = common extensor tendon), ECRL = extensor carpi radialis longus mit Ursprung an der Crista supracondylaris lateralis. (Walz et al. 2010, S. 168)*



**Abb. 7:** *Übersicht der Muskeln des rechten Unterarms in der Ansicht von dorsal. Dargestellt sind die oberflächlichen Extensoren und die Radialisgruppe (Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus LernAtlas der Anatomie. Band Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 4. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2014, S. 340, Abb. Aa)*

## 1.1.2 Biomechanik

Das Ellenbogengelenk ist ein geführtes Gelenk, das zwei Freiheitsgrade besitzt. Es lässt die Extension und Flexion mit bis zu  $10/0/150^\circ$  und die Pronation und Supination mit bis zu  $90/0/90^\circ$  zu. Die Bewegungslimitierung liegt der anatomischen Form und der osteoligamentären Führung zugrunde, wobei die Gelenkkapsel und die umgebende Muskulatur eine große Rolle bei der Stabilisierung spielen. So verhindert das Olecranon beim Anschlag in der Fossa olecrani die weitere Extension. Die Flexion wird durch die Weichteilhemmung der Oberarm- und Unterarmmuskulatur begrenzt. (Aumüller 2007)

Das Humeroulnargelenk bietet Stabilität gegen Varusstress sowohl in Extension aber v.a. auch in Flexionsstellung (Mittlmeier u. Beck 2009; Ball et al. 2002). Das Olecranon und der Processus coronoideus umgreifen die Trochlea humeri zangenartig und verhindern somit die Luxation nach ventral und dorsal (Aumüller 2007). Der Radiuskopf stabilisiert vor allem bei Valgusstress und nimmt bis zu 60% der Kraft bei axialer Belastung auf (Mittlmeier u. Beck 2009; Ball et al. 2002). Die anteriore Kapsel spielt v.a. in Extension eine wichtige Rolle bei der Stabilisierung von Varus- und Valgusbelastungen (Mittlmeier u. Beck 2009; Müller et al. 2016).

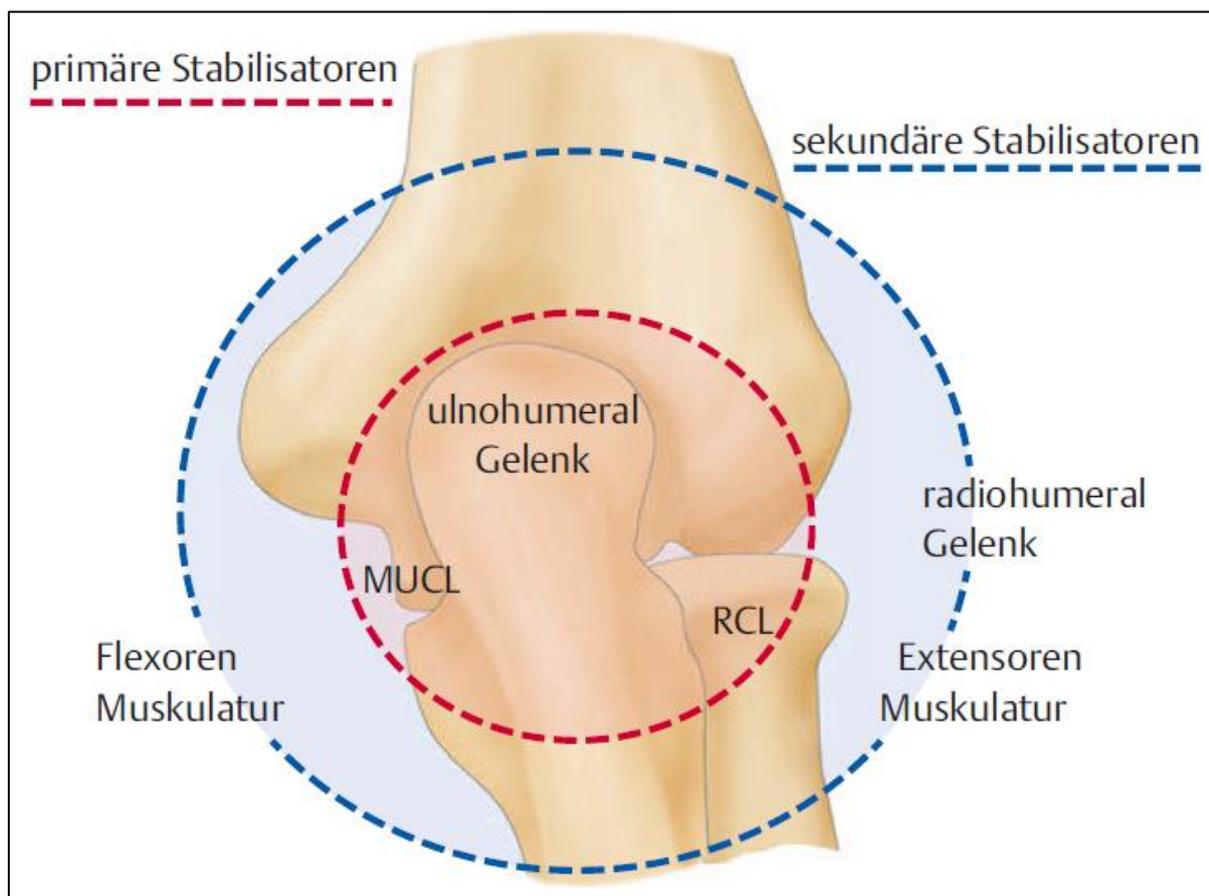
Die Kollateralbänder medial und lateral laufen kapsulär und bieten Stabilität bei Valgus- und Varusstress. Der ulnare Seitenbandkomplex (MCL) besteht aus dem anterioren, dem posterioren sowie dem transversen Bündel. (Müller et al. 2016)

Wesentliche Bedeutung kommt dem anterioren Bündel zu, welches das stärkste Element des medialen Ellenbogenbandapparats darstellt (Ball et al. 2002; O'Driscoll et al. 2001; Mittlmeier u. Beck 2009). Während die Kapsel und die osteoligamentären Strukturen als passive Stabilisatoren bezeichnet werden, stellen die das Gelenk umgebenden Muskeln die aktiven Stabilisatoren dar. Die Mm. triceps, biceps, brachialis und anconeus üben einen Kompressionseffekt auf die hoch kongruenten Artikulationspartner aus und führen zu einer Erhöhung der inhärenten Stabilität. (Mittlmeier u. Beck 2009; O'Driscoll et al. 2001; Ball et al. 2002; Celli et al. 2008)

Auch die Handgelenksflexoren und -extensoren, die ihren Ursprung am Epikondylus medialis und lateralis haben, spielen eine entscheidende Rolle. So konnte in biomechanischen Studien gezeigt werden, dass die Extensoren und deren fibröse

Septen als aktive Stabilisatoren sogar den Haupteffekt zur Stabilität beitragen. (Müller et al. 2016; Cohen u. Hastings 1997; Alcid et al. 2004)

Nach dem Stabilitätsmodell nach O'Driscoll gibt es bildlich analog zu einer Festung zwei Verteidigungsringe. Die primären Stabilisatoren bestehen aus dem Humeroulnargelenk und den beiden Kollateralbändern medial und lateral. Die sekundären Stabilisatoren sind das Radiohumeralgelenk und die Flexoren und Extensoren des Unterarms. (O'Driscoll et al. 1992; Müller et al. 2016)



**Abb. 8:** Stabilitätsmodell nach O'Driscoll, (Müller et al. 2016, S. 259)

## 1.2 Ätiologie und Pathogenese der Sehnenruptur an den Epikondylen

Wie bereits oben beschrieben, kann die Ursache eines Sehnenaustrisses der Flexoren- oder Extensorenmuskulatur in einem traumatischen Ereignis liegen. Häufiger kommt eine chronische Überlastung mit Entstehung von Mikrotraumen und eine eventuelle iatrogene Schädigung durch die Behandlung mit Steroidinjektionen als Ursache in Frage. Im Rahmen eines operativen Zugangs zum Ellenbogengelenk ist eine Abtrennung dieser Sehnenansätze erforderlich, die anschließend wieder stabil refixiert werden sollen. Im folgenden Abschnitt wird auf diese drei Aspekte genauer eingegangen. (Stanley u. Trail 2012; Müller et al. 2016)

Ein traumatisches Ereignis wie eine Überstreckung oder ein Sturz auf den ausgestreckten Arm kann zu einer Luxation des Ellenbogengelenks führen (Müller et al. 2016). Von einer traumatischen Ellenbogenluxation sind häufig Erwachsene im jungen und mittleren Alter betroffen, was häufig auf einen Unfall bei Alltags-, Berufs- oder Sportaktivitäten zurückzuführen ist (Hobgood et al. 2008). Eine einfache Ellenbogenluxation zeichnet sich aus durch eine Verletzung der kapsuloligamentären Strukturen und Muskeln ohne knöcherner Beteiligung. Daraus kann eine Instabilität des Ellenbogens resultieren. Oft reißen zuerst die Kapsel und Anteile der Seitenbandkomplexe. Bei hochgradiger Einstufung ist die Verletzung oft von einem Riss der Flexoren- und Extensorenmuskulatur begleitet. Die Differenzierung der beschädigten Seitenbänder, der Kapsel und der Ursprungssehne gestaltet sich wegen des gemeinsamen Ursprungs nach einem Trauma oft schwierig. (Müller et al. 2016)

Durch chronische Überbelastung der Flexoren und Extensoren des Handgelenks kann es zu einer Schädigung der Ansatzsehne kommen. Dies äußert sich durch Schmerzen im Bereich der Epikondylen, was dann als Epikondylopathie bezeichnet wird. Synonym werden die Begriffe Golferellenbogen und Tennisellenbogen oder Epikondylitis lateralis und medialis benutzt. Die aus dem Namen Epikondylitis zu erwartende Entzündung ist bei histologischer Untersuchung oft nicht anzutreffen, weshalb korrekterweise der Begriff Epikondylopathie verwendet wird. (Stanley u. Trail 2012; Martini et al. 2003)

Der Grund für eine Überlastung der Sehne ist multifaktoriell. So steht einerseits die Beanspruchung der Sehne der Widerstandsfähigkeit der Sehne andererseits gegenüber (Faro u. Wolf 2007). Diese ist wiederum von deren biomechanischen Eigenschaften und der Regenerationsfähigkeit der Sehne abhängig. So finden sich im Bereich der lateralen Epikondyle und in der gemeinsamen Extensorsehne 2 – 3 cm distal der lateralen Epikondyle hypovaskuläre Zonen, die die Regenerationsfähigkeit beeinträchtigen können (Bales et al. 2007). Eine vorrausgegangene Immobilisierung aufgrund von Schmerzen sowie einer Hypersensibilität, die durch eine Neurotransmitterausschüttung wie Glutamat und eine Laktatanhäufung entsteht, führt zur Degeneration und Schwächung der Sehne (Ahmad et al. 2013). Diese zeigt anschließend eine erhöhte Anfälligkeit für Mikrotraumen und Rupturen (Ahmad et al. 2013).

Nischl 1992 und Nischl u. Pettrone 1979 teilen die Mikrotraumen in 4 Stadien ein. So sind im Stadium 1 keine pathologischen Veränderungen, sondern nur eine Inflammation im Sinne einer kurzfristigen Überlastungsreaktion vorzufinden. Im Stadium 2 kommt es zu einer Fibroblastenproliferation mit Gefäßeinsprossung. Stadium 3 ist durch eine Tendinose und/oder eine (Partial-)Ruptur gekennzeichnet. Im Stadium 4 sind zusätzlich Anzeichen einer Fibrose, Kalzifikationen und Verknöcherungen vorzufinden. (Donaldson et al. 2014; Kraushaar u. Nirschl 1999; Nirschl 1992; Nirschl u. Pettrone 1979)

Die mediale Epikondylopathie ist seltener und kommt etwa 3 bis 10-fach geringer vor als die der lateralen Seite (Shiri et al. 2006; Ciccotti et al. 2004). Als Mechanismus ist hier die repetitive oder kraftvolle Flexion und Pronation des Ellenbogens bei gleichzeitiger Valgusbelastung typisch. Typischer Auslöser für die laterale Epikondylopathie ist eine Kombination einer repetitiven und kraftvollen Extension im Handgelenk. Supinationsbewegungen können ebenfalls eine laterale Epikondylopathie bewirken (Walz et al. 2010). Als weiterer Triggermechanismus kommt ein Reiben des M. ECRB auf der lateralen Seite des Capitulum als initiale Ursache in Frage (Bunata et al. 2007). (Donaldson et al. 2014; Kane et al. 2014; Shiri et al. 2006)

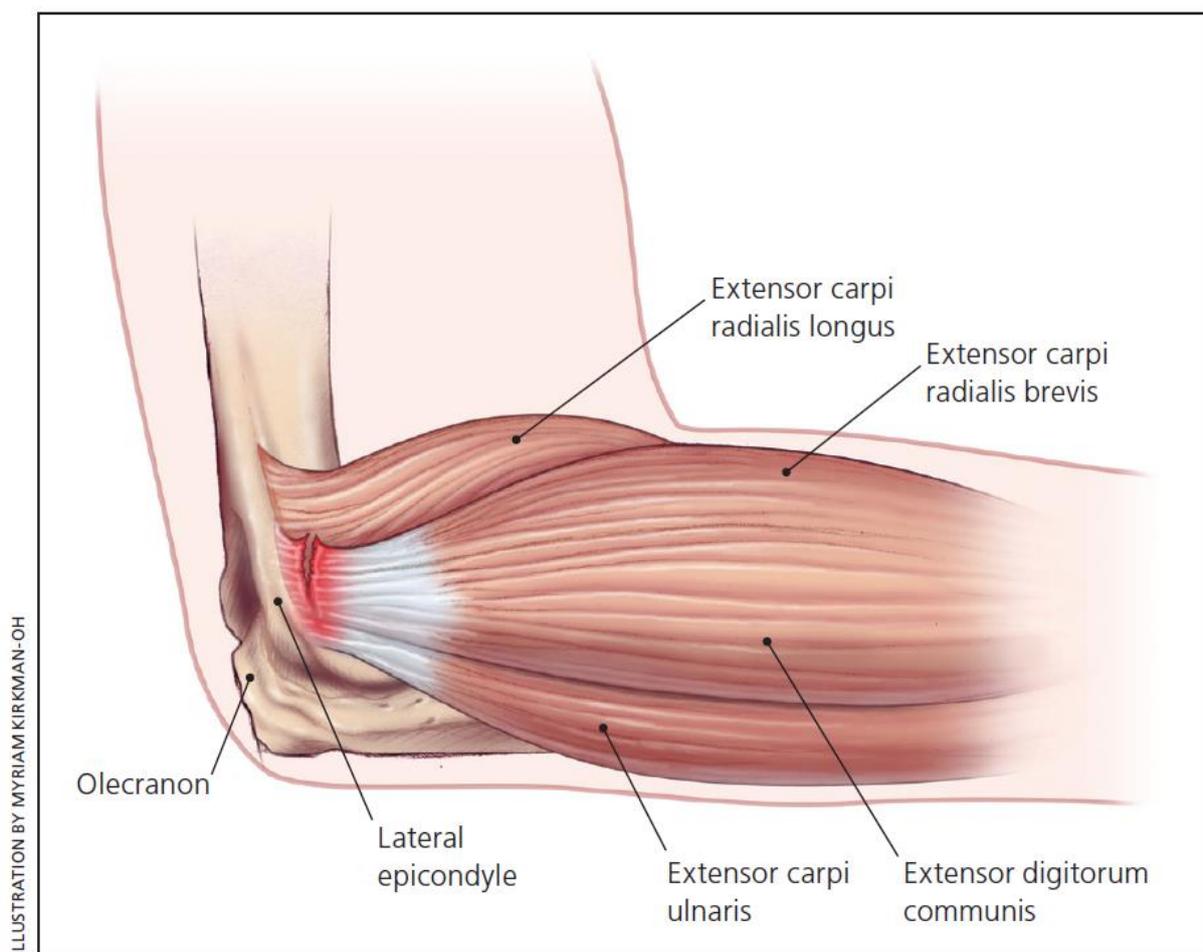
Eine erhöhte Prädisposition besteht demnach bei Sportlern der Sportarten mit Schlägern, wie Tennis, Squash und Golf, aber auch der Wurfsporarten wie Baseball oder Handball. Auch bei Leichtathleten (z.B. Speerwerfern) und Gewichthebern

besteht eine erhöhte Prädisposition. (Donaldson et al. 2014; McHardy et al. 2006; Schipper et al. 2011)

Bei einigen beruflichen Tätigkeiten wie rezidivierendes Benutzen von Schraubendrehern, Föhnen bei Frisören sowie bei Schreibtätigkeiten am PC kommen ebenfalls solche Überlastungen vermehrt vor (Heinrichs et al. 2014).

Als Ursache und Verstärkung der Symptomatik findet sich in der Literatur eine Injektion von Kortikosteroiden an den Sehnenansatz. Diese Methode bringt in einem Beobachtungszeitraum von 3 bis 12 Monaten den aktuellen Studien zufolge gegenüber einer Placebogruppe zwar keinen Vorteil, jedoch weist es nach 6 Wochen eine Schmerzreduktion auf (Stahl u. Kaufman 1997; Claessen et al. 2016). Dabei kann es jedoch zu Komplikationen kommen, die auf die Wirkung von Kortikosteroiden auf das Bindegewebe zurückzuführen ist. So kann es bei zu oberflächlicher Injektion zu Hautverfärbungen und einer Fettatrophie kommen (Beyzadeoglu et al. 2011; Newman 1984; Kumar u. Newman 1999). Bei einer zu tiefen intratendinösen Injektion kann es zur Nekrose und Degeneration des Sehnenknocheninterfaces kommen (Balasubramaniam u. Prathap 1972).

Die durch eine Überlastung durch Mikrotraumen schon vorgeschädigte Sehne wird oft durch eine oder mehrere Kortikosteroidinjektionen noch weiter geschwächt, wodurch es zum Bild einer Ruptur kommt (Ford u. DeBender 1979). (Smith et al. 1999; Fredberg 1997)



**Abb. 9:** *Lateraler Epikondylus und gemeinsamer Extensorenursprung. Partialruptur des caput commune (Kane et al. 2014, S. 653)*

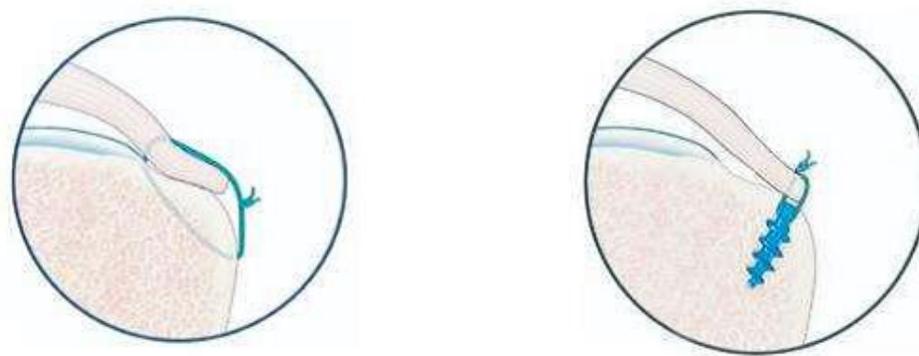
Ein großer Teil der Epikondylopathien lässt sich gut mit konservativen Verfahren therapieren. Jedoch kann bei frustranen konservativen Therapieversuchen oder bei gravierenden strukturellen Schäden wie einer Partial- oder Totalruptur der Sehne ein operatives Vorgehen indiziert sein. Zur operativen Therapie der lateralen Epikondylopathie stehen die Verfahren nach Hohmann G. 1926 mit der Verlängerungstenotomie, nach Wilhelm 1989 und Wilhelm u. Gieseler 1962 mit der regionalen Verödung der Knochenhaut und des lokalen Nervengeflechts sowie nach Nirschl u. Pettrone 1979 mit dem Débridement der Sehne zur Verfügung (Heinrichs et al. 2014; Hohmann G. 1926; Wilhelm 1989; Wilhelm u. Gieseler 1962; Nirschl u. Pettrone 1979). Als Erweiterung dieser Verfahren wurde von Geyer 2009 die ADORE-Prozedur beschrieben, die ein arthroskopisches Débridement des Gelenks, der Sehne und Bänder, eine Denervierung und anschließende offene Refixation der Sehne mit transossärer Naht oder über Ankersysteme in Doppelreihentechnik darstellt (Müller et al. 2016; Geyer 2009).

Zur operativen Therapie der medialen Epikondylopathie werden die gleichen Operationsprinzipien wie auf der radialen Seite angewandt (Müller et al. 2016; Wilhelm u. Gieseler 1963).

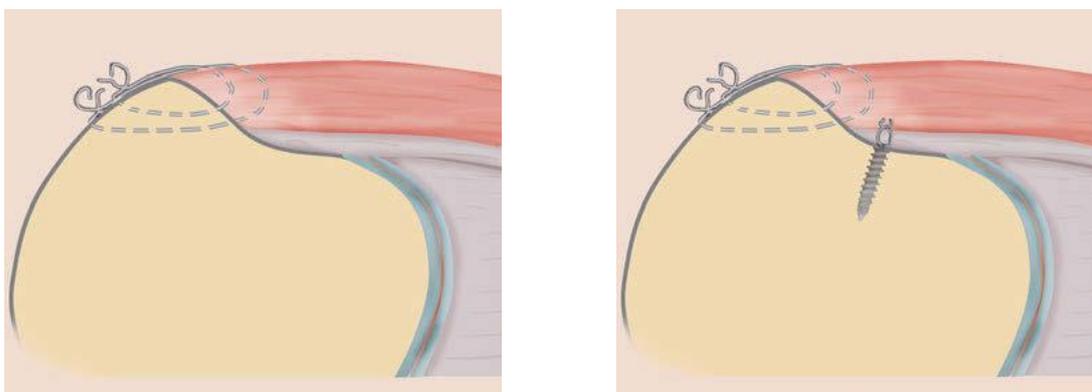
Eine Durchtrennung der Extensoren- oder Flexorensehne mit anschließender Refixation kann auch bei anderen operativen Eingriffen notwendig werden. Zu nennen sind hier die Behandlung einer Luxationsfraktur, einer chronischen Instabilität wie z.B. einer posterolateralen Rotationsinstabilität, einer Ellenbogensteife mit offener Arthrolyse, einer Radiuskopffraktur, einer Osteoarthrose oder bei der Durchführung einer Interpositionsarthroplastik. (Müller et al. 2016; Stanley u. Trail 2012; Martini et al. 2003)

## 1.3 Operationsverfahren und biomechanische Modelle der Refixation

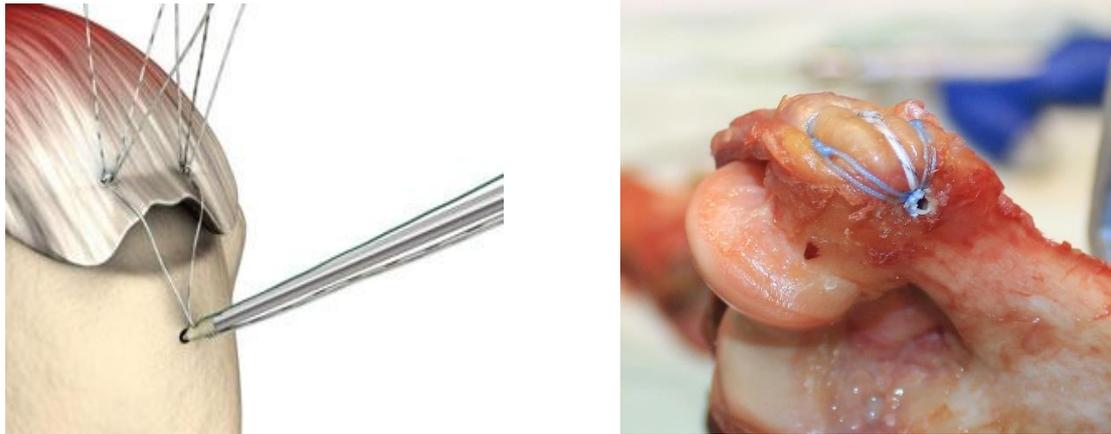
Für die Refixation der abgelösten oder rupturierten Extensoren- oder Flexorensehne stehen mehrere gängige Operationstechniken zur Verfügung. Dabei wird grundlegend die transossäre Refixation von einer Refixation durch Anker unterschieden. Auch ein Hybrid dieser beiden Techniken ist möglich (Müller et al. 2016). Bei der Ankerrefixation kann man wiederum eine einfache Reihentechnik (Single Row) von der Einbringung einer weiteren Reihe zur Doppelreihentechnik (Double Row) unterscheiden.



**Abb. 10:** *Schema der transossären Naht und der Nahtankerrefixation (Meier u. Meier 2006, S.1170)*



**Abb. 11:** *Schema einer transossären Naht und einer zusätzlichen Ankerfixierung als hybride Technik (Müller et al. 2016, S. 389 Abb. 6.35)*



**Abb. 12:** *Schema einer „DR“ Technik an der Rotatorenmanschette (tonycorner.com) und der fertigen „DR“ Refixation an unserem Präparat*

Als Basis für eine erfolgreiche Sehnenrekonstruktion und eine anschließende osteofibroblastische Integration ist eine hohe Primärstabilität und spannungsfreie Readaption der Sehnenenden an den Knochen entscheidend (Patte et al. 1981).

Die Gewährleistung einer osteofibroblastischen Einheilung der Sehne ist das Hauptziel der Refixation. Bei hoher Primärstabilität der Versorgung wird die Einheilung der Sehne verbessert und ermöglicht eine frühzeitige Durchführung von rehabilitativen Maßnahmen (Kim et al. 2006). Dies ist entscheidend, um der Einsteifung des Gelenks durch Verdickung des Bindegewebes und der Kapsel vorzubeugen (Maripuri et al. 2007; Farron u. Ménétrey 1997; Englert et al. 2013; Grawe et al. 2016). Da speziell bei den Flexoren- und Extensorsehnen am Ellenbogen keine ausreichende Studienlage zur Refixation vorhanden ist, wird in der Diskussion auf die Refixationstechniken der Rotatorenmanschette der Schulter eingegangen. So konnte in Studien gezeigt werden, dass eine Rotatorenmanschetten-Refixation durch Nahtanker der transossären Refixation überlegen bzw. zumindest gleichwertig ist (Reed et al. 1996; Rossouw et al. 1997; Klinger et al. 2007; Craft et al. 1996). Thema aktueller Studien ist es die Primärstabilität der Sehnenrefixation zu verbessern, um dadurch die Rerupturraten zu minimieren.

Bezüglich der Ankerplatzierung findet eine kontroverse Diskussion statt, ob eine weitere Ankerreihe (Double Row) einen biomechanischen Vorteil und damit eine höhere Primärstabilität sowie besseres Einheilen der Sehne bringt. Um Refixationstechniken nach ihrer Güte grundsätzlich zu vergleichen, werden in experimentellen Studien folgende Kriterien beurteilt:

- Die absolute Zugfestigkeit, (engl. pull to failure) (Ma et al. 2006)
- Das Ausmaß des Aufklaffens der Sehne an der Refixationsstelle bei Belastung (engl. gap-formation) (Ma et al. 2006)
- Die zyklische Belastbarkeit einer Refixation (Ma et al. 2006)

(Gilbert 2013)

So wurden in dieser Studie die absolute Zugfestigkeit und die entsprechende Dislokation gemessen. Aus dem Quotient der Kraftwerte und der Dislokation lässt sich die Steifigkeit der Refixation errechnen. Bei der zyklischen Belastbarkeit wurde auf die Messung der gap formation verzichtet. Stattdessen wurde das sog. klinische Versagen untersucht, das sich im Gegensatz zur gap formation nicht auf die Dislokation an der Refixationsstelle sondern auf das ganze Konstrukt und alle seine Glieder bezieht. In den kommenden Kapiteln soll genauer auf die gemessenen Parameter eingegangen, diese erläutert und diskutiert werden.

## 1.4 Ziel dieser Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es den Einfluss von Refixationstechniken mit Ankern nach den oben genannten Kriterien untereinander und mit nativen, nicht vorgeschädigten Präparaten hinsichtlich ihrer Stabilität zu vergleichen.

Die untersuchten Gruppen sind:

- **Nativpräparat**
- **Single Row Refixation („SR“)**
- **Double Row Refixation („DR“)**

Dabei soll ein möglicher Vorteil einer der beiden OP Techniken geklärt werden.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Präparate

Die in der Dissertationsarbeit durchgeführten Versuche wurden im Labor für Biomechanik der Firma Arthrex in München durchgeführt (Leiter: PhD Coen Wijdicks). Die humanen fresh frozen Ellenbogenpräparate wurden aus den USA geliefert und bei der Organisation Science Care in Phoenix Arizona von der Firma Arthrex für die Versuche bestellt. Einschlusskriterien waren das Alter (zum Todeszeitpunkt unter 65 Jahren), männliches Geschlecht sowie kein vorausgegangenes Trauma im Sinne einer anatomisch und biomechanisch relevanten Veränderung an den am Ellenbogengelenk beteiligten Knochen. Ausschlusskriterien waren eine operative Intervention am Ellenbogengelenk sowie makroskopisch nicht intakter Weichteilmantel oder knöcherne Strukturen. Das Alter der Spender lag zwischen 19 Jahren und 64 Jahren. Der Spender BMI lag zwischen  $14,7 \text{ kg/m}^2$  und  $34,9 \text{ kg/m}^2$ . Die Länge der Humeri war abhängig von der Körpergröße unterschiedlich, da sie als Mid-Shaft von der Firma Science Care geliefert wurden.

## 2.2 Gruppeneinteilung

Die Versuche wurden in drei Gruppen unterteilt, wobei die nativen Präparate mit zwei Nahttechniken verglichen wurden. Je Gruppe waren es sechs Präparate  $n=6$ , insgesamt 18 Präparate. Bei der Verteilung der Präparate auf die Gruppen wurde darauf geachtet, dass kein signifikanter Unterschied in den Gruppen bezüglich Alter und BMI bestand. Anschließend erfolgte eine randomisierte Zuweisung der drei Präparat-Gruppen zu den drei Test-Gruppen.

**Tabelle 1:** *Angabe von Mittelwert +/- Standardabweichung bezüglich Alter und BMI innerhalb der drei Gruppen*

	Alter (Jahre)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
Nativ	54,5 ± 4,3	23,2 ± 4,7
Single Row	54,8 ± 17,7	24,1 ± 7,4
Double Row	56,3 ± 5,3	23,8 ± 6,7

**Tabelle 2:** *Vergleich der drei Gruppen untereinander bezüglich Alter und BMI,  $p > 0,05$  in allen Gruppenvergleichen. Bei einem festgelegten Alphafehler von 5 Prozent kann somit kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen nachgewiesen werden.*

Alter	alpha= 0,050	
p=0,965	Nativ	SR
p=0,527	Nativ	DR
p=0,847	SR	DR

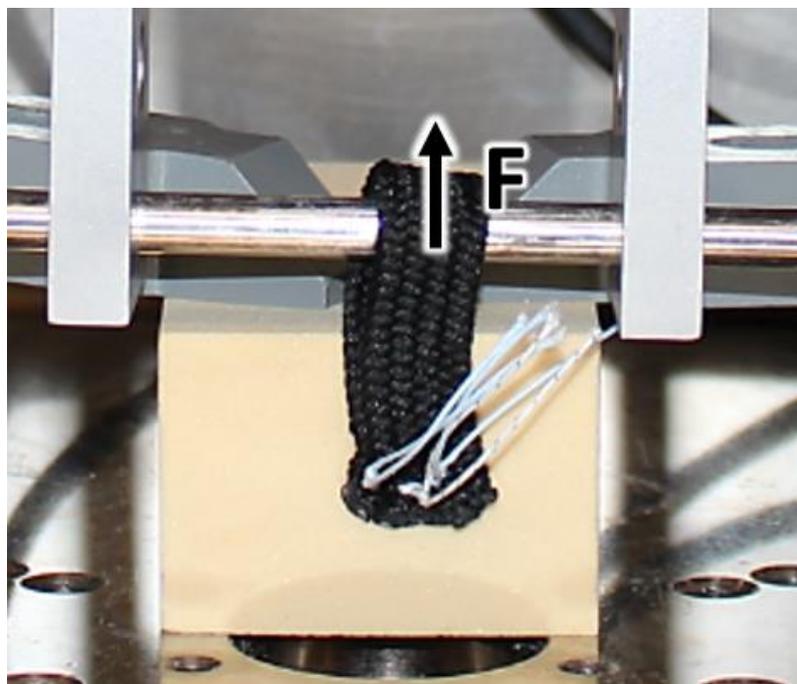
BMI	alpha= 0,050	
p=0,809	Nativ	SR
p=0,858	Nativ	DR
p=0,947	SR	DR

## 2.3 Vorversuche

In den Vorversuchen erfolgte die Optimierung des biomechanischen Protokolls, um mögliche Fehlerquellen zu detektieren, zu reduzieren und den Versuchsaufbau zu planen. Die ersten beiden Vorversuche fanden an drei humanen Ellenbogenpräparaten statt. Diese werden im Kapitel Diskussion genauer erläutert. Für die weiteren Vorversuche wurden vier Kunstknochen mit jeweils einer „SR“ und „DR“ Rekonstruktion verwendet.

### 2.3.1 Versuche am Kunstknochen

Der verwendete Kunstknochen war ein #1522-03 Sawbone®, Sweden, der Dichte 20pcf mit einer Blockhöhe von 40 mm, ohne Kortikalis, welcher nur die Eigenschaften der Spongiosa nachahmen sollte. Das bei der Rekonstruktion verwendete Kunststoff-Gewebeband dient als Sehnersatz und wurde in der Mitte des Kunstknochenblocks befestigt. Dieses Band hatte eine Breite von 15 mm und seine getestete Maximalkraft beträgt etwa 1000 N. Die Steifigkeit beträgt 62 N/mm.

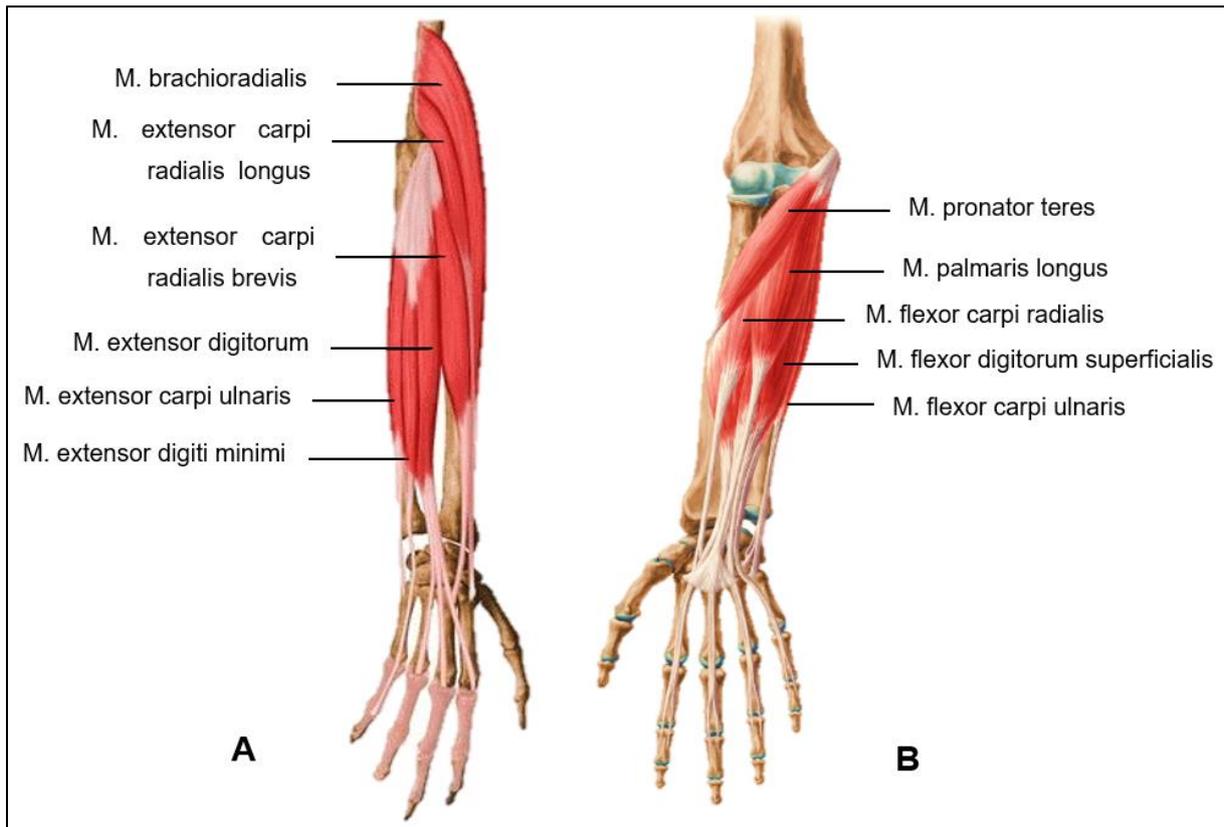


**Abb. 13:** *Befestigung des Kunstknochens mit Gabelspanneisen an der Bodenplatte. Kunststoff-Gewebeband durch eine „SR“ Rekonstruktion am Kunstknochen fixiert und oben mit der Zugmaschine verbunden. Die Zugrichtung betrug 90°.*

## 2.4 Präparation

Die fresh frozen Präparate wurden 24 Stunden vor dem geplanten Gebrauch bei Zimmertemperatur aufgetaut. Um das Ergebnis der Präparation möglichst konstant zu halten, wurden die folgenden Schritte in einheitlicher Reihenfolge festgelegt. Die Haut und das subkutane Fettgewebe wurden entfernt. Die Muskulatur am Humerus und am Unterarm wurde entlang der Faszien stumpf voneinander getrennt und dargestellt. Das Ellenbogengelenk wurde eröffnet und nach Entfernung der Muskulatur konnten Ulna und Radius entfernt werden. Nur der Humerus mit im Protokoll bestimmten Muskeln an beiden Epikondylen blieben erhalten. Für die Wahl dieser Muskeln wurden zwei Kriterien festgelegt. Sie sollen eine bedeutende Rolle bei der Bewegung des Handgelenks und der Finger spielen und eine relevante Zugfestigkeit an deren Sehne garantieren (Berger et al. 1988; An et al. 1991). Sie sollten ihren Ursprung in der Sehnenplatte haben, welche an einem der Epikondylen des Humerus inseriert.

Die am Footprint des Epikondylus medialis ansetzenden erhaltenen Flexoren sind: M. flexor carpi radialis (FCR), M. flexor carpi ulnaris (FCU), M. palmaris longus (PL), M. flexor digitorum superficialis (FDS). Die am Footprint des Epikondylus lateralis ansetzenden erhaltenen Extensoren sind: M. extensor carpi ulnaris (ECU), M. extensor carpi radialis brevis (ECRB), M. extensor digitorum (ED), M. extensor digiti minimi (EDM) (Aumüller 2007; Schünke et al. 2007). Anschließend wurde der Humerus von Resten des Bindegewebes befreit, sodass der Knochen möglichst blank zum Vorschein kam.



**Abb. 14: Darstellung der verwendeten Muskeln**

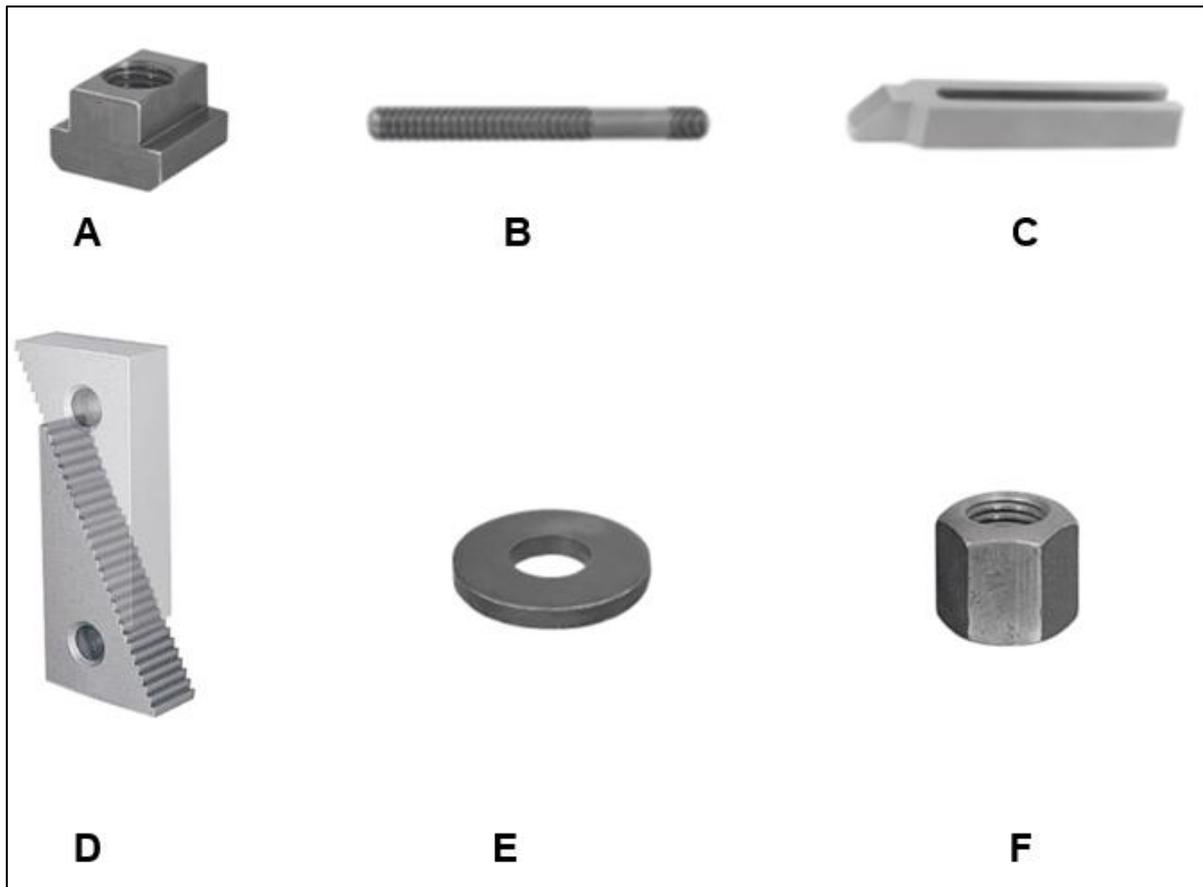
A.) (lecturio.de) Unterarm und Hand von dorsal. Dargestellt sind die oberflächliche Extensormuskulatur und die Radialisgruppe, wobei die mit dargestellten Mm. brachioradialis und extensor carpi radialis longus entfernt wurden und nur die vier oben genannten Muskeln erhalten wurden, welche am Footprint des Epikondylus lateralis ansetzen. Die tiefe Extensormuskulatur ist ebenfalls abpräpariert worden.  
 B.) (kenhub.com) Unterarm und Hand von palmar. Dargestellt ist die oberflächliche Flexormuskulatur wobei der mit dargestellte M. pronator teres entfernt wurde und nur die vier oben genannten Muskeln erhalten wurden, welche am Footprint des Epikondylus medialis ansetzen. Die tiefe Flexormuskulatur ist ebenfalls abpräpariert worden.

## 2.5 Prüfmaschine

Als Gerät zur Kraftmessung wurde die Tensile testing machine ElectroPuls™ E10000 Linear-Torsion with Console Version 8.8 and WaveMatrix Version 1.8 (Instron GmbH, Darmstadt, Germany) mit einer 2 kN Messdose (Instron GmbH, Darmstadt, Germany) eingesetzt.

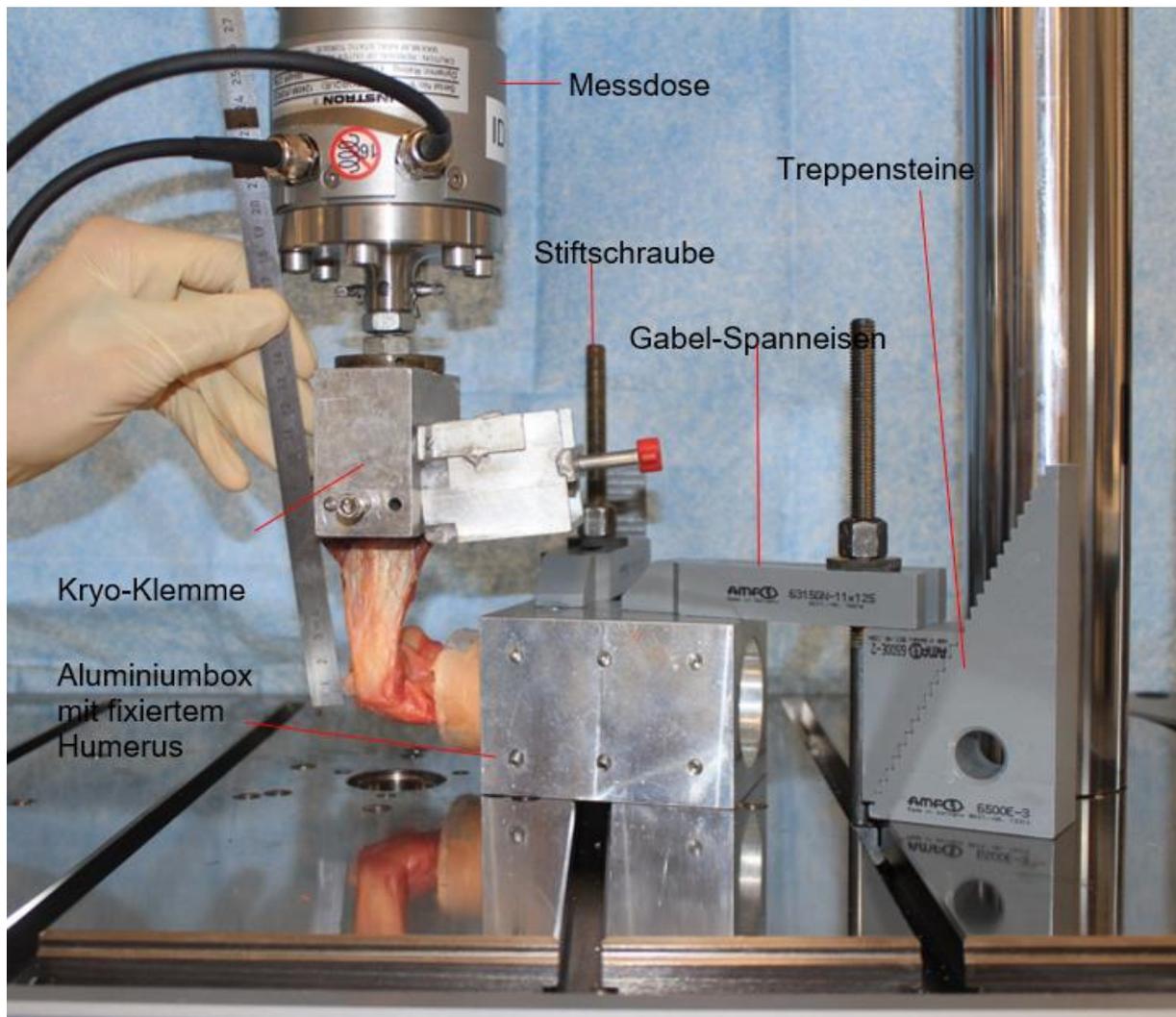
## 2.6 Fixierung des Humerus

Der proximale Humerus wurde so gekürzt, dass der distale Humerus 5 cm aus dem Polypropylen (PP) Container rausragen wird. Der Container hat eine Länge von 11 cm, woraus sich eine Gesamtlänge von 16 cm für den Humerus nach Kürzung ergibt. Um eine Rotationsstabilität zu gewährleisten wurden zwei Kirschnerdrähte im 90 Grad Winkel zueinander höhenversetzt axial durch den Schaft eingebracht. Nach deren Kürzung konnte der Humerus in den PP Container Ø50mm, 160mL (Carl Roth GmbH+Co. KG, Karlsruhe, Germany) eingebracht und mit Moldasynth® (Dental Stone, high strength, type 4, light brown, Hereaus Kulzer GmbH, Hanau, Germany) nach 10 minütiger Aushärtungszeit befestigt werden. Der Container wurde in einer rechteckigen Aluminiumbox fixiert (Grundfläche 70 mm x 70 mm, Höhe 100 mm, Bohrung in der Mitte 50,5 mm). Diese besitzt dazu sechs Pins auf zwei gegenüber liegenden Seiten, die man von außen durch Drehung in die Bohrung in der Mitte hineinschrauben kann. Die Aluminiumbox wurde durch eine Vorrichtung auf der Plattform befestigt. Die verwendeten Einzelteile sind in Abb. 15 dargestellt.



**Abb. 15:** *Verwendete Materialien zur Fixierung der Aluminiumbox auf der Bodenplatte. A. T-Nutenstein M10, B. Stiftschraube M10, C. Gabel-Spanneisen mit Nase, D. Treppensteine, E. Unterlegscheibe M10, F. Mutter M10*

Der Nutenstein wird in eine der Führungsrillen in der Bodenplatte eingeführt und ist somit gegen vertikalen Zug nach oben gesichert. Die Stiftschraube wird mit der Seite des kurzen Gewindes in den Nutenstein gedreht. Das Gabel-Spanneisen wird auf einer Seite mit der Nase voran auf die Aluminiumbox und mit dem hinteren Ende auf den Treppenstein gelegt, welcher lose auf der Bodenplatte steht. Die Stiftschraube befindet sich dabei zwischen den beiden Zinken des Spanneisens. Nun wird die Unterlegscheibe über die Stiftschraube gezogen und anschließend die Mutter mit einem Schraubenschlüssel festgedreht. Es sind zwei dieser Fixierungen nötig, um die Aluminiumbox gegen Verrutschen zu sichern.

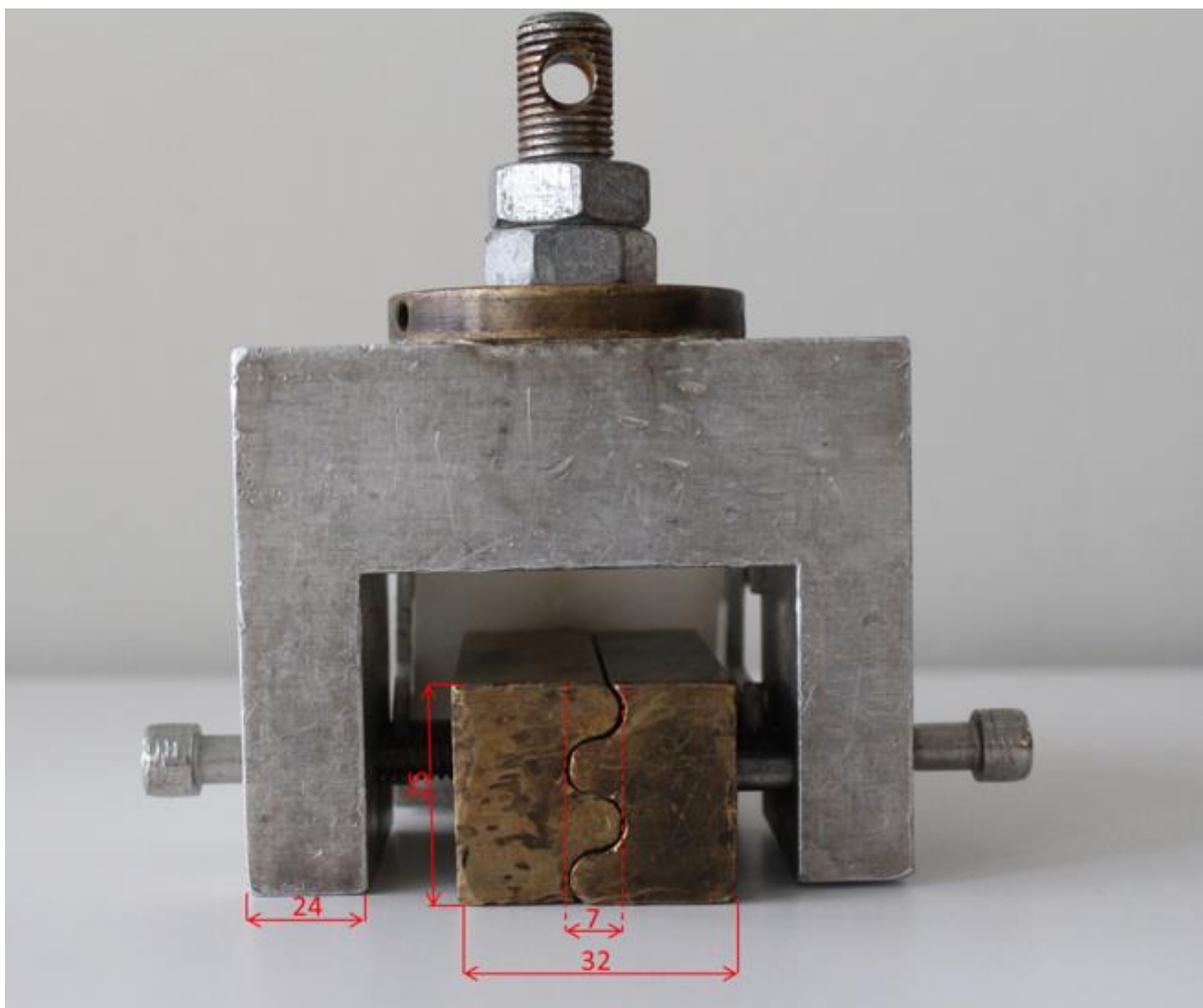


**Abb. 16:** Fixiervorrichtung

## 2.7 Kryo-Klemme und Fixierung an der Prüfmaschine

Die Befestigung der Flexoren oder Extensoren erfolgte mit der Kryo-Klemme. Diese wurde für eine Stunde von Trockeneis umhüllt gekühlt bis der Muskel im Befestigungsbereich gefroren war. Dieser nahm das Relief der Klammer an und versteifte. So konnte eine endgültig stabile Fixation erreicht werden.

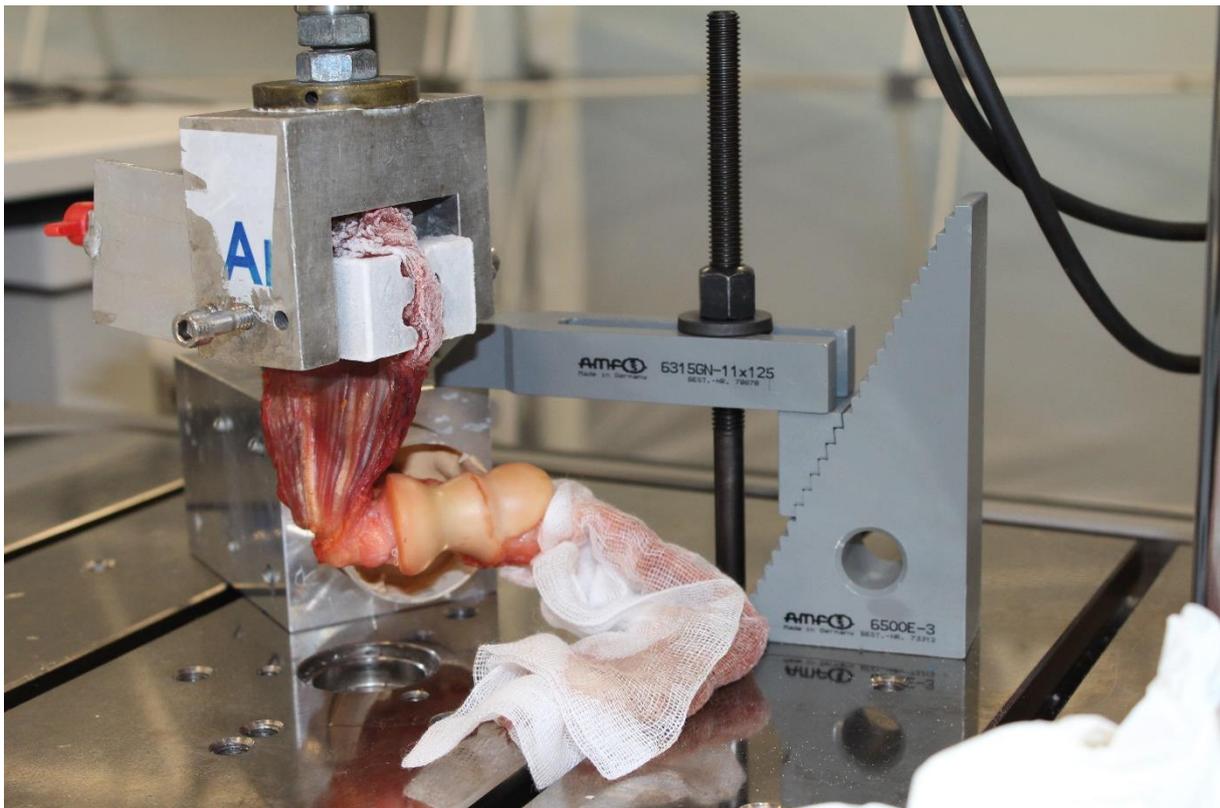
Das verwendete Produkt war Trockeneis & ICEBITZZZ® von Linde AG Gases Division Germany. Es hat eine Temperatur von  $-79^{\circ}\text{C}$ . Es entsteht aus flüssigem Kohlendioxid, wobei dieses bei Atmosphärendruck und  $-79^{\circ}\text{C}$  zu festem Kohlendioxidschnee wird. In der Produktion wird es dann in Blöcke gepresst. Beim Erwärmen geht es durch Sublimation direkt in den gasförmigen Zustand über. (linde-gas.de)



**Abb. 17:** Kryo-Klemme, alle Längenangaben in mm

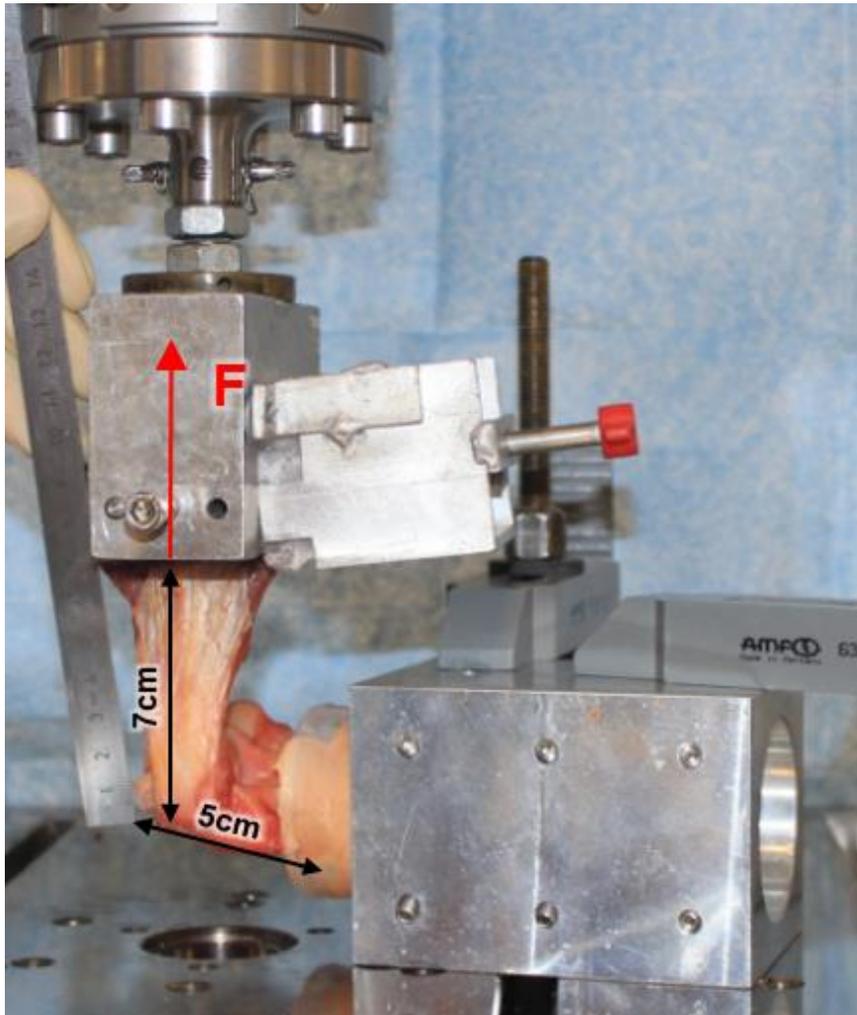
## 2. Material und Methoden

Die Kryo-Klemme besteht aus zwei Teilen, die durch Stellschrauben an der Seite bewegt und befestigt werden können. Im geschlossenen Zustand hat die Klemme eine Länge von 50 mm, eine Höhe von 25 mm und eine Breite von 32 mm. Der Überlappungsbereich hat eine Breite von 7 mm.



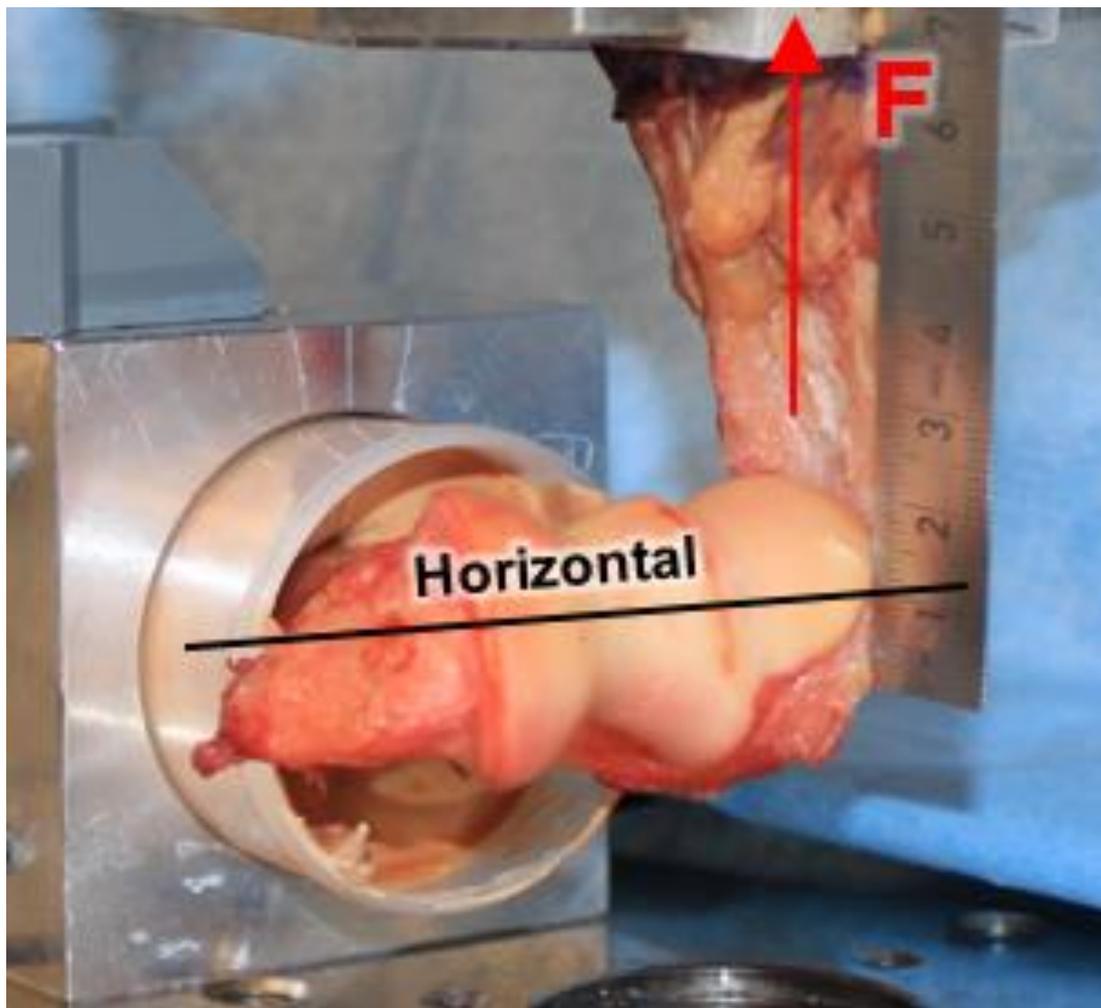
**Abb. 18:** *Zustand kurz vor Versuchsbeginn mit eingespanntem Humerus. Die Flexormuskulatur wurde in der Kryo-Klemme fixiert und bereits in gefrorenem Zustand gegen Verrutschen gesichert. Die Extensormuskulatur ist in eine nasse Mullbinde gewickelt, um der Austrocknung vorzubeugen.*

## 2.8 Versuchsaufbau



**Abb. 19:** *Humerus im Container eingebettet und in der Metallbox fixiert, welche selbst mit Klammern an der Bodenplatte fixiert ist. Die 7 cm lange Muskel-Sehnenplatte, die an der Epikondyle inseriert, wird mit der Kryo-Klemme fixiert, welche selbst an der Messdose des Prüfgerätes befestigt ist.*

Der Abstand vom Ansatz der Sehne an der Epikondyle bis zur Klemme wurde auf 7 cm festgelegt. Das Präparat wurde so eingespannt, dass die Linie durch den Epikondylus lateralis und medialis horizontal und damit parallel zur Plattform verläuft. Die eingespannte Muskulatur steht dabei senkrecht dazu nach oben. Es wurde darauf geachtet, dass alle Fasern der Sehnenplatte gleichmäßig gespannt waren.



**Abb. 20:** *Ausrichtung.* Horizontal eingestellte Position des Humerus und die senkrecht dazu nach oben wirkende Zugkraft an der in die Kryo-Klemme eingespannten Extensormuskulatur.

## 2.9 Instrumente und Operationstechnik

Bei den verwendeten Anker und Instrumenten wurden diese von Arthrex gestellt. Im Falle der „SR“ Gruppe waren es ein AR-1250LT Step Drill mit einer Bohrtiefe von 12.2mm für 3.0mm Bio-SutureTak® mit einem Arthrex Power Tool Handpiece AR-600 mit Jacobs Chuck AR-600DJ. In dieser Gruppe wurde die Fixierung mit zwei Anker durchgeführt. Der Proximale war ein einfach armierter Anker (AR-1934PS-1 Suture Anchor, PEEK Suture Tak® 3 mm x 12.4 mm mit #2 FiberWire®). Der Distale war ein doppelt armierter Anker (AR-1934PS-2-1 Suture Anchor, PEEK Suture Tak® 3 mm x 12.2 mm mit #2 FiberWire® und #2 TigerWire®). Fadenbeschreibung: „Der FiberWire-Faden besteht aus einem mehrsträngigen, langkettigen Kern aus ultrahochmolekulargewichtigem Polyethylen (UHMWPE) und einer geflochtenen Hülle aus Polyester und UHMWPE“ (Arthrex.com). „FiberWire und TigerWire sind hochstabile Fäden. [...] Der FiberWire-Faden ist blau, der TigerWire-Faden ist weiß und verfügt über einen in den Faden eingearbeiteten schwarzen Markierungsstrang, der die Identifikation des Fadens erleichtert“ (Arthrex.com). Die maximale Reißkraft dieses Fadens beträgt 277N (27,65 kg) (Arthrex.com).



**Abb. 21:** AR-1934PS-2-1 Suture Anchor, PEEK Suture Tak®

Zu den in der „SR“ Gruppe beschriebenen Schritten verwendeten wir für die „DR“ Gruppe zusätzlich einen dritten Anker. Die dazu verwendeten Instrumente waren eine AR-2325D Drill mit einer Bohrtiefe von 15.8 mm für 3.5 mm SwiveLock™ und eine AR-2325PSLC (Suture Anchor, PEEK SwiveLock®, 3.5 mm x 15.8 mm, Vented).



**Abb. 22:** AR-2325PSLC Suture Anchor, PEEK SwiveLock®

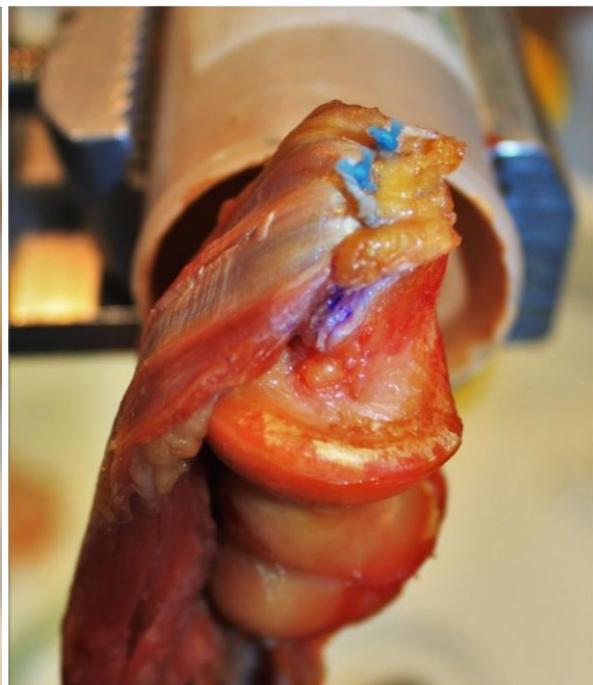
Für die Einbringung der Anker war es zunächst erforderlich den Sehnenansatz vom Epikondylus abzuräparieren. Dieser wurde mit einem Skalpell scharf abgetrennt. Anschließend wurde mit einem Meißel das noch verbleibende Bindegewebe und eine dünne Knochenlamelle entfernt, sodass die Spongiosa zum Vorschein kam. Nun wurden die Kanäle gebohrt (zwei Kanäle für die „SR“ Gruppe und drei Kanäle für die „DR“ Gruppe). Anschließend wurden zwei Anker mit den Fäden eingebracht und die Sehne mit drei Nähten am Epikondylus fixiert und verknotet. In der „DR“ Gruppe wurden diese drei Fäden zusätzlich noch mit einem dritten Anker knotenlos fixiert. Als Nahttechnik an der Sehne wurde eine selbstverriegelnde Mason Allen Naht verwendet.



**Abb. 23:** *Eingebetteter Humerus.* Am Epikondylus medialis ist die Sehnenplatte und ein Knochensporn entfernt. Zu sehen sind zwei Fiber Wire (Blau) und ein Tiger Wire (Weiß gestreift), die mit Ankern im Knochen befestigt sind. Ein zusätzliches Loch ist bereits vorgebohrt für die Einbringung eines dritten Ankers in der „DR“ Gruppe.



**Abb. 24:** *Eingebetteter Humerus.* Fixierung der Extensorensehne mit den drei zuvor verankerten Fäden.

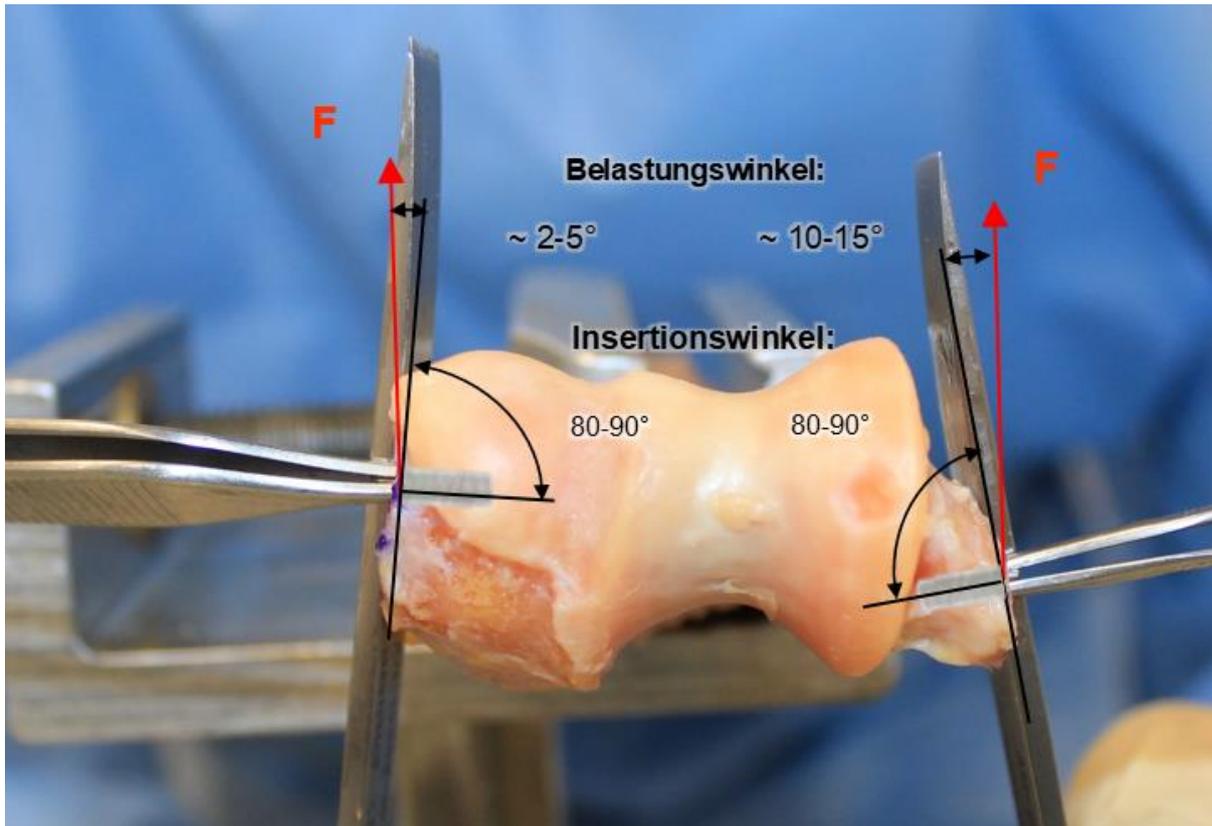


**Abb. 25:** *Verknotung der Fäden nach der „SR“ Technik am Epikondylus lateralis Humeri.*



**Abb. 26:** *Fixierung der Extensorsehne am Humerus nach der „DR“ Technik mit einem dritten Anker*

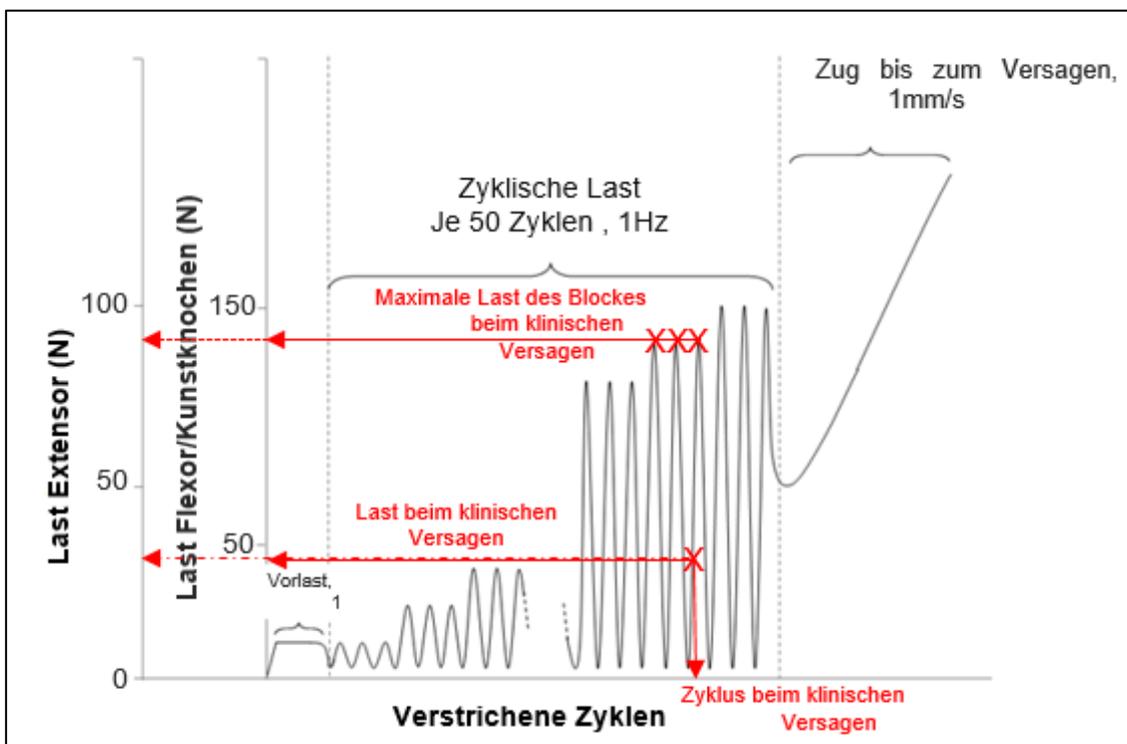
Die Bohrrichtung und der sich mit der Oberfläche ergebende Insertionswinkel wurden auf etwa  $90^\circ$  festgelegt, so wie es der klinischen Vorgehensweise und Praxis entspricht. Der Belastungswinkel, der sich zwischen der Oberfläche einer Epikondyle und der Zugrichtung der durch den Anker befestigten Sehnenplatte ergibt, wurde zwischen  $0^\circ$  und  $15^\circ$  gewählt, um den anatomischen Verhältnissen bei der Rekonstruktion nachzukommen. Aus dieser Kombination von Belastungswinkel und Insertionswinkel ergibt sich eine Reduktion der maximal möglichen Stabilität des Ankers auf 62%. Die maximale Stabilität des Ankers ergibt sich bei der Kombination von  $90^\circ$  Insertions- und  $90^\circ$  Belastungswinkel. (Green et al.)



**Abb. 27:** *Humerus von distal.* Die in die Bohrkanäle eingeführten Pinzettenspitzen zeigen die Richtung der später einzubringenden Anker. Zusammen mit der Oberfläche des jeweiligen Epikondylus (durch die Meißel angedeutet) bildet es den Insertionswinkel. Zwischen der Oberfläche und dem roten Pfeil, der die Zugrichtung an der Sehne symbolisiert, entsteht der Belastungswinkel.

## 2.10 Das biomechanische Protokoll

Nach Verknotung der Fäden wurde das biomechanische Protokoll gestartet. Bei allen Gruppen wurde zuerst über 10 Sekunden mit einer Vorlast von 15 N statischer Belastung begonnen, um eine Vorspannung zu erzielen (Lin et al. 2012; Lin et al. 2015; Fishman et al. 2014). Anschließend wurde eine zyklische Belastung angelegt. Zum Abschluss erfolgte die Belastung im Modus „Zug bis zum Versagen“ (load to failure), bis es zum kompletten Versagen der Belastungskette kam. In der Gruppe der Flexoren wurde bei der zyklischen Belastung mit einer minimalen Kraft von 15 N begonnen und bei jeder Laststufe die Kraft um 15 N gesteigert. Die Frequenz der Zyklen betrug 1 Hz und es wurden 50 Zyklen pro Laststufe durchgeführt. Bei 10 Laststufen betrug somit die maximale zyklische Belastung 150 N. In der Gruppe der Extensoren wurde bei der zyklischen Belastung mit einer minimalen Kraft von 10 N begonnen und bei jeder Laststufe die Kraft um 10 N gesteigert. Die Frequenz der Zyklen betrug 1 Hz und es wurden 50 Zyklen pro Laststufe durchgeführt. Bei 10 Laststufen betrug somit die maximale zyklische Belastung 100 N. Im anschließenden Modus „Zug bis zum Versagen“ wurde mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/s gezogen.



**Abb. 28:** Kurvendiagramm der Zugbelastung an den Extensoren mit maximaler Kraft von 100 N bei Stufe 10, sowie an den Flexoren und am Kunstknochen mit maximaler Kraft von 150 N bei Stufe 10. Der Punkt des klinischen Versagens ist beispielhaft eingetragen. Seine genaue Definition und Interpretation ist in diesem Kapitel weiter unten aufgeführt.

Die Kraftwerte für den zyklischen Versuchsteil wurden nach Berger et al. durch die Formel für die Agonist Load errechnet und definiert als:

$$\text{Agonist load (N)} = (0.15) \times (5 \text{ kg}/1\%tf) \times (9.8 \text{ N/kg}) \times (tf). \text{ (Berger et al. 1988)}$$

Dabei ist tf die Tension Fraction des jeweiligen Muskels. Es ist der Prozentsatz der maximalen Kraft aller Muskeln unterhalb des Ellenbogens, welche sich aus dem physiologischen Querschnitt ergibt (Brand et al. 1981). Die Reduzierung dieser vorhergesagten maximalen Kraft auf 15 % resultiert aus der Aussage, dass ab einer höheren Prozentzahl die Sehnen-Naht-Konstruktion der Belastung nicht mehr standhält (Berger et al. 1988). Die 5 kg maximaler Kraft pro 1 % der Tension Fraction errechnet Brand et al. für seine Versuchspräparate am Unterarm und wird auch für unsere Präparate als annäherungsweise geltend angenommen (Brand et al. 1981). 9,8N/kg ist der Umrechnungsfaktor, um das Ergebnis als Kraft in Newton zu erhalten. In Tabelle 3 sind die errechneten Werte für die Agonist Load der einzelnen Muskeln, sowie die summierte Kraft für die Flexoren und Extensoren dargestellt.

**Tabelle 3: Darstellung der Tension Fraction der einzelnen Muskeln und der berechneten Werte für die Agonist Load.**

		Tension Fraction nach Brand et al. 1981 (%)	Agonist Load (N)
Flexoren	FCU	6,7	49,2
	FCR	4,1	30,1
	PL	1,2	8,8
	FDS	8,3	61,0
			Gesamt: 149,1 Gerundet: 150
Extensoren	ECRB	4,2	30,9
	ECU	4,5	33,1
	EDC	5,5	40,4
			Gesamt: 104,4 Gerundet: 100

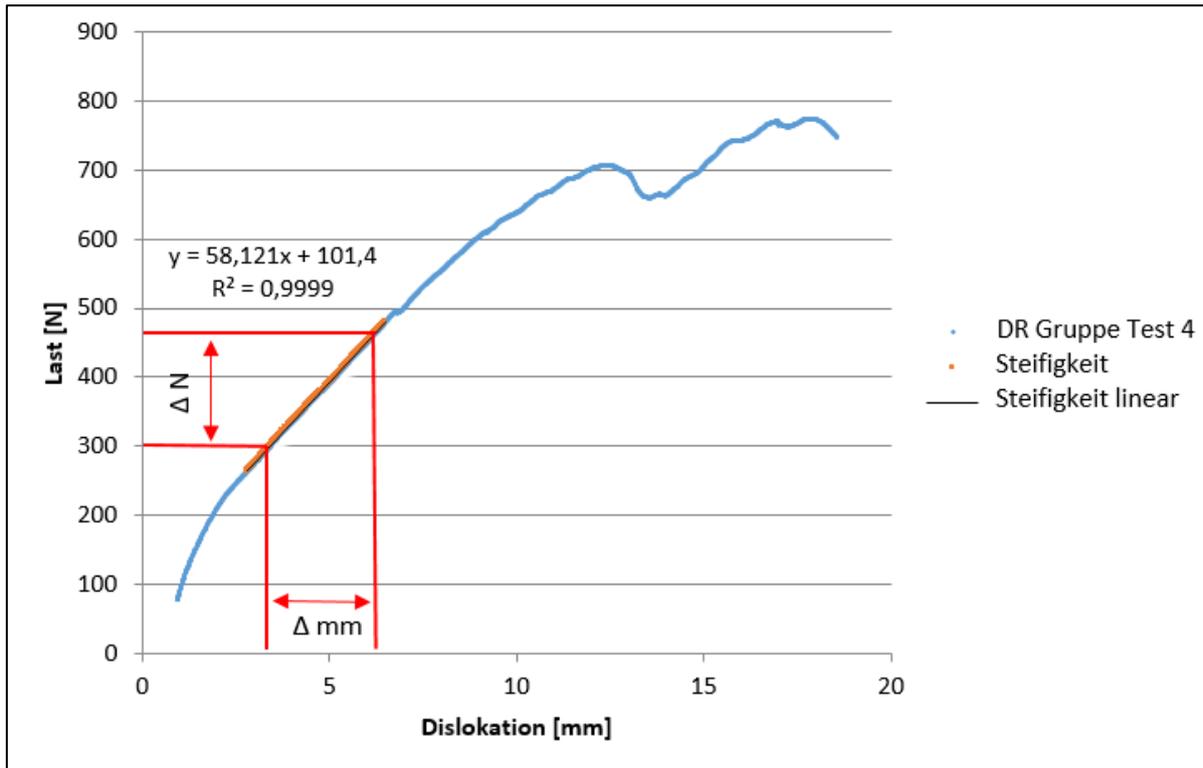
## 2.11 Methoden der Auswertung

Die Maximalkraft und die Dislokation sind zwei Parameter, die aus den Messdaten direkt hervorgehen. Die Maximalkraft  $F_{\max}$  ist der höchste gemessene Kraftwert in Newton während eines Versuches. Die Dislokation ist die Strecke in Millimetern, welche die Zugmaschine samt eingeklemmtem Präparat während eines Versuches nach oben zurücklegt. Die Dehnung wird nach der Vorlast durch den Versuchsaufbau und -ablauf gesteigert, wobei sich nicht feststellen lässt, wo genau die Stelle ist an der es zu keiner Dehnung mehr kommt. Viel mehr findet die Dislokation an allen in der Kette beteiligten Gliedern statt, jedoch zu unterschiedlichen Teilen, welche auch von Präparat zu Präparat variieren. Diese Glieder sind hier im Sinne der im Teilkapitel Versuchsaufbau beschriebenen Versuchsanordnung aufgelistet und werden im Kapitel „Diskussion“ weiter erläutert. Die mit der Kryo-Klemme und Trockeneis fixierte Muskulatur ist gegen Verrutschen gut gesichert, sodass hier keine Dehnung zu erwarten ist. Die sich anschließende 7 cm lange Muskel – Sehnenplatte ist eine potenzielle Schwachstelle. Bei der „SR“ und „DR“ Versuchsreihe kommen nun die Fixierung der Fäden in der Sehne, der Faden selbst, die Fixierung der Fäden im Anker und die Fixierung des Ankers im Knochen als Schwachstellen in Frage. Nun konnte nach der jeweiligen Versuchsdurchführung eine Begutachtung der rupturierten Schwachstelle durchgeführt werden. Hierbei konnte der Hauptgrund der Dislokation im jeweiligen Versuch erschlossen und eine Einteilung bezüglich der Art des Versagens vorgenommen werden.

Trägt man nun die gemessenen Kraftwerte und die zu diesen dazugehörige Dislokation in einem Diagramm gegeneinander auf, kann aus den Deltas dieser beiden Werte die Steifigkeit (Stiffness) errechnet werden. Diese beschreibt dann die Steigung des Graphen in dem Diagramm.

Steifigkeit = Kraftänderung / Dislokation ( $\Delta N / \Delta \text{mm}$ ).

Die Steifigkeit wurde in einem Bereich des Graphen gemessen, wo dieser einen möglichst linearen Verlauf aufweist.



**Abb. 29:** *Dislokations – Kraft – Diagramm eines „DR“ Versuches am Kunstknochen.* Die blaue Kurve beschreibt die Änderung der Zugkraft im Verhältnis zur Änderung der Strecke während des ganzen Versuches. Die orangene Kurve stellt einen Teil der blauen Kurve dar, welche durch einen annähernd linearen Verlauf geprägt ist und somit die Steifigkeit in diesem Bereich repräsentiert. Zur Berechnung dieser wird der Kraftunterschied  $\Delta N$  durch den dazugehörigen Streckenunterschied  $\Delta mm$  dividiert (mit Rot verdeutlicht). Die schwarze Linie, die der Beschreibung der Kurvengleichung dient, stellt den linearen Verlauf der Kurve in diesem Bereich zur Schau.

Das Versagen der Fixierung definiert sich als eine Dislokation, welche ein klinisch nicht mehr akzeptables Ergebnis bedeutet. Zwar ist an dieser Stelle die Rekonstruktion noch nicht vollständig gerissen, sodass der maximale Kraftwert noch nicht erreicht ist, allerdings haben sich die beiden Enden voneinander entfernt was zu einer unvollständigen Heilung führen kann. Da wie oben beschrieben die Dislokation nicht mit Gewissheit auf die Dehnung einer bestimmten Stelle in der Kette zurückgeführt werden kann, wurden jeweils bei einem, zwei, drei, vier und fünf Millimetern Dislokation die entsprechenden Kraftwerte bestimmt, um diese dann untereinander statistisch vergleichen zu können. So wurden bei der Auswertung, um das Ergebnis anschaulich zu gestalten, verschiedene Messgrößen für jede dieser fünf Stufen der Dislokation erstellt. Die „Last beim klinischen Versagen“ beschreibt den Kraftwert an dem die jeweilige Dislokation erreicht wurde. Da aber das klinische Versagen oft schon während des zyklischen Protokolls auftrat und dies nicht am maximalen Wert des gerade angefahrenen Zyklus passierte, sondern im absteigenden Teil, wie in Abb. 28 beispielhaft dargestellt, würde das zu falschen Ergebnissen führen. Aus diesem Grund wurde ebenfalls der maximale Kraftwert erfasst, der in dem Block vorherrschte, wo das klinische Versagen auftrat. Außerdem wurden die Anzahl der Zyklen bis zum klinischen Versagen sowie die Nummer des Blockes, in dem das Versagen auftrat, erfasst.

## 2.12 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit SigmaPlot 12.0 (Systat Software Inc.). Die Ergebnisse wurden auf zwei Dezimalstellen genau berechnet. Die Mittelwerte einschließlich Standardabweichung wurden auf eine Dezimalstelle genau gerundet. Für die deskriptive Statistik wurden Minimal- und Maximalwerte, sowie Mittelwert und Standardabweichung verwendet. Zur graphischen Darstellung wurden Säulendiagramme und Kurvendiagramme verwendet. Zur Prüfung der Signifikanzen wurde der t-Test für unverbundene Stichproben angewandt. Zur Prüfung der Normalverteilung wurde der Shapiro-Wilk-Test und zur Prüfung der Varianzen der Brown-Forsythe-Test verwendet. Deskriptive Ergebnisse wurden angegeben als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p \leq 0,05$  als signifikant festgelegt.

Die genaue Formulierung der Nullhypothese  $H_0$  lautet: Die „Single Row“ und „Double Row“ Technik unterscheiden sich nicht bezüglich der endgültigen Stabilität nach Refixation der Flexoren- und Extensorensehnen am Epikondylus medialis und lateralis humeri.

Die Alternativhypothese  $H_1$  lautet: Es gibt einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der „Single Row“ und „Double Row“ Technik bezüglich der endgültigen Stabilität nach Refixation der Flexoren- und Extensorensehnen am Epikondylus medialis und lateralis humeri.

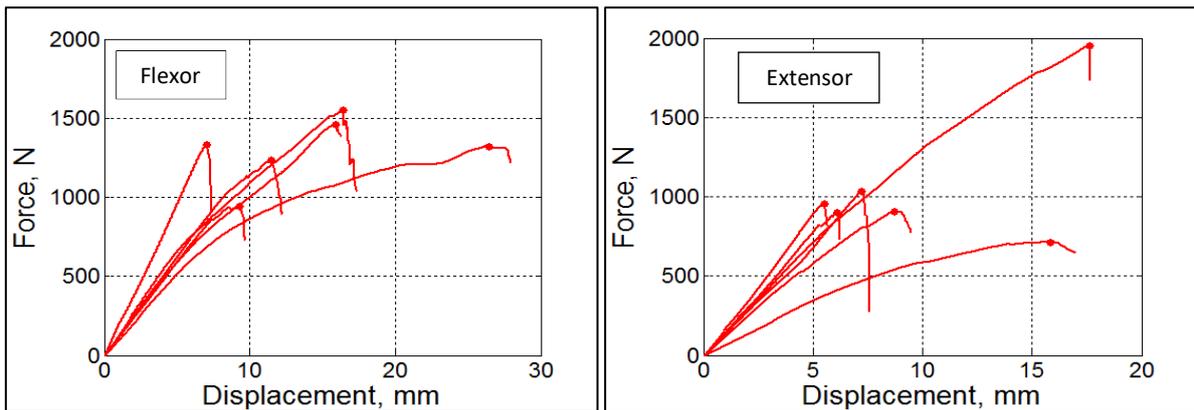
Wenn das Signifikanzniveau  $p \leq 0.05$  ist, wird die Nullhypothese abgelehnt und  $H_1$  wird angenommen. Wenn  $p > 0,05$  ist, wird die Nullhypothese angenommen.

## 3 Ergebnisse

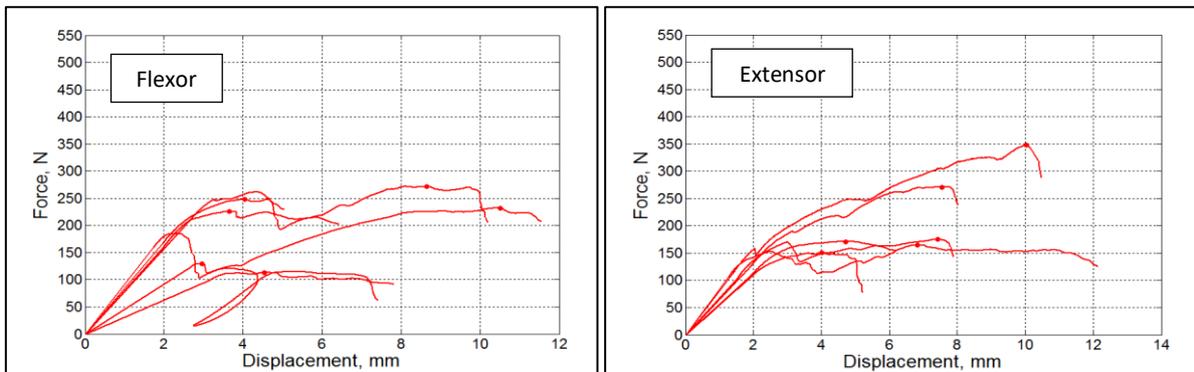
### 3.1 Maximale Last

Die maximale Last ist der höchste Punkt auf der Y-Achse in einem Dislokations-Kraft-Diagramm. Er beschreibt den Maximalwert in Newton, der in einem Versuch erzielt wurde. Abb. 30 stellt die Verlaufskurven der einzelnen Versuche dar. Aus der Steigung der Kurven im linearen Bereich kann man die Steifigkeit ablesen. Der rote Punkt entspricht dem maximalen Kraftwert des jeweiligen Versuches.

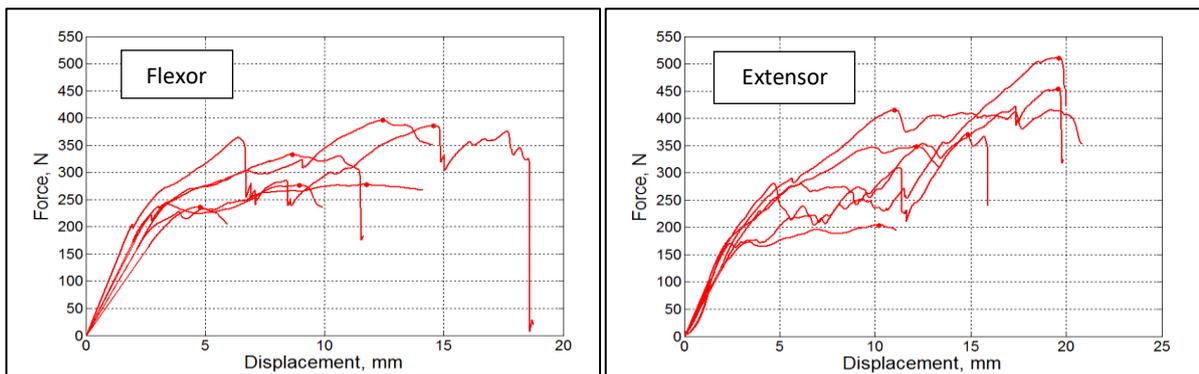
## Nativ



## Single Row

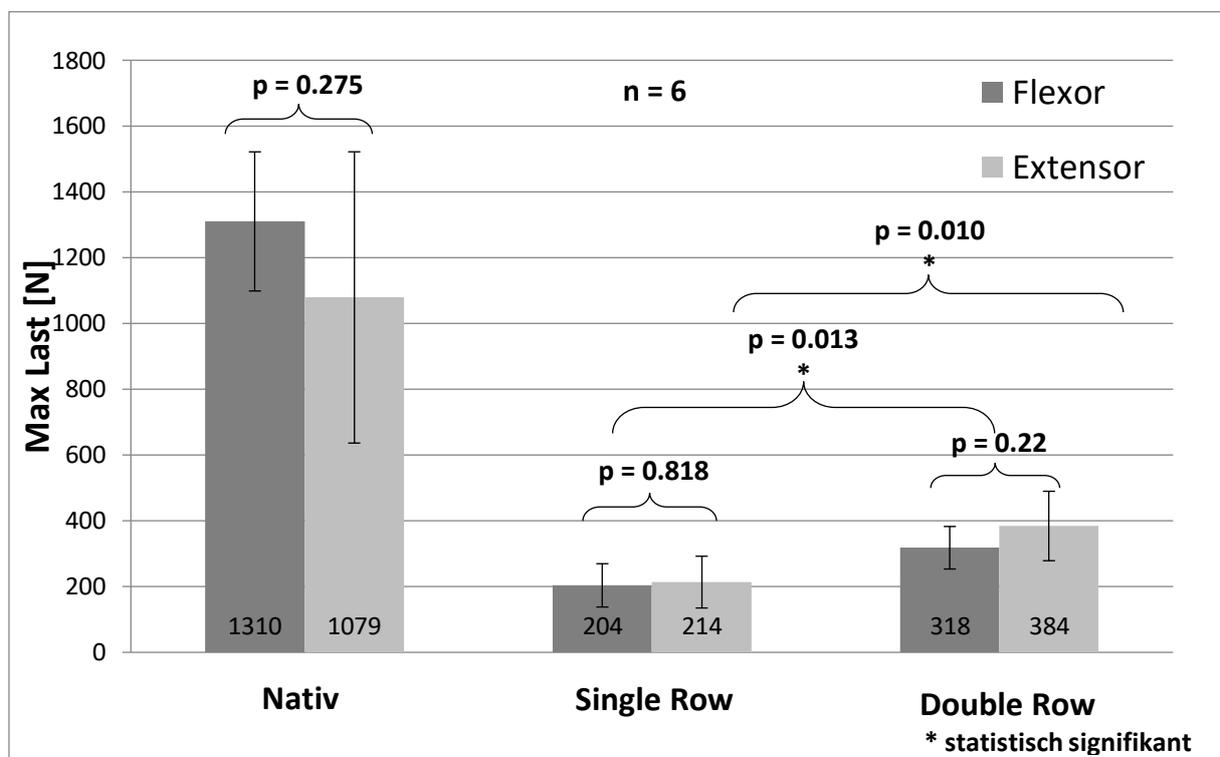


## Double Row



**Abb. 30: Dislokations – Kraft – Diagramme der Versuche.** Jedes dieser Diagramme beinhaltet sechs Kurven entsprechend dem Versuchsprotokoll  $n=6$ . Es sind alle sechs Gruppen dargestellt: Nativ, „SR“ und „DR“, jeweils Flexoren- und Extensoren-Gruppe. Das Diagramm stellt den Kurvenverlauf der Versuche dar. Dabei lässt sich die Dislokation (mm) abhängig von der Zugkraft (N) beobachten. Der rote Punkt stellt den Maximalwert dar, der während eines Versuches erreicht wurde.

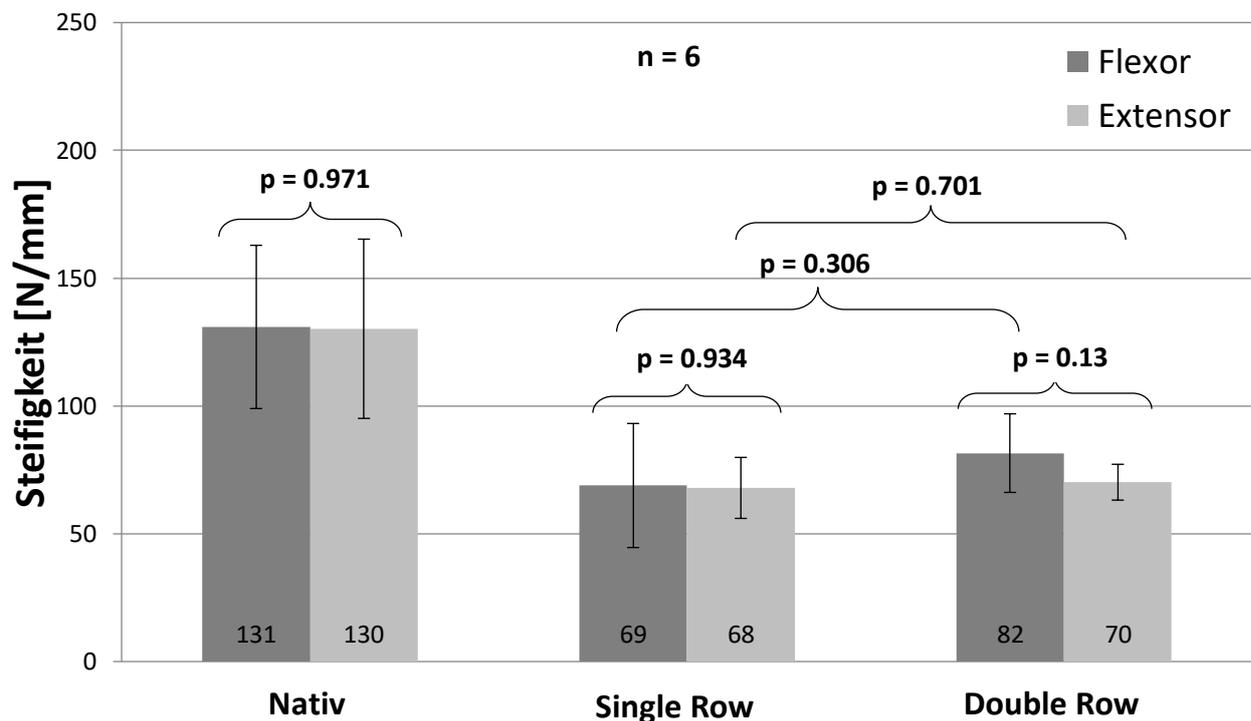
Aus dem Vergleich der Gruppen untereinander bezüglich der Maximalkraft berechnet sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Flexoren der „SR“ (MW: 204N ± 66N) und „DR“ (MW: 318N ± 65N) ( $p = 0,013$ ) sowie zwischen den Extensoren der „SR“ (MW: 214N ± 79N) und „DR“ (MW: 384N ± 106N) ( $p = 0,010$ ). Der Vergleich zwischen Flexor- und Extensorgruppe innerhalb einer Versuchsreihe, also jeweils nativ, „SR“ und „DR“ liefert keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Maximalkraft ( $p > 0,05$ ).



**Abb. 31:** Säulendiagramm zum Vergleich der Maximalwerte. Die Höhe der Säulen stellt die Mittelwerte der Maximalwerte der einzelnen Gruppen dar. Der Fehlerindikator bildet die Standardabweichung zu beiden Seiten ausgehend vom Mittelwert ab. Aus dem Vergleich der mit Klammern umfassten Gruppen errechnet sich ein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der Maximalwerte nur zwischen den Flexoren der „SR“ und „DR“ sowie zwischen den Extensoren der „SR“ und „DR“.

## 3.2 Steifigkeit

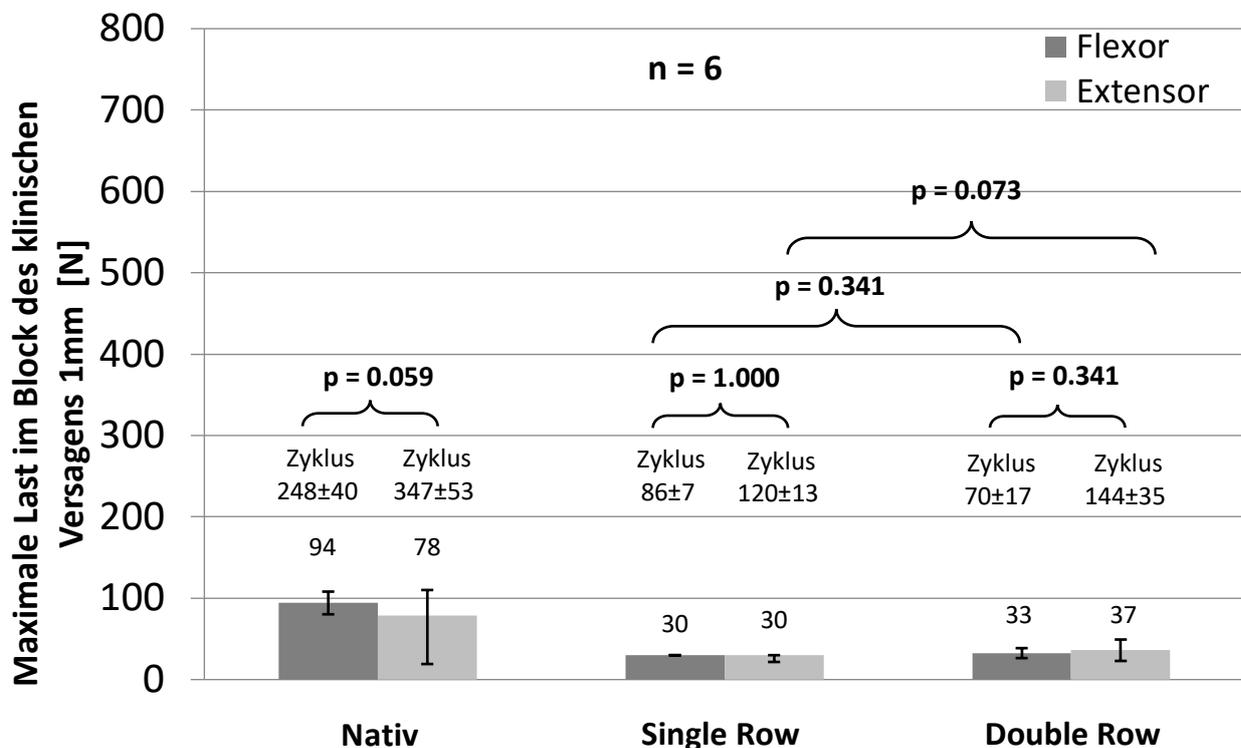
Aus dem Vergleich der Gruppen untereinander errechnet sich kein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der Steifigkeit ( $p > 0,05$ ).



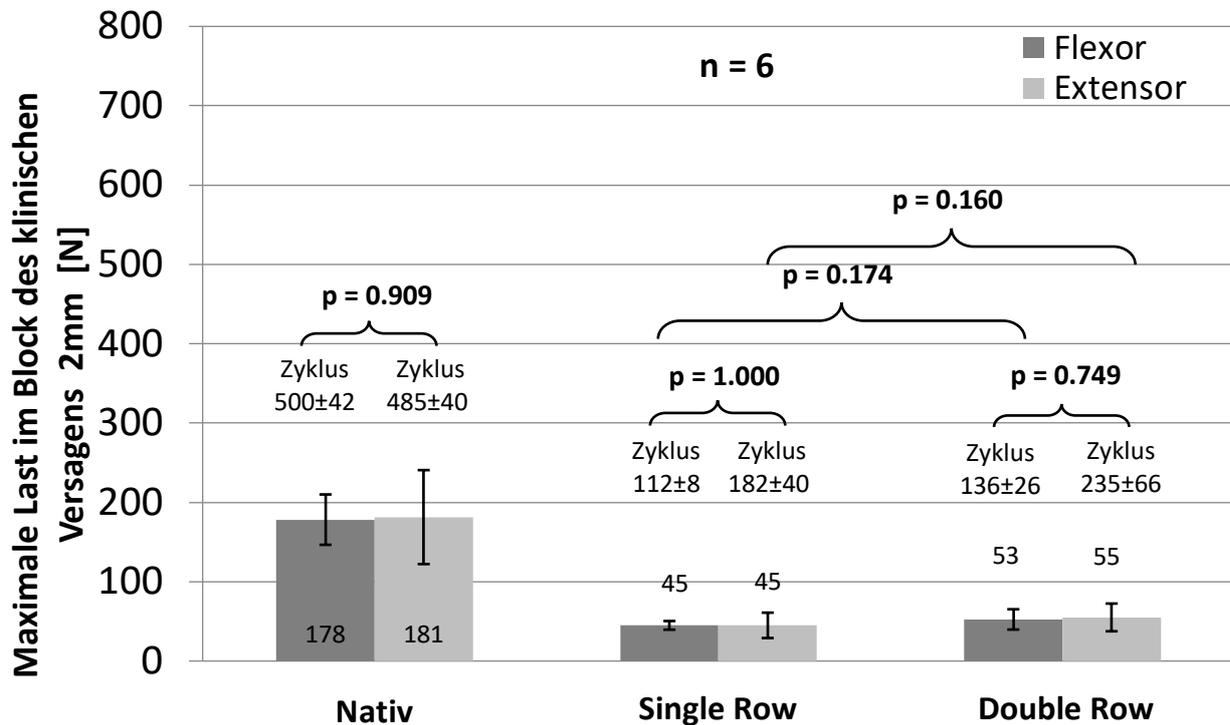
**Abb. 32:** Säulendiagramm zum Vergleich der Steifigkeit. Die Höhe der Säulen stellt die Mittelwerte der Steifigkeit der einzelnen Gruppen dar. Der Fehlerindikator bildet die Standardabweichung zu beiden Seiten ausgehend vom Mittelwert ab. Aus dem Vergleich der mit Klammern umfassten Gruppen errechnet sich kein statistisch signifikanter Unterschied.

### 3.3 Klinisches Versagen

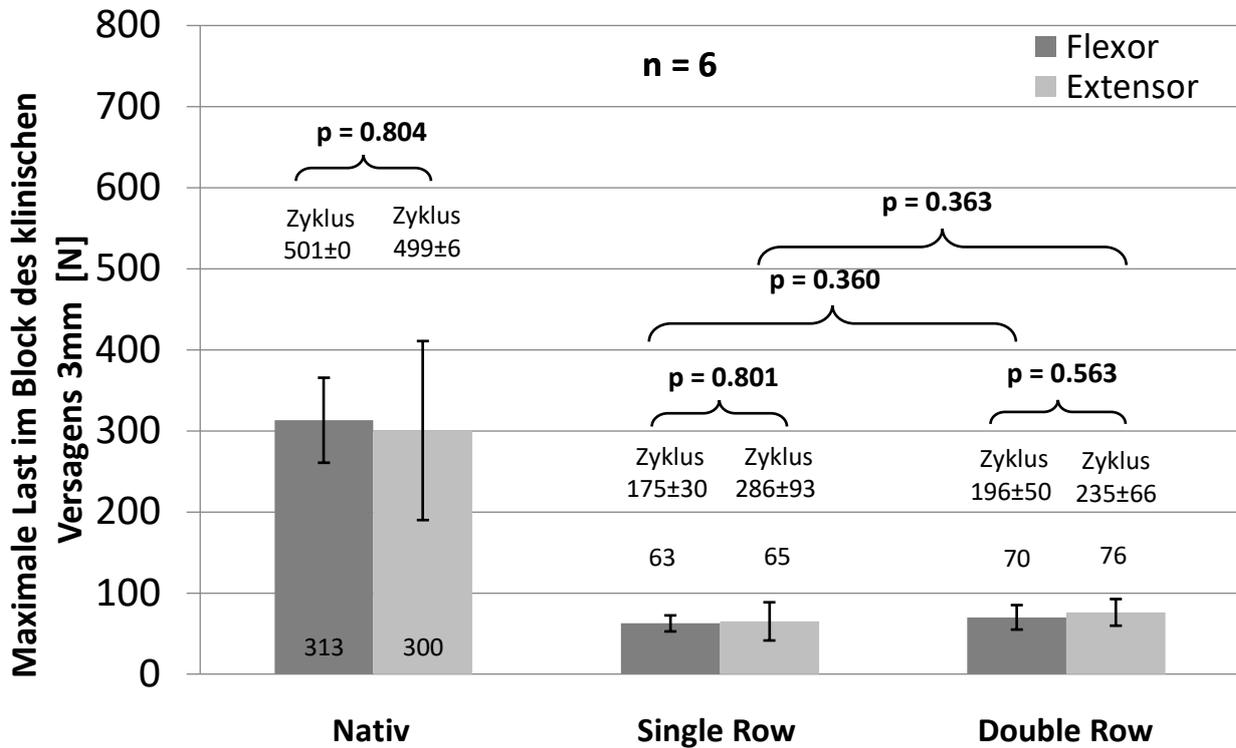
Die Abb. 33 bis Abb. 37 stellen die maximale Last im Block des klinischen Versagens bei verschiedenen Dislokationen von 1mm bis 5mm dar. Der Vergleich zwischen Flexor- und Extensorgruppe innerhalb einer Versuchsreihe, also jeweils nativ, „SR“ und „DR“, liefert für alle Dislokationsstufen keinen signifikanten Unterschied bezüglich der maximalen Kraft im Block des Versagens ( $p > 0,05$ ). Ebenso zeigt der Vergleich der Versuchsreihen, also „SR“ Flexor mit „DR“ Flexor sowie „SR“ Extensor mit „DR“ Extensor, keinen signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ).



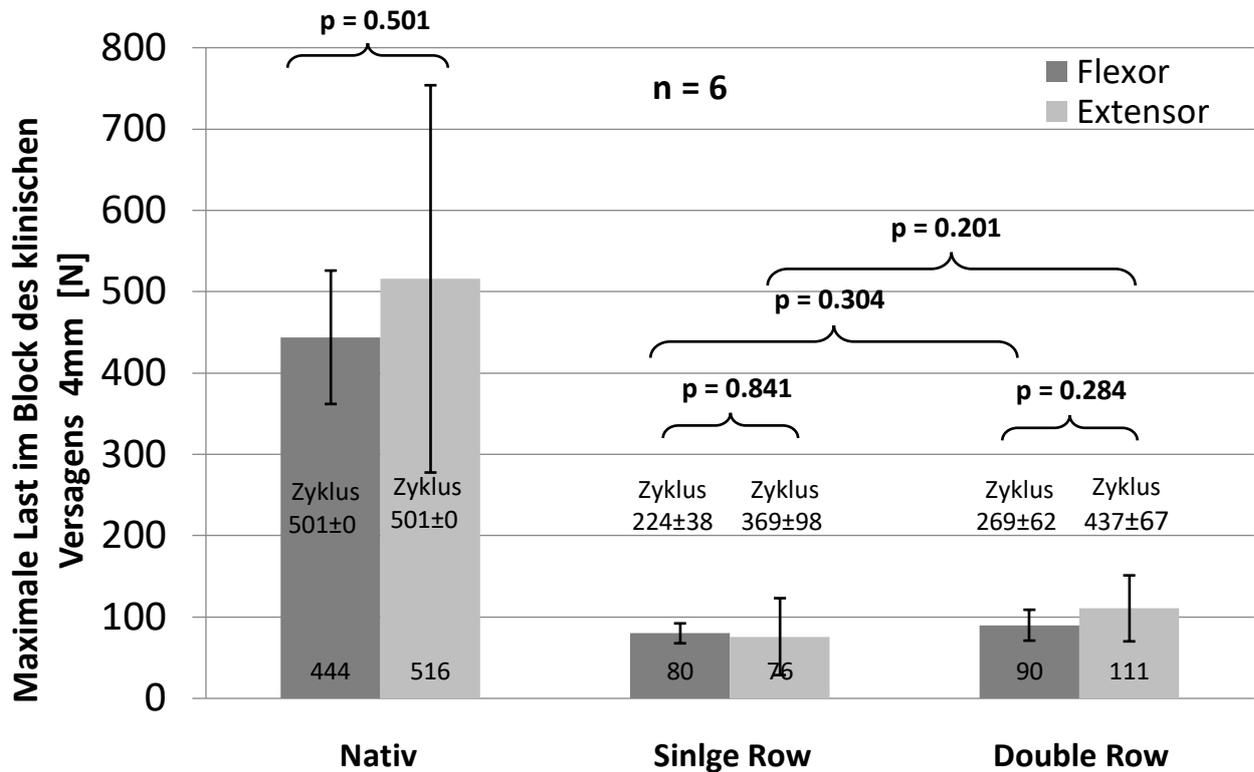
**Abb. 33:** Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei einem Millimeter. Die Höhe der Säulen stellt die Mittelwerte der einzelnen Gruppen dar. Der Fehlerindikator bildet die Standardabweichung zu beiden Seiten ausgehend vom Mittelwert ab. Aus dem Vergleich der mit Klammern umfassten Gruppen errechnet sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Außerdem sind die Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung der Zyklen angegeben, wo die Dislokation von einem Millimeter erreicht wurde.



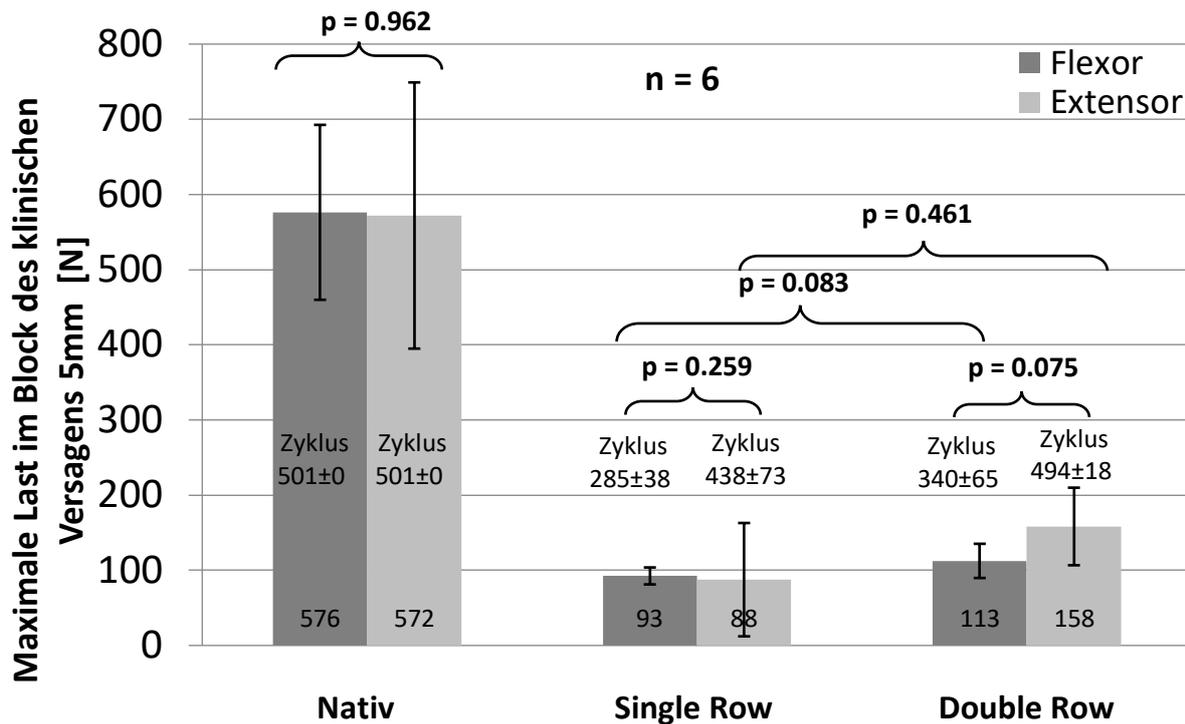
**Abb. 34:** Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei zwei Millimetern. Die Höhe der Säulen stellt die Mittelwerte der einzelnen Gruppen dar. Der Fehlerindikator bildet die Standardabweichung zu beiden Seiten ausgehend vom Mittelwert ab. Aus dem Vergleich der mit Klammern umfassten Gruppen errechnet sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Außerdem sind die Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung der Zyklen angegeben, wo die Dislokation von zwei Millimetern erreicht wurde.



**Abb. 35:** Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei drei Millimetern. Die Höhe der Säulen stellt die Mittelwerte der einzelnen Gruppen dar. Der Fehlerindikator bildet die Standardabweichung zu beiden Seiten ausgehend vom Mittelwert ab. Aus dem Vergleich der mit Klammern umfassten Gruppen errechnet sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Außerdem sind die Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung der Zyklen angegeben, wo die Dislokation von drei Millimetern erreicht wurde.



**Abb. 36:** Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei vier Millimetern. Die Höhe der Säulen stellt die Mittelwerte der einzelnen Gruppen dar. Der Fehlerindikator bildet die Standardabweichung zu beiden Seiten ausgehend vom Mittelwert ab. Aus dem Vergleich der mit Klammern umfassten Gruppen errechnet sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Außerdem sind die Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung der Zyklen angegeben, wo die Dislokation von vier Millimetern erreicht wurde.



**Abb. 37:** Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei fünf Millimetern. Die Höhe der Säulen stellt die Mittelwerte der einzelnen Gruppen dar. Der Fehlerindikator bildet die Standardabweichung zu beiden Seiten ausgehend vom Mittelwert ab. Aus dem Vergleich der mit Klammern umfassten Gruppen errechnet sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Außerdem sind die Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung der Zyklen angegeben, wo die Dislokation von fünf Millimetern erreicht wurde.

Die tatsächlich gemessenen Werte beim klinischen Versagen bei allen Dislokationsstufen 1mm bis 5mm sind in Tabelle 4 dargestellt. Ein signifikanter Unterschied ergibt sich aus dem Vergleich der Gruppen „SR“ Flexor (MW: 32N  $\pm$  2N) mit „DR“ Flexor (MW: 37N  $\pm$  5N) bei 1mm Dislokation ( $p = 0,029$ ). In allen anderen Gruppenvergleichen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

### 3. Ergebnisse

**Tabelle 4: Last bei klinischem Versagen. MW = Mittelwert und Std = Standardabweichung. Die Zahlen eins bis sechs entsprechen der Nummer der Präparate bei n=6.**

Last bei klinischem Versagen (=1mm)											
		1	2	3	4	5	6	MW	Std	P	
Nativ	Flexor	84,63	86,19	90,08	89,45	99,89	78,7	88	7	0,458	
	Extensor	88,34	87,14	71,47	63,97	96,14	94,03	84	13		
Single Row	Flexor	32,84	31,15	28,78	34,2	31,44	31,32	32	2	0,528	0,029 (Flexor)
	Extensor	29,41	25,8	27,27	34,24	41,86	43,65	34	8		
Double Row	Flexor	42,16	37,2	40,15	33,65	29,53	37,48	37	5	0,819	0,482 (Extensor)
	Extensor	57,53	30,06	45,98	33,59	35,75	24,6	38	12		
Last bei klinischem Versagen (=2mm)											
		1	2	3	4	5	6	MW	Std	P	
Nativ	Flexor	157,6	178,18	182,16	163,72	238,07	149,86	178	32	0,909	
	Extensor	211,15	192,74	142,48	81,82	242,88	217,78	181	59		
Single Row	Flexor	50,57	48,54	38,26	50,98	46,66	54,11	48	5	0,394	0,619 (Flexor)
	Extensor	54,47	32,91	46,07	51,04	60,68	80,78	54	16		
Double Row	Flexor	72,68	48,49	57,54	43,21	35,62	49,07	51	13	0,458	0,717 (Extensor)
	Extensor	86,07	44,16	70,42	56,01	51,58	39,35	58	17		
Last bei klinischem Versagen (=3mm)											
		1	2	3	4	5	6	MW	Std	P	
Nativ	Flexor	271,95	305,23	316,57	294,82	414,38	275,73	313	52	0,804	
	Extensor	353,58	317,54	260,64	100,32	415,52	354,76	300	110		
Single Row	Flexor	59,75	66,07	43,99	69,88	60,59	70,95	62	10	0,364	0,188 (Flexor)
	Extensor	68,42	40,9	52,9	83,51	77,39	107,62	72	24		
Double Row	Flexor	83,71	79,09	75,85	61,69	46,99	86,33	72	15	0,53	0,596 (Extensor)
	Extensor	106,63	68,85	88,79	70,47	72,07	62,46	78	16		
Last bei klinischem Versagen (=4mm)											
		1	2	3	4	5	6	MW	Std	P	
Nativ	Flexor	388,51	427,63	452,92	413,22	602,31	379,19	444	82	0,501	
	Extensor	511,05	909,28	405,76	186,8	599,87	481,93	516	238		
Single Row	Flexor	84,65	75,09	74,27	92,9	87,02	108,24	87	13	0,651	0,591 (Flexor)
	Extensor	85,70	54,57	68,44	102,12	98,45	155,42	94	35		
Double Row	Flexor	107,02	100,02	105,1	91,17	59,2	89,09	92	18	0,199	0,335 (Extensor)
	Extensor	182,54	103,19	131,55	100,28	106,91	69,21	116	38		
Last bei klinischem Versagen (=5mm)											
		1	2	3	4	5	6	MW	Std	P	
Nativ	Flexor	509,1	553,19	582,65	529,76	802,47	480,06	576	116	0,962	
	Extensor	679,47	531,83	553,43	264,88	789,51	612,81	572	177		
Single Row	Flexor	90,63	97,22	73,97	104,85	88,47	102,52	93	11	0,289	0,114 (Flexor)
	Extensor	88,17	69,92	83,06	157,05	99,71	271,42	128	76		
Double Row	Flexor	142,74	139,8	142,87	90,48	75,44	102,19	116	30	0,112	0,445 (Extensor)
	Extensor	232,23	143,46	197,9	168,45	107,81	99,12	158	52		

**Tabelle 5: Block beim klinischen Versagen.** Die Zahlen stellen die Mittelwerte des Blocks der jeweiligen Gruppen bei einer Dislokation von 1mm - 5mm dar. Wurde eine Dislokation nicht bei der zyklischen Reihe sondern erst beim Zug bis Versagen (ZbV) erreicht, ist deren Häufigkeit innerhalb einer Gruppe bei  $n = 6$  mit der Zahl hinter ZbV gekennzeichnet. So bedeutet ZbV 6, dass bei allen Versuchen innerhalb dieser Gruppe die Dislokation erst beim ZbV erreicht wurde. 8,8 /ZbV 2 bedeutet, dass bei zwei Versuchen die Dislokation im ZbV stattfand, während der Mittelwert des Blocks aus den restlichen vier Versuchen 8,8 beträgt.

		1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
<b>Nativ</b>	<b>Flexor</b>	5,8	<b>ZbV 6</b>	<b>ZbV 6</b>	<b>ZbV 6</b>	<b>ZbV 6</b>
	<b>Extensor</b>	7,8	<b>9,0 /ZbV 5</b>	<b>10,0 /ZbV 5</b>	<b>ZbV 6</b>	<b>ZbV 6</b>
<b>Single Row</b>	<b>Flexor</b>	2,0	3,0	4,2	5,3	6,2
	<b>Extensor</b>	3,0	4,5	6,5	7,8 /ZbV 1	8,8 /ZbV 2
<b>Double Row</b>	<b>Flexor</b>	2,2	3,5	4,7	6,0	7,5
	<b>Extensor</b>	3,7	5,5	7,0 /ZbV 1	8,8 /ZbV 2	<b>10 /ZbV 5</b>

### 3.4 Versagensart

Tabelle 6 stellt die Versagensarten in den einzelnen Gruppen dar. In der nativen Versuchsreihe ist es bei allen Präparaten zum Sehnenversagen gekommen.

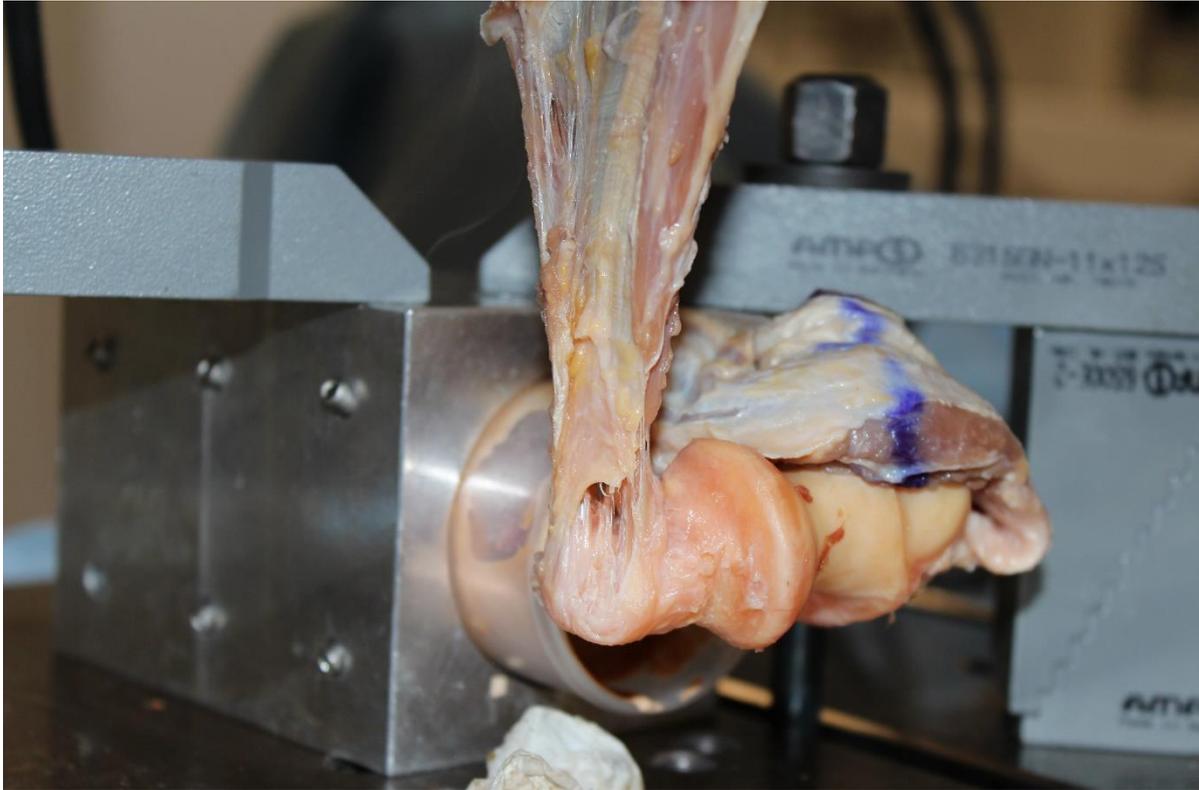
In der Reihe „SR“ Flexor ist immer der Faden aus der Sehne ausgerissen, wobei einmal der Faden selbst gerissen ist. Bei der „SR“ Extensor Reihe ist vier Mal der Faden aus der Sehne ausgerissen. Einmal ist der Faden aus der Schraube und einmal aus beiden Suture Taks ausgerissen.

In der Reihe „DR“ Flexor kam es sechs Mal zum Ausriss aus der Sehne. Bei der „DR“ Extensor Reihe kam es drei Mal zum Ankerausriss sowie Fadenausriss aus der Sehne, zwei Mal nur zum Fadenausriss aus der Sehne und einmal ist der Anker mit beiden Suture Taks ausgerissen, wobei die Sehne und die Fäden intakt blieben.

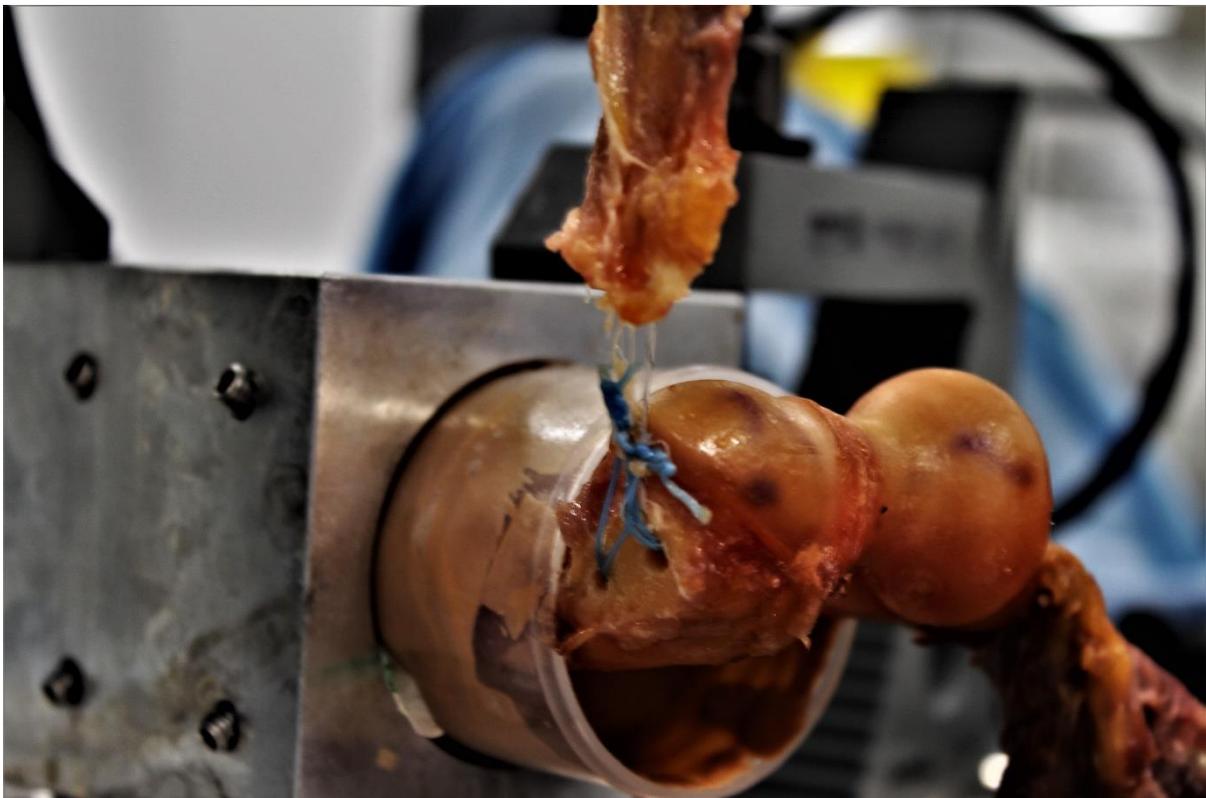
**Tabelle 6: Art des Versagens**

<b>Native</b>	<b>Flexor</b>	<b>Extensor</b>
	6-mal Sehnenversagen	6-mal Sehnenversagen
<b>Single Row</b>	<b>Flexor</b>	<b>Extensor</b>
	5-mal Fadenausriss aus Sehne	4-mal Fadenausriss aus Sehne
	Fadenausriss aus Sehne + Fadenriss	1-mal Fadenabriss aus Schraube
		1-mal Fadenausriss aus beiden Suture Tak
<b>Double Row</b>	<b>Flexor</b>	<b>Extensor</b>
	6-mal Fadenausriss aus Sehne	3-mal Ankerausriss sowie Fadenausriss aus Sehne
		2-mal Fadenausriss aus Sehne
		Ankerausriss (beide SutureTaks) - Sehne mit Fäden intakt

Die Abb. 38 bis Abb. 43 bilden exemplarisch die unterschiedlichen Versagensarten ab.



**Abb. 38:** Native Versuchsreihe, Sehnenversagen



**Abb. 39:** „SR“, Fadenausriß aus der Sehne



**Abb. 40:** „DR“, Fadenausriss aus der Sehne



**Abb. 41:** „SR“, Fadenabriss aus Schraube



**Abb. 42:** „SR“, Fadenriss

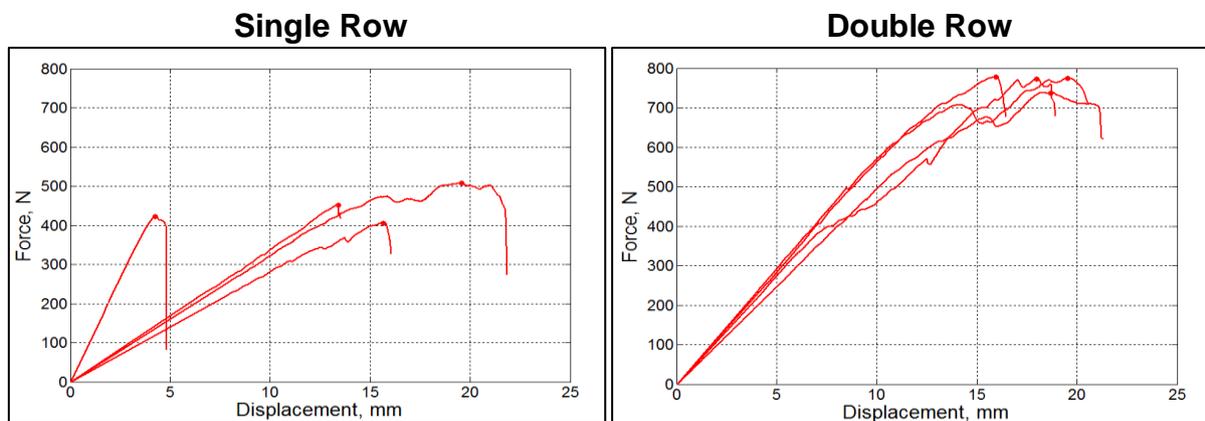


**Abb. 43:** „DR“, Ankerariss aus beiden SutureTaks, Sehne mit Fäden intakt

## 3.5 Testreihe am Kunstknochen

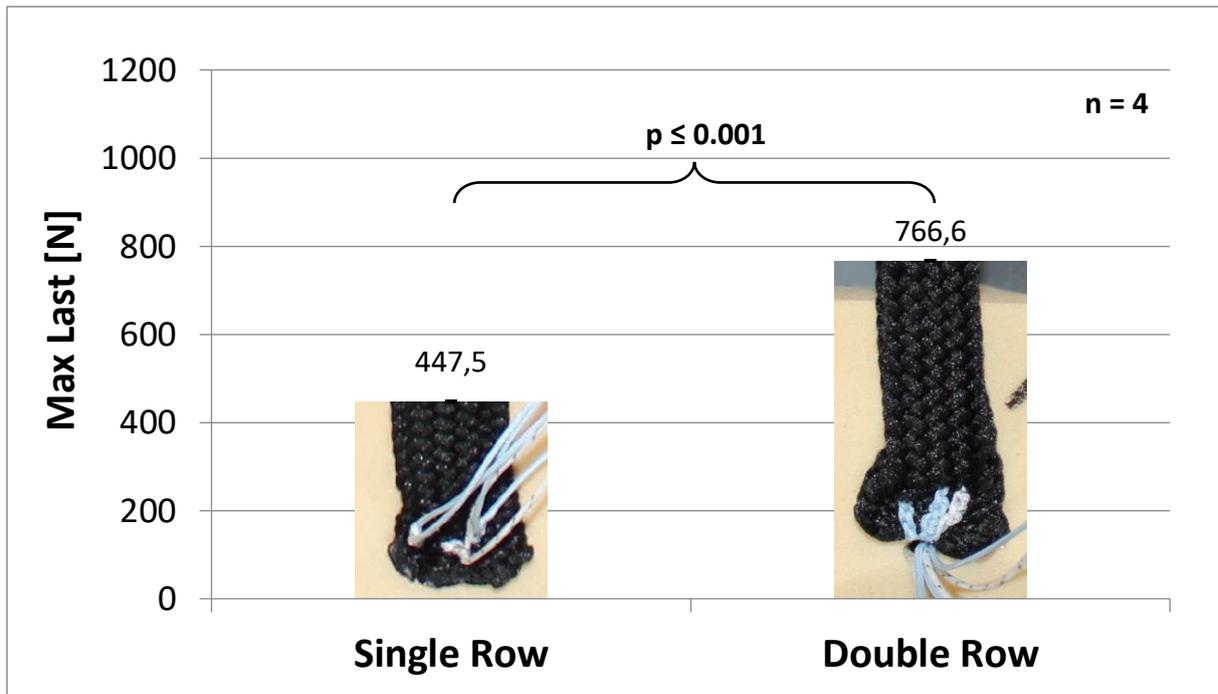
Es wurde in der Testreihe am Kunstknochen die Maximalkraft, die Steifigkeit und das Versagen bei 3 mm Dislokation bestimmt. Das Versuchsprotokoll entspricht dem der Präparate bei n=4 Versuchen pro Gruppe.

### 3.5.1 Maximalkraft



**Abb. 44:** *Dislokations – Kraft – Diagramm, Kunstknochen.* Das Diagramm stellt den Kurvenverlauf der Versuche dar. Dabei lässt sich die Dislokation (mm) abhängig von der Zugkraft (N) beobachten. Der rote Punkt stellt den Maximalwert dar, der während eines Versuches erreicht wurde. Aus der Steigung der Geraden lässt sich auch die Steifigkeit ablesen.

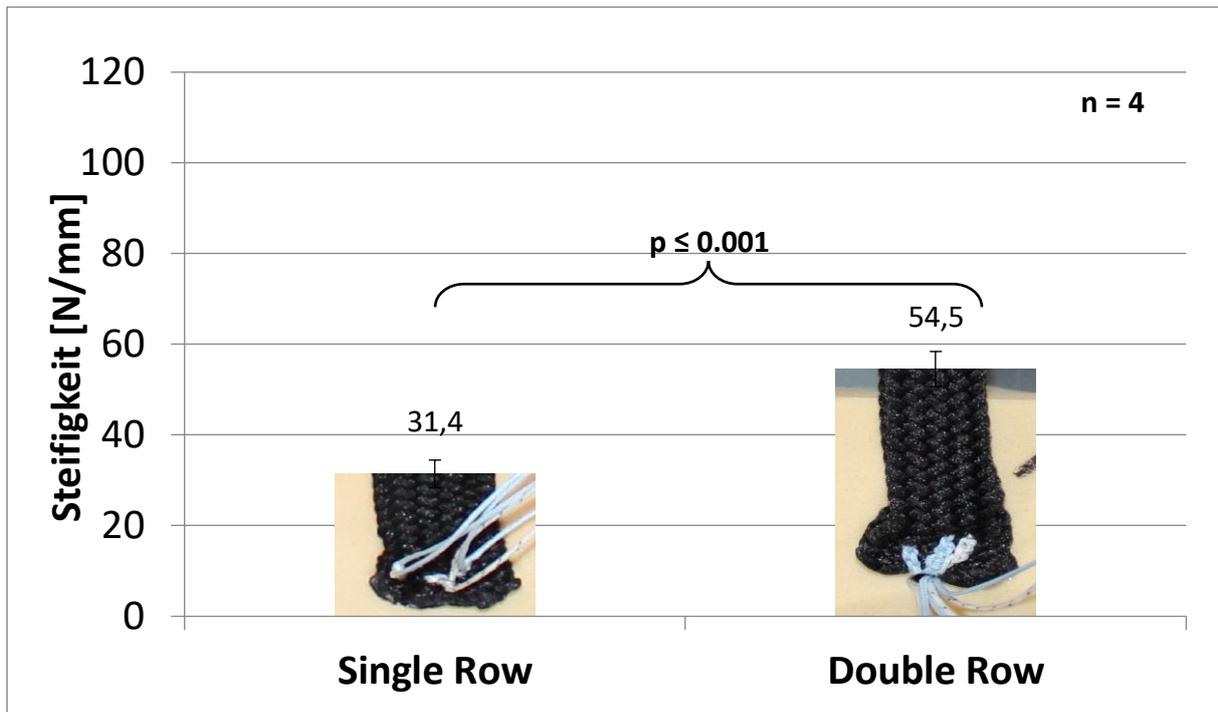
Aus dem Vergleich der „SR“ Gruppe (MW: 447,5N  $\pm$  44,6N) mit der „DR“ Gruppe (MW: 766,6N  $\pm$  19,1N) errechnet sich bezüglich der Maximalkraft ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p \leq 0,001$ ).



**Abb. 45:** Säulendiagramm zum Vergleich der Maximalwerte, Kunstknochen. Die Höhe der Säulen stellt die Mittelwerte der Maximalwerte in den zwei Gruppen dar. Der Fehlerindikator bildet die Standardabweichung zu beiden Seiten ausgehend vom Mittelwert ab. Aus dem Vergleich der beiden Gruppen errechnet sich ein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der Maximalwerte.

### 3.5.2 Steifigkeit

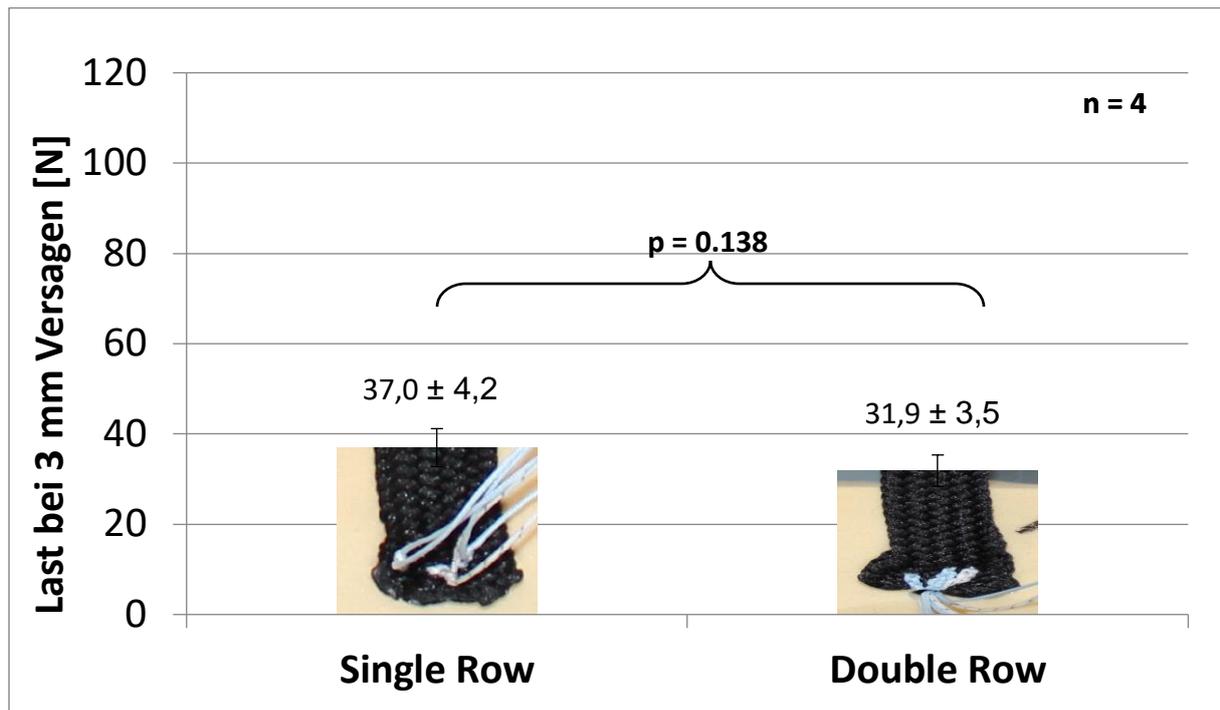
Aus dem Vergleich der „SR“ Gruppe (MW: 31,4N/mm  $\pm$  3,1N/mm) mit der „DR“ Gruppe (MW: 54,5N/mm  $\pm$  3,9N/mm) errechnet sich bezüglich der Steifigkeit ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p \leq 0,001$ ).



**Abb. 46:** Säulendiagramm zum Vergleich der Steifigkeit, Kunstknochen. Die Höhe der Säulen stellt die Mittelwerte der Steifigkeit in den zwei Gruppen dar. Der Fehlerindikator bildet die Standardabweichung zu beiden Seiten ausgehend vom Mittelwert ab. Aus dem Vergleich der beiden Gruppen errechnet sich ein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der Steifigkeit.

### 3.5.3 Versagen bei 3 mm Dislokation

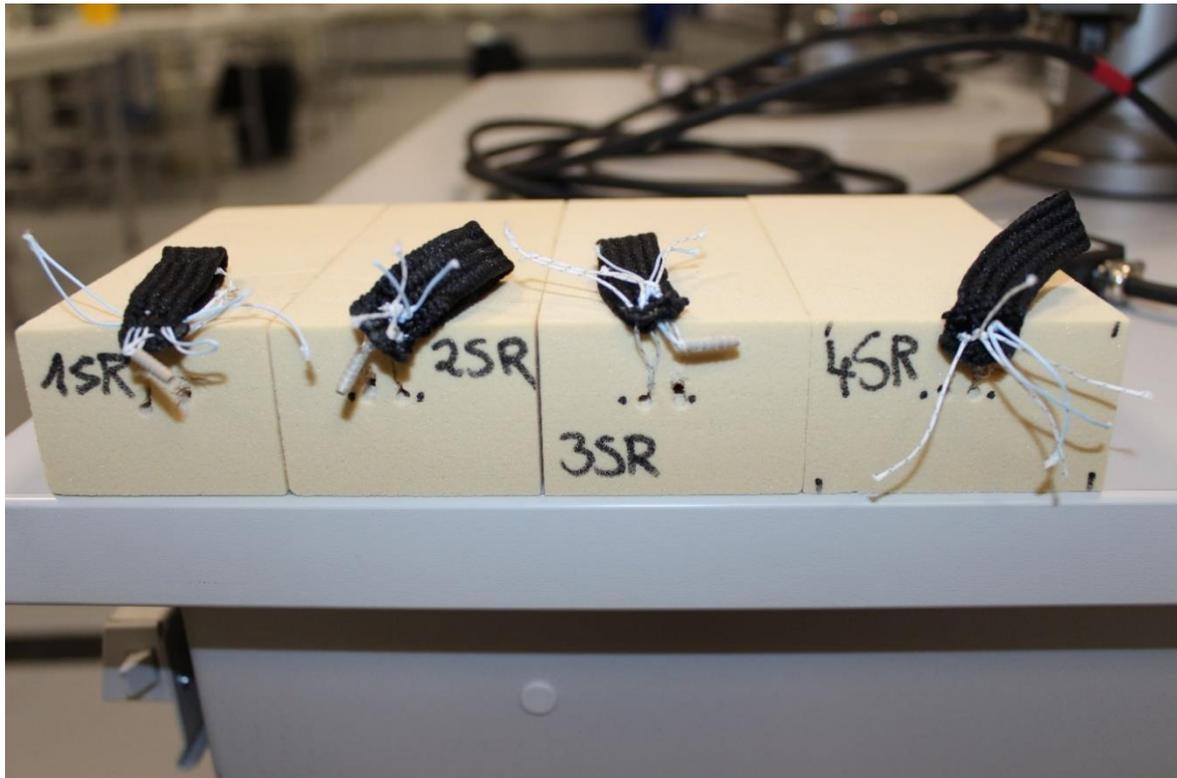
Bezüglich des klinischen Versagens bei 3mm errechnet sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ( $p > 0,05$ ).



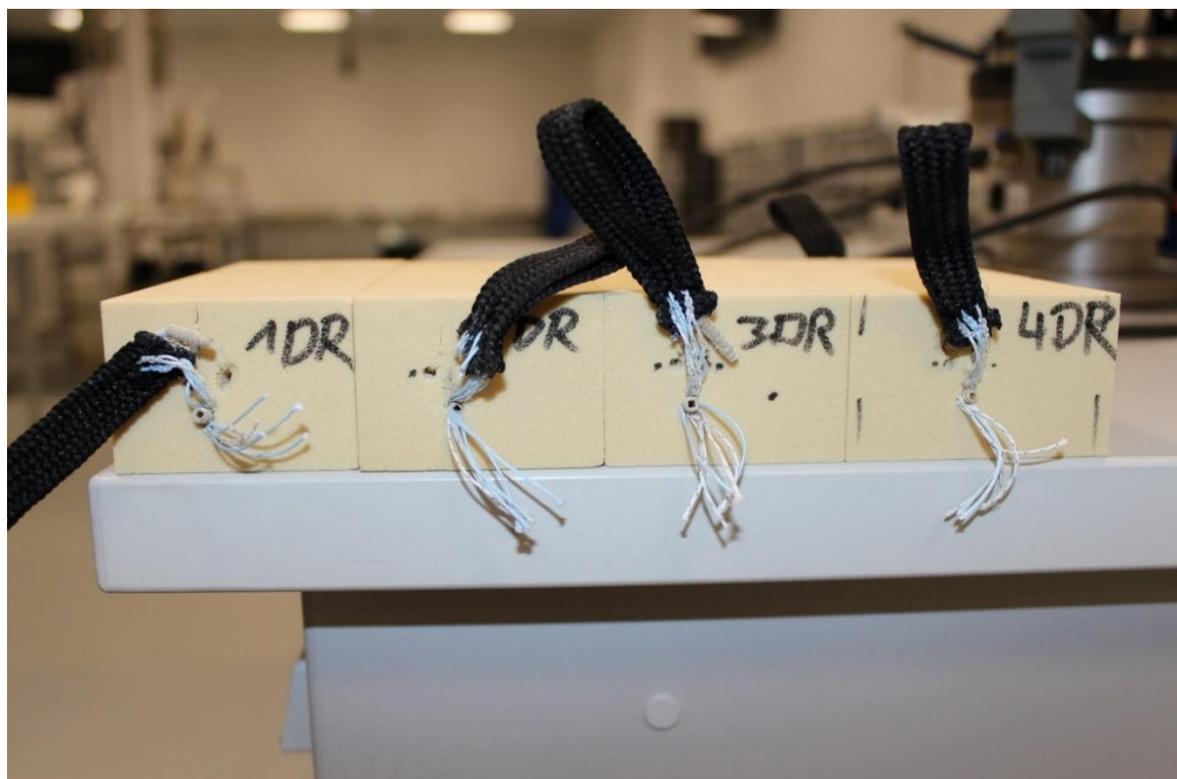
**Abb. 47:** Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei drei Millimetern, Kunstknochen. Die Höhe der Säulen stellt die Mittelwerte in den Gruppen dar. Der Fehlerindikator bildet die Standardabweichung zu beiden Seiten ausgehend vom Mittelwert ab. Aus dem Vergleich der beiden Gruppen errechnet sich kein statistisch signifikanter Unterschied.

### 3.5.4 Art des Versagens

Beim Kunstknochen war in beiden Gruppen die Schwachstelle die Anker – Kunstknochen – Verbindung. Die Faden – Band – Verbindung war intakt.



**Abb. 48:** Vortest am Kunstknochen mit „SR“ Technik. Versagen im Bereich der Anker – Kunstknochen – Verbindung. Die Faden – Band – Verbindung ist intakt.



**Abb. 49:** Vortest am Kunstknochen mit „DR“ Technik. Versagen meist im Bereich der Anker – Kunstknochen – Verbindung. Die Faden – Band – Verbindung ist intakt.

## 4 Diskussion

Ziel dieser biomechanischen Studie war es die „SR“ und „DR“ Technik zur Sehnenrefixation am Epikondylus humeri an humanen Ellenbogenpräparaten bezüglich ihrer Stabilität zu vergleichen. Diese Arbeit ist experimenteller Natur. Die Versuchsergebnisse werden differenziert diskutiert und sollen gängige Behandlungsstrategien kritisch beleuchten. Des Weiteren werden die Stärken und Schwächen der verwendeten Materialien und Methoden sowie die erzielten Ergebnisse mit der aktuellen Literatur verglichen und diskutiert.

### 4.1 Diskussion von Material und Methoden

#### 4.1.1 Präparate

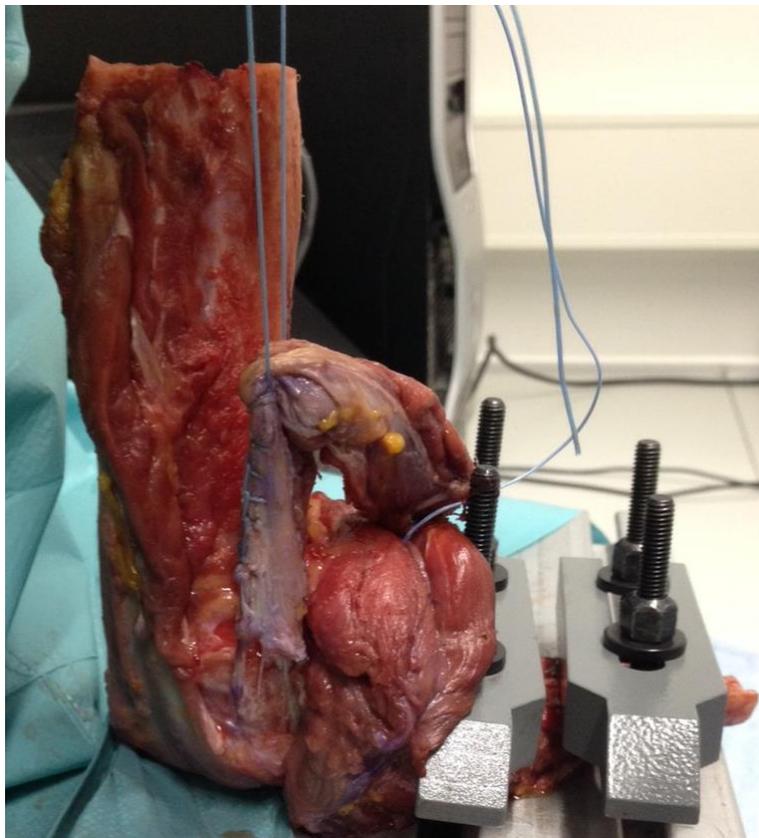
Um dem Durchschnitt des in der Klinik operierten Kollektivs zu entsprechen und die Unterschiede in der Knochenqualität möglichst gering zu halten, wurden für diese Studie männliche humane Ellenbogenpräparate zwischen 19 und 65 Jahren alt verwendet. Um die Wahrscheinlichkeit für einen Defekt der zu prüfenden Sehnen und eine Veränderung der Knochendichte zu minimieren, wurden als Ausschlusskriterien Frakturen an der Extremität und Weichteilverletzungen oder operative Eingriffe am Ellenbogen festgelegt. Da die Messgenauigkeit der Knochendichtewerte des distalen Humerus zu gering ist, um für unser Kollektiv definierte Aussagen zur Stabilität geben zu können, wurde eine DXA Messung zur Bestimmung der Knochendichte nicht durchgeführt. Standardmessorte der DXA Messung sind die Lendenwirbel LWK1 – LWK4 sowie der proximale Femur bzw. der Schenkelhals. In seltenen Fällen wird auch eine Messung am distalen Radius durchgeführt, wenn eine Messung an der LWS und am Femur nicht möglich ist. (Wüster 1998; ISCD.org 2015)

Anstelle dieser Messungen entschieden wir uns für eine Fraktur- Stabilitätsprüfung mittels load to failure Tests des proximalen Radius unter axialer Belastung auf den Radiuskopf. Es zeigte keinen statistisch signifikanten Unterschied der Gruppen bezüglich maximaler Belastbarkeit und Steifigkeit. Diese Testung ist eine mögliche Alternative zur Knochendichtebestimmung, da die Knochendichte mit der Knochengewebestärke und Knochensteifigkeit korreliert (Carter u. Hayes 1977; Linde et al. 1989).

### 4.1.2 Haltevorrichtung

Um das Versuchsprotokoll und den Aufbau auf Fehler zu überprüfen und zu optimieren, führten wir folgende Vorversuche durch.

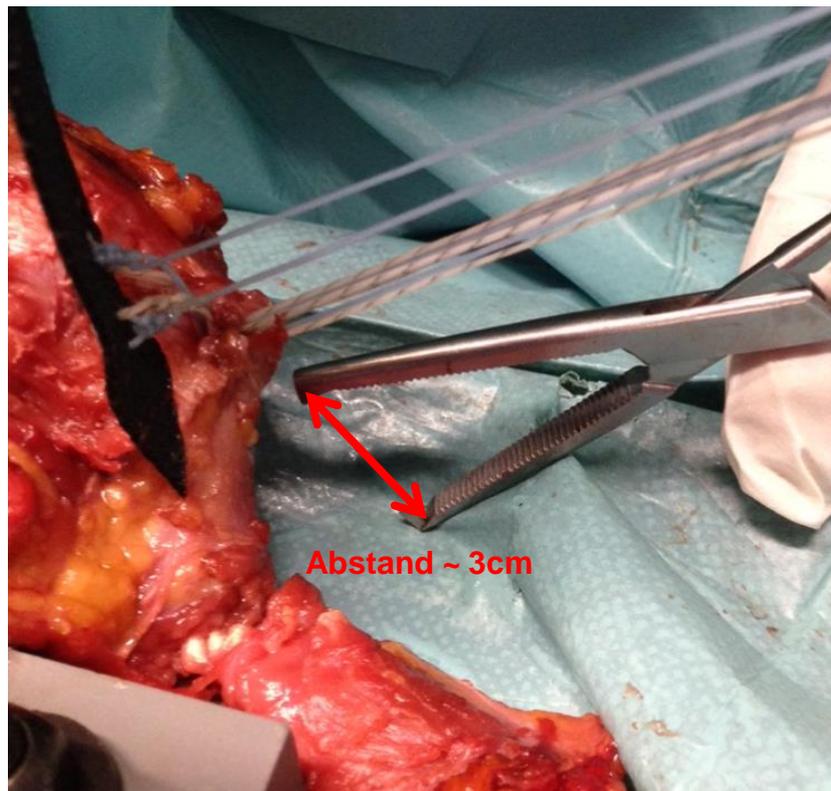
Der freigelegte Humerus wurde mit Klammern einspannt und fixiert. Die Flexoren und Extensoren wurden mit einer Kletternaht mit dem FiberWire #5 Faden versehen. Dieser wurde an seinen freien Enden mit der Zugeinrichtung der Prüfmaschine verbunden.



**Abb. 50:** *Ursprüngliche Haltevorrichtung.* Der Faden ist mit einer Kletternaht an die Extensoren genäht und mit dem freien Ende an der Zugmaschine befestigt. Der Humerus ist senkrecht dazu mit zwei Metallklammern auf der Bodenplatte fixiert.

Um die Fehlerquellen zu minimieren wurde für die zweite Testreihe ein Nylon Kunststoff Gewebepband verwendet und mit der „SR“ und „DR“ Technik verankert.

Bei diesem Versuchsaufbau kam es zu fehlerhaften Ergebnissen, da einerseits die Kletternaht nicht die notwendige Festigkeit bot, um reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten. Andererseits schlug die Befestigung des Humerus mit den Klammern fehl und es kam zu dessen Drehung, was insgesamt die geringe maximale Kraft von nur 400 N erklärt.



**Abb. 51:** Vorversuch am Humerus mit „SR“ fixiertem Nylon Kunststoff Gewebepband. Entstandener Abstand aufgrund der Humerusrotation

Beim darauf folgenden Versuch wurden zwei Präparate verwendet, um einen nativen Durchgang an den Flexoren an einem Präparat und die „SR“ und „DR“ am zweiten Präparat durchzuführen. Der Aufbau wurde verändert, um die Fehlerquellen zu minimieren. So wurde der Humerus statt direkt mit Metallklammern erst in einem Plastikcontainer eingebettet und dieser dann in einer Metallbox verankert, die wiederum mit Klammern an der Bodenplatte befestigt wurde. Eine Drehung des Humerus konnte somit verhindert werden.

Die Kletternahrt wurde durch eine Fixierung der Muskeln mit der Kryo-Klemme ersetzt. Durch das Zusammenpressen der Klemmbacken drückt sich das Muskelgewebe in die Freiräume. Durch eine einstündige Kühlung mit Trockeneis entstand eine regelrechte Verzahnung zwischen dem Muskelgewebe und der Halterung. Diese Konstruktion machte ein Verrutschen der Muskulatur unmöglich und wurde bereits bei anderen Arbeiten mit ähnlichem Versuchsaufbau verwendet. (Rickert et al. 1998; Gilbert 2013) Da nun eine höhere Maximalkraft zu erwarten war, wurde eine 10 kN Messdose verwendet. Die Maximalkraft betrug bei den nativen Versuch 1671 N. Die Steifigkeit wurde im Bereich zwischen 400N und 600N gemessen und betrug 182 N/mm. Um die Messgenauigkeit zu erhöhen, wurde bei den späteren Versuchen eine 2 kN Messdose verwendet. Der gesamte Versuchsaufbau wurde bereits in ähnlicher Weise bei biomechanischen Tests der Rotatorenmanschette etabliert. (Klinger et al. 2007; Demirhan et al. 2003; Kim et al. 2006; Gilbert 2013)

### **4.1.3 Die Faden-Sehnen-Verbindung**

Die Studienlage zur Refixation der Flexoren- und Extensorsehne mit jedweder Fixationstechnik am Ellenbogen ist sehr gering. Dagegen finden sich zur Fixierung der Rotatorenmanschettensehne des M. Supraspinatus eine Vielzahl detaillierter Studien. Hier wurden auch die „SR“ und „DR“ Technik biomechanisch verglichen, weshalb wir auf die Studien im Bereich der Rotatorenmanschette der Schulter zurückgegriffen haben, um Vergleichswerte und Studien zur Referenzierung vorlegen zu können.

So ist die Größe der Fläche des Footprints einer Rotatorenmanschettensehne mit der jeweiligen Fläche des gemeinsamen Flexoren oder Extensoren Footprints am Epikondylus humeri vergleichbar (Dugas et al. 2002; Frangiamore et al. 2018; Poppendieck 2011; Sessions et al. 2017). Außerdem kommt es bei der

Rotatorenmanschette zu einer Überkreuzung und einem Ineinandergreifen von Teilen der Supraspinatussehne mit Teilen der Infraspinatussehne im Bereich der Sehneninsertion, sowie einer hypovaskulären Zone mit Einlagerung von Faserknorpel und Glycosaminoglykanen proximal des Footprints (Tehrany 2014; Huegel et al. 2015; Chard et al. 1994; Clark u. Harryman 1992). Ähnliche Verhältnisse herrschen am Footprint der beiden Epikondylen, wo die entsprechenden Sehnen in eine gemeinsame Insertionszone einstrahlen, und es darüber hinaus auch zu einer Überlappung der Insertionsfläche mit den Seitenbändern des Ellenbogengelenks kommt (Frangiamore et al. 2018). Insbesondere bei degenerativen Veränderungen kommt es hier ebenfalls zu einer Minderdurchblutung und Anreicherung von Faserknorpel und Glycosaminoglykanen (Chard et al. 1994; Heinrichs et al. 2014).

Die Faden-Sehnen-Verbindung stellt die schwächste Stelle bei der Refixation einer RM-Ruptur dar (Sileo et al. 2007). Cummins und Murrell stellten fest, dass das Durchziehen des Fadens durch die Sehne in biomechanischen Versuchen der häufigste Versagensmechanismus ist (Cummins u. Murrell 2003). Dies konnte auch in unseren Versuchen bestätigt werden.

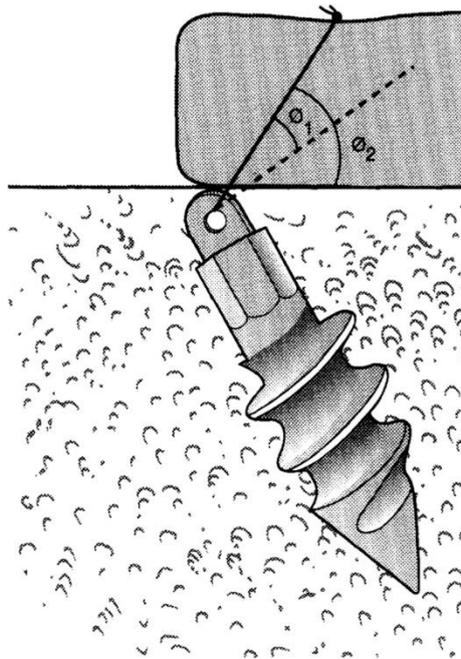
Sowohl die Nahttechnik als auch das Nahtmaterial beeinflussen die biomechanische Belastbarkeit dieser Verbindung (Gilbert 2013). In unserer Studie wurde auf eine Testung mit unterschiedlichen Nahttechniken und verschiedenen Fäden verzichtet. Es wurde eine selbstverriegelnde Mason Allen Nahttechnik mit FiberWire®-Faden verwendet. Die Mason Allen Technik ist bereits bei der Refixation der Rotatorenmanschette etabliert. In biomechanischen Untersuchungen konnte ein Vorteil der Mason Allen Technik gegenüber gewöhnlichen Techniken wie der einfachen Durchstichnaht oder der U-Naht in Bezug auf die maximale Auszugskraft belegt werden. Das Prinzip hierbei ist, dass ein durch die Sehne gestochener Faden über einen dazu in 90° Richtung verlaufenden Querfaden gelegt wird, was einem Durchziehen des Fadens durch die Sehne entgegenwirkt. (Scheibel u. Habermeyer 2003; Gerber et al. 1994; Poppendieck 2011; Ma et al. 2004)

#### **4.1.4 Die Anker-Knochen-, die Anker-Faden-Verbindung und der Faden**

Die Platzierung der Nahtanker wurde nach den in der Literatur beschriebenen Kriterien durchgeführt. Das Ende des Ankers sollte im kortikalen Bereich zu liegen kommen, da die Tiefe der Implantation sowohl auf die zyklische Belastungsfähigkeit als auch auf die maximale Zugfestigkeit Einfluss hat. Laut Bynum et al. als auch Mahar et al. ist die Platzierung im kortikalen Niveau am sinnvollsten, da so das klinische Versagen später eintritt. (Bynum et al. 2005; Mahar et al. 2005)

Der Insertionswinkel und der Belastungswinkel spielen ebenfalls eine entscheidende Rolle für die zyklische Belastungsfähigkeit und die maximale Zugfestigkeit (Green et al.; Burkhart 1995). Hier wurde mit einem Insertionswinkel von  $90^\circ$  und einem Belastungswinkel von  $0^\circ - 15^\circ$  gearbeitet. Dies hat zur Folge, dass unsere Messwerte wahrscheinlich unter den maximal möglichen Werten liegen, die bei einer optimalen Kombination von Insertionswinkel und Belastungswinkel für die Anker und Faden Kombination zu erwarten wären.

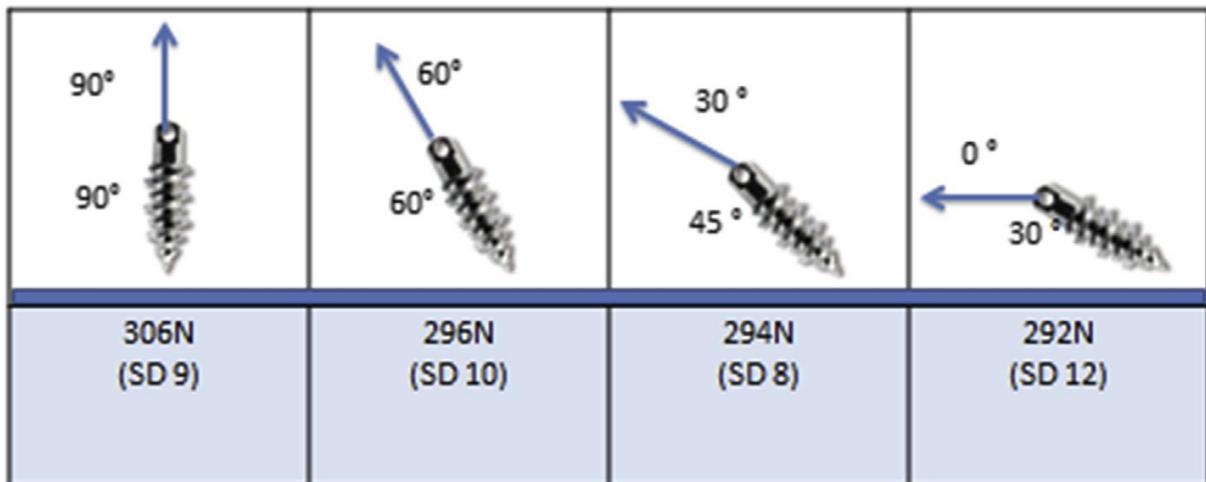
In der Literatur existieren unterschiedliche Meinungen darüber in welchem Bereich die optimale Kombination dieser Winkel anzusehen ist. So sollte der Insertionswinkel nach dem Prinzip der „Deadmans Theory“  $45^\circ$  zur entgegengesetzten Richtung des Sehnenzuges betragen und möglichst rechtwinklig zur Naht stehen. Der Winkel zwischen der Naht und der Zugrichtung der Sehne sollte weniger als  $45^\circ$  betragen, um ein ungünstiges Verhältnis zwischen den Zugkräften der Sehne und der Rückhaltekraft des Nahtankers zu verhindern. (Burkhart 1995)



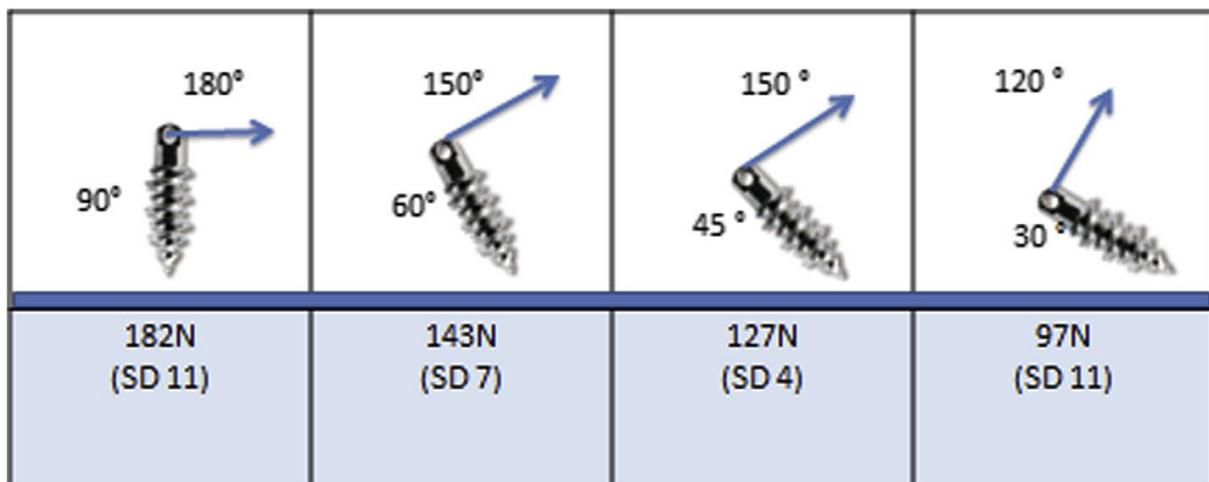
**Abb. 52:** „*Deadmans Theory*“.  $\theta_1$ , der Auszugswinkel des Ankers (Winkel zwischen der Fadenrichtung und der Senkrechten zum Anker);  $\theta_2$ , der Spannungsreduktionswinkel (Winkel zwischen Fadenrichtung und Zugrichtung der Sehne) Laut Burkhart sollten idealerweise  $\theta_1$  als auch  $\theta_2 \leq 45^\circ$  sein (Burkhart 1995, S. 3, Fig. 7)

Bei einem Insertionswinkel über  $45^\circ$  vergrößert sich der Abrieb des Nahtmaterials und steigert das Risiko für einen Fadenriss (Deakin et al. 2005).

Green et al. hingegen beschreiben die höchsten Ausrisskräfte, wenn die Achse des Insertions- und Belastungswinkels parallel sind, wobei hier bei einer senkrechten Position zur Oberfläche der höchste Wert gemessen wurde (Green et al.). Sowohl die Abweichung der Achsen voneinander als auch die Abweichung von der  $90^\circ$  Position zur Oberfläche haben in seiner Studie am Kunstknochen zu einer Verringerung der Auszugskraft geführt.



**Abb. 53:** Stärkste Ausrisskonfiguration bei jedem der getesteten Insertionswinkel von 30°, 45°, 60° und 90°. Ausrisskraft in Newton (Green et al., S.3 Fig. 2)



**Abb. 54:** Schwächste Ausrisskonfiguration bei jedem der getesteten Insertionswinkel von 30°, 45°, 60° und 90°. Ausrisskraft in Newton (Green et al., S.4 Fig.4)

Barber et al. zeigten, dass die Zugfestigkeit der Nahtanker die maximale Traglast der Fäden übersteigt (Barber et al. 2006). Die Schwachstelle der Rekonstruktion ist zur Faden-Sehnen-Verbindung hin verschoben worden, sodass die Knochen-Anker-Verbindung nicht den limitierenden Faktor des Systems darstellt (MacGillivray u. Ma 2004). Diese Tendenz konnten wir in unseren Versuchen ebenfalls bestätigen. Von allen Versuchen kam es nur einmal zu einem Komplettausriss beider Suture Taks und stellte den Versagensmechanismus dar.

### 4.1.5 Rekonstruktion der anatomischen Sehneninsertion

Damit die Sehne optimal einheilen kann, sollte die Refixationsmethode sowohl eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Sehne und Knochen erzeugen als auch einen möglichst großen und gleichmäßigen Druck auf die Knochen – Sehnen – Verbindung ausüben (Park et al. 2005). In der Studie von Park et al. erzeugte die transossäre Refixation eine höhere Kontaktfläche und einen höheren durchschnittlichen Druck über der Sehnen – Knochen – Verbindung als die „SR“ Technik (Park et al. 2005). Die transossäre Naht hätte ihren Vorteil durch den gleichmäßiger verteilten Druck über einem größeren Sehnenareal, während die „SR“ Technik nur stellenweise einen hohen Anpressdruck erzeugt und die restliche Sehne mit einem geringeren Druck dem Knochen aufliegt (Park et al. 2005).

Tuoheti et al. untersuchten in ihrer Studie an Kadaverschultern die transossäre, „SR“ und „DR“ Technik auf dieselben Parameter. Hier zeigt sich die größte Kontaktfläche bei der „DR“ Technik (42% größer als bei transossär und 60% größer als bei „SR“). Der größte punktuelle Druck über der Sehnen – Knochen – Verbindung wurde hier bei der „SR“ Technik gemessen. (Tuoheti et al. 2005)

Brady et al. untersuchten den Footprint bei der RM Refixation in vivo und fanden bei der „DR“ Technik eine vollständige Abdeckung des Footprints. Bei der „SR“ Technik blieben 52,2% davon unbedeckt. (Brady et al. 2006)

In unserer Studie wurde keine Ausmessung der Kontaktfläche vorgenommen. Es kann aber aufgrund der Studienlage davon ausgegangen werden, dass die „DR“ Technik zu einer größeren Abdeckung der Sehneninsertionsfläche führt. Ob dies zu einer besseren Sehnen – Knochen – Einheilung beiträgt, muss noch in entsprechenden in vivo Versuchen untersucht werden. (Gilbert 2013)

## 4.2 Diskussion Ergebnisse

Ziel dieser Studie war der Vergleich der „SR“ Technik und „DR“ Technik zur Refixation der Sehnen am Epikondylus lateralis und medialis humeri im Hinblick auf die maximale Zugfestigkeit, die Steifigkeit und zyklische Belastbarkeit. Es wurde ein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der Maximalkraft zugunsten der „DR“ Technik gemessen ( $p = 0.013$  und  $p = 0.010$ ). Die Ergebniswerte der Steifigkeitsmessungen waren hinsichtlich der beiden Gruppen „SR“ und „DR“ nicht statistisch signifikant different ( $p = 0.701$  und  $p = 0.306$ ).

Ein Vergleich der Literatur zeigt übereinstimmend, dass eine optimale osteofibroblastische Einheilung nur durch eine Verringerung der Sehnenspannung und eine primärstabile Knochen – Anker- und Naht – Sehnen – Verbindung erzielt wird (Kessler et al. 2003). Sehnen – Knochen – Refixationstechniken wurden in der Vergangenheit bereits von einigen Autoren biomechanisch untersucht (Klinger et al. 2007; Gerber et al. 1994; Burkhart 1995; Gilbert 2013; Schneeberger et al. 2002; Demirhan et al. 2003). Allerdings herrscht Unstimmigkeit darüber welche Methode die größte Primärstabilität und damit eine bessere Sehnen – Knochen – Einheilung bieten und hiermit ein besseres klinisches Ergebnis bewirken kann.

Mazzocca et al. untersuchten humane Schulterpräparate mit einer „SR“ Technik und drei „DR“ Techniken. Sie definierten das Versagen des Konstrukts bei 4 mm Gap Formation bei zyklischer Belastung oder ein Nichterreichen einer maximalen Zugkraft von 250 N bei kontinuierlicher Belastung. Unter diesen Kriterien fanden sie keinen signifikanten Unterschied zwischen der „SR“ und den „DR“ Techniken, wobei die Maximalkraft überall über 250 N lag. Gleichwohl konnten sie einen signifikanten Vorteil der „DR“ Technik bezüglich der Abdeckungsfläche der Insertion feststellen. (Mazzocca et al. 2005)

Diese Kriterien auf unsere Studie angewendet würden dagegen zu deutlichen Unterschieden zwischen „SR“ und „DR“ führen, da die Maximalwerte der „SR“ Gruppe bei knapp über 200 N und der „DR“ Gruppe zwischen 300 N und 400 N lagen. Allerdings lässt sich die 250 N Marke nicht direkt auf unsere Studie übertragen, da diese spezifisch für das Schultergelenk und nicht den Ellenbogen aufgestellt wurde (Burkhart et al. 1997; Gerber et al. 1994). Auf eine Messung der Gap Formation wurde in unserer Studie bewusst verzichtet. Stattdessen wurde das klinische Versagen bei

Dislokationsstufen von 1 mm bis 5 mm gemessen. Die zyklische Belastbarkeit wurde hier mit 500 Zyklen gemessen. Mit Ausnahmen von einer Gruppe gab es bei allen drei Auswertungsmodi (maximale Last im Block des klinischen Versagens; Last bei klinischem Versagen; Block beim klinischen Versagen) keine statistisch signifikanten Unterschiede. Der in der Gruppe bei 1 mm Last bei klinischem Versagen signifikante Unterschied ist somit möglicherweise ein Ausreißer und auf eine mangelnde Versuchszahl in den Gruppen von 6 pro Gruppe zurückzuführen. Gleichwohl fällt hier auf, dass die Mittelwerte der „DR“ Gruppe in diesen 3 beschriebenen Modi konstant über denen der „SR“ Gruppe liegen. Lediglich die weit gestreute Standardabweichung führt hier zu einem nicht signifikanten Ergebnis, was ebenfalls möglicherweise an der kleinen Fallzahl innerhalb der Gruppen liegen könnte.

So konnten Milano et al. an Schweineschulterpräparaten einen signifikanten Unterschied zwischen der „SR“ und „DR“ Gruppe bei zyklischer Belastung zeigen. Sie testeten 2 „SR“ und 2 „DR“ je mit und ohne Vorspannung gegeneinander. Beide „DR“ Gruppen lieferten bessere Ergebnisse als die „SR“ Gruppen und widerstanden einem Maximum von 1000 Zyklen mit der niedrigsten Elongation in der Gruppe ohne Vorspannung. Sie kamen zu dem Schluss, dass die „DR“ Technik vor allem bei der Refixation großer und retrahierter Rupturen zu empfehlen ist. (Milano et al. 2008)

Meier und Meier kamen zu dem gleichen Schluss. Sie untersuchten die transossäre, „SR“ und „DR“ Technik an Kadaverschultern. Als Versagen definierten sie 10 mm Gap Formation bei maximal 5000 Zyklen. Die Zugkraft betrug dabei zwischen 5N und 180N. Die „DR“ Technik überstand als Einzige die 5000 Zyklen und war damit signifikant besser als die „SR“ und transossäre Technik, wobei letztere am schlechtesten abschnitt. Die Autoren zogen den Schluss, dass durch die Anwendung der „DR“ Technik eine höhere primäre Stabilität der Sehnen – Knochen – Verbindung erreicht und so die Rerupturraten einfacher Refixationstechniken vermieden werden können. (Meier u. Meier 2006)

Smith et al. verglichen ebenfalls „SR“ mit „DR“ und benutzten dabei je zwei unterschiedliche Nahttechniken. Sie folgerten aus ihren Untersuchungen, dass die „DR“ Technik eine größere maximale Zugfestigkeit hat als die „SR“ Technik. (Smith et al. 2006)

Unsere Studie an humanen Ellenbogenpräparaten konnte einen signifikanten Vorteil in der maximalen Auszugskraft bei der „DR“ Technik belegen. Im zyklischen Versuchsteil waren die Unterschiede zwar nicht statistisch signifikant, jedoch war tendenziell ein Vorteil der „DR“ Werte gegenüber den „SR“ Werten zu erkennen. Was die Steifigkeit betrifft, war die „SR“ Gruppe der „DR“ Gruppe gleichwertig. In den Vorversuchen am Kunstknochen und Kunststoffband als Sehnenersatz war jedoch auch die Steifigkeit in der „DR“ Gruppe signifikant größer mit  $p \leq 0.001$ , wobei bei der „SR“ Gruppe einer der vier Versuche wegen großer Abweichung als Ausreißer aus der Statistik ausgeschlossen wurde. Möglicherweise ist dies auf die Eigenschaften des Kunststoffbandes zurückzuführen, welches sich anders verhält als eine Sehne, da insbesondere die Faden – Sehnen (oder Faden – Band) – Verbindung einen entscheidenden Einfluss auf die Resultate hat. So konnten wir beobachten, dass nachdem der Faden nicht durch das Kunststoffband geschnitten hat und hier stabil war, es anschließend zum Ankerariss kam. Dies geschah aber bei deutlich höheren Maximalkraftwerten als mit den humanen Präparaten:

Mittelwerte, Präparat „SR“ = 209N, „DR“ = 351N, Sawbone „SR“ = 448N, „DR“ = 767N.

Die Entwicklung von nicht resorbierbaren Polyethylenfäden, wie dem hier verwendeten FiberWire®, führt im Vergleich zu resorbierbaren Fäden zu einer deutlich größeren Maximalkraft und Abrasionsbelastbarkeit. Aufgrund der Eigenschaften des Fadens wird die Gleitfähigkeit verbessert und das Durchscheuern reduziert, was speziell bei der Verwendung von Metallankern (Durchscheuern des Fadens an Kanten) und resorbierbaren Ankern (Durchscheuern durch die Öse) von Vorteil ist. (Wüst et al. 2006; Carli et al. 2005)

Durch die gesteigerte Rigidität wird allerdings das Durchschneiden der Fäden durch die Sehne begünstigt (Gilbert 2013).

Die „DR“ Technik bietet durch eine höhere Anzahl an Fixationspunkten und somit eine gleichmäßigere Lastverteilung die Möglichkeit dem entgegenzuwirken. Gilbert konnte in seiner Studie eine Reduktion des Durchschneidens des Fadens durch die Sehne als Versagensmechanismus in der „DR“ Gruppe gegenüber der „SR“ Gruppe beobachten (Gilbert 2013). In unserer Studie konnte zwar keine Reduktion dieses Versagensmechanismus beobachtet werden, jedoch wurde eine höhere Maximalkraft in der „DR“ Gruppe erreicht bevor dieses Versagen auftrat.

Prospektive klinische Studien müssen nun zeigen, ob sich die in unseren Versuchen an Präparaten gezeigten Vorteile der „DR“ Technik zu einem besseren Einheilen der Sehne und zu geringeren Rerupturraten führen. Denn die bisher zu diesem Thema veröffentlichten klinischen und radiologischen Studien liefern uneinheitliche Resultate. So konnte Franceschi et al. in einer klinischen randomisierten Studie 2 Jahre nach dem Eingriff einen signifikanten Unterschied weder im MRT noch im klinischen Ergebnis vorfinden (Franceschi et al. 2007). In einer ähnlichen Studie, in der nach 12 Monaten MRT und klinische Parameter wie Bewegungsumfang und Kraft evaluiert wurden, konnten ebenfalls keine verbesserten Resultate der „DR“ Technik festgestellt werden (Burks et al. 2009). Im Gegensatz dazu zeigten Park et al. durch die „AMERICAN SHOULDER AND ELBOW SURGEONS AND CONSTANT SCORING SYSTEMS“ und „THE SHOULDER STRENGTH INDEX“ (beschreibt den relativen Unterschied zur gesunden Seite), dass bei großen und massiven Rissen der RM > 3 cm ein signifikanter Unterschied zugunsten der „DR“ Technik vorhanden war (Park et al. 2008). Ebenfalls konnte in der klinischen Studie von Choi et al. eine bessere Einheilung der Sehne an der RM durch die „DR“ Technik erzielt werden (Choi et al. 2014). Eine Metaanalyse zum klinischen Ergebnis zeigt, dass die „DR“ Technik vor allem bei großen Rissen der RM > 3 cm von Vorteil ist (Spiegel et al. 2016).

Unserer Ansicht nach ist die „DR“ Technik der „SR“ Technik überlegen. V.a. bei der maximalen Auszugskraft konnten wir signifikante Unterschiede feststellen. Bei der zyklischen Belastung konnten wir einen geringen Vorteil der „DR“ Technik erkennen, der jedoch statistisch nicht signifikant war. Aus der Literatur geht hervor, dass die verbesserte Primärstabilität sowie bessere Abdeckung des Footprints und eine gleichmäßigere Verteilung des Druckes auf die Sehne zu einer schnelleren Einheilung führen sollte. Es bedarf nun weiterer Studien, insbesondere im Bereich des Ellenbogens, die prospektiv klinisch und radiologisch diese These untersuchen.

In der Praxis ist die „DR“ Technik bei der Durchführung auch mit einigen Nachteilen verbunden. Durch die Einbringung eines zusätzlichen Ankers und mehr Nahtmaterial kann es je nach Raumverhältnissen am Epikondylus humeri zu Schwierigkeiten bei der Platzierung kommen, sodass es einen sicheren und erfahrenen Operateur erfordert. Auch der Zeit- und Kostenfaktor spielen hier durch das zusätzlich einzubringende Material eine Rolle. Eine schnellere Genesung und weniger Revisionsoperationen würden diese Methode jedoch rechtfertigen. (Gilbert 2013)

## 5 Zusammenfassung und Ausblick

Beschwerden auf der medialen und lateralen Seite des Ellenbogens kommen nicht selten vor. Die Ursache liegt oft in den Sehnen der Streck- und Beugemuskulatur des Handgelenks und der Finger, welche an den beiden Epikondylen des Humerus entspringen. Diese können aufgrund von Überlastung durch sportliche und berufliche Aktivitäten oder im Rahmen einer iatrogenen Schädigung durch Kortikosteroid Injektionen pathologisch verändert sein. Ebenfalls ist eine Ruptur dieser Sehnen als Komplikation dieser Überlastung oder bei traumatischen Ereignissen beim Sturz auf den Arm zu beobachten, was eine Refixation durch einen operativen Eingriff erforderlich machen kann. Auch bei einer langandauernden Epikondylopathie, die nicht auf eine konservative Behandlung anspricht, sowie bei operativen Eingriffen am Ellenbogen kann eine Abtrennung dieser Sehnen und eine anschließende Refixation erforderlich werden.

Ziel dieser Studie war es zwei Operationstechniken zur Refixation (Single Row und Double Row) untereinander und mit nativen nicht operierten Präparaten zu vergleichen. Hierzu wurden humane Ellenbogenpräparate biomechanisch getestet, wobei die maximale Auszugskraft, die Steifigkeit und die zyklische Belastbarkeit evaluiert wurden. Das verwendete Zug- und Messgerät von Instron wurde mit der Kryoklemme an den Muskel fixiert, während der Humerus durch Einbettung in einer Aluminiumbox an der Bodenplatte befestigt wurde.

Unsere Hypothese, dass die „DR“ Technik eine höhere Stabilität als die „SR“ Technik bietet, konnten wir durch unsere Ergebnisse bestätigen. Die maximale Zugfestigkeit der „DR“ Technik war signifikant höher als bei der „SR“ Technik. Bei der zyklischen Belastbarkeit waren die Ergebnisse zwar nicht statistisch signifikant different, jedoch wurde eine positive Tendenz zum Vorteil der „DR“ Technik beobachtet.

In der aktuellen Literatur finden sich nur wenige vergleichbare Studien, weshalb hier auf die Ergebnisse bei der Refixation der Rotatorenmanschette zurückgegriffen wird, welche überwiegend ebenfalls einen Vorteil der „DR“ Technik gegenüber der „SR“ Technik belegen. (Milano et al. 2008; Meier u. Meier 2006; Smith et al. 2006; Gilbert 2013)

Um eine optimale Einheilung der Sehne an den Knochen zu ermöglichen, ist eine primärstabile Refixation anzustreben. Die OP Technik sollte eine vollständige Abdeckung des Footprints sowie eine gleichmäßige Druckverteilung sicherstellen. Dabei sollte die Sehnenspannung jedoch reduziert werden. (Park et al. 2005; Patte et al. 1981; Kessler et al. 2003)

Die Nachteile der „DR“ Technik liegen in dem zeitlichen und finanziellen Mehraufwand, der durch die zusätzliche Ankerreihe entsteht. Aufgrund der engen Platzverhältnisse sollte diese Technik nur von erfahrenen Operateuren durchgeführt werden.

Unserer Ansicht nach könnte die „DR“ Technik mit den oben genannten Vorteilen durch eine bessere und schnellere Einheilung der Sehne die Rerupturrate reduzieren. Dies ermöglicht es dem Patienten eine frühere physiotherapeutische Beübung zukommen zu lassen und somit einer Einsteifung des Gelenks vorzubeugen. Dies könnte die postoperative Nachbehandlungszeit und die Komplikationsrate reduzieren. Ob die „DR“ Technik im klinischen Ergebnis den erwarteten Vorteil erreichen kann, muss in prospektiven klinischen und radiologischen Studien weiter untersucht werden.

## 6 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Angabe von Mittelwert +/- Standardabweichung bezüglich Alter und BMI innerhalb der drei Gruppen .....	31
Tabelle 2: Vergleich der drei Gruppen untereinander bezüglich Alter und BMI, ....	31
Tabelle 3: Darstellung der Tension Fraction der einzelnen Muskeln und der berechneten Werte für die Agonist Load.....	48
Tabelle 4: Last bei klinischem Versagen.....	62
Tabelle 5: Block beim klinischen Versagen.....	63
Tabelle 6: Art des Versagens.....	64

# 7 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Querschnitt des Ellenbogengelenks .....	9
Abb. 2:	Anatomische Darstellung der Bänder von medial .....	10
Abb. 3:	Anatomische Darstellung der Bänder von lateral .....	11
Abb. 4:	Anatomische Darstellung des muskulotendinösen Ursprungs am Epikondylus medialis.....	14
Abb. 5:	Übersicht der Muskeln des rechten Unterarms in der Ansicht von ventral .....	15
Abb. 6:	Anatomische Darstellung des muskulotendinösen Ursprungs im Bereich des Epikondylus lateralis.....	17
Abb. 7:	Übersicht der Muskeln des rechten Unterarms in der Ansicht von dorsal .....	18
Abb. 8:	Stabilitätsmodell nach O’Driscoll, (Müller et al. 2016, S. 259) .....	20
Abb. 9:	Lateraler Epikondylus und gemeinsamer Extensorenursprung. Partialruptur des caput commune .....	24
Abb. 10:	Schema der transossären Naht und der Nahtankerrefixation.....	26
Abb. 11:	Schema einer transossären Naht und einer zusätzlichen Ankerfixierung als hybride Technik .....	26
Abb. 12:	Schema einer „DR“ Technik an der Rotatorenmanschette (tonycorner.com) und der fertigen „DR“ Refixation an unserem Präparat .....	27
Abb. 13:	Befestigung des Kunstknochens mit Gabelspanneisen an der Bodenplatte. Kunststoff-Gewebeband durch eine „SR“ Rekonstruktion am Kunstknochen fixiert und oben mit der Zugmaschine verbunden.....	32
Abb. 14:	Darstellung der verwendeten Muskeln .....	34
Abb. 15:	Verwendete Materialien zur Fixierung der Aluminiumbox auf der Bodenplatte .....	36
Abb. 16:	Fixiervorrichtung.....	37
Abb. 17:	Kryo-Klemme, alle Längenangaben im mm .....	38
Abb. 18:	Zustand kurz vor Versuchsbeginn mit eingespanntem Humerus .....	39
Abb. 19:	Humerus im Container eingebettet und in der Metallbox fixiert, welche selbst mit Klammern an der Bodenplatte fixiert ist. Die 7 cm lange Muskel-Sehnenplatte, die an der Epikondyle inseriert, wird mit der Kryo-Klemme fixiert, welche selbst an der Messdose des Prüfgerätes befestigt ist. ...	40
Abb. 20:	Ausrichtung .....	41

Abb. 21:	AR-1934PS-2-1 Suture Anchor, PEEK Suture Tak® .....	42
Abb. 22:	AR-2325PSLC Suture Anchor, PEEK SwiveLock®.....	43
Abb. 23:	Eingebetteter Humerus. Am Epikondylus medialis ist die Sehnenplatte und ein Knochensporn entfernt. Zu sehen sind zwei Fiber Wire (Blau) und ein Tiger Wire (Weiß gestreift), die mit Ankern im Knochen befestigt sind .....	44
Abb. 24:	Eingebetteter Humerus. Fixierung der Extensorsehne mit den drei zuvor verankerten Fäden. ....	44
Abb. 25:	Verknotung der Fäden nach der „SR“ Technik am Epikondylus lateralis Humeri.....	44
Abb. 26:	Fixierung der Extensorsehne am Humerus nach der „DR“ Technik mit einem dritten Anker .....	45
Abb. 27:	Humerus von distal. Die in die Bohrkanäle eingeführten Pinzettenspitzen zeigen die Richtung der später einzubringenden Anker. Zusammen mit der Oberfläche des jeweiligen Epikondylus (durch die Meißel angedeutet) bildet es den Insertionswinkel. Zwischen der Oberfläche und dem roten Pfeil, der die Zugrichtung an der Sehne symbolisiert, entsteht der Belastungswinkel. ....	46
Abb. 28:	Kurvendiagramm der Zugbelastung .....	47
Abb. 29:	Dislokations – Kraft – Diagramm eines „DR“ Versuches am Kunstknochen .....	50
Abb. 30:	Dislokations – Kraft – Diagramme der Versuche.....	54
Abb. 31:	Säulendiagramm zum Vergleich der Maximalwerte .....	55
Abb. 32:	Säulendiagramm zum Vergleich der Steifigkeit.....	56
Abb. 33:	Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei einem Millimeter.....	57
Abb. 34:	Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei zwei Millimetern .....	58
Abb. 35:	Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei drei Millimetern .....	59
Abb. 36:	Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei vier Millimetern.....	60
Abb. 37:	Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei fünf Millimetern .....	61
Abb. 38:	Native Versuchsreihe, Sehnenversagen .....	65
Abb. 39:	„SR“, Fadenausriß aus der Sehne .....	65
Abb. 40:	„DR“, Fadenausriß aus der Sehne.....	66

Abb. 41:	„SR“, Fadenabriss aus Schraube .....	66
Abb. 42:	„SR“, Fadenriss .....	67
Abb. 43:	„DR“, Ankerausriss aus beiden SutureTaks, Sehne mit Fäden intakt ...	67
Abb. 44:	Dislokations – Kraft – Diagramm, Kunstknochen .....	68
Abb. 45:	Säulendiagramm zum Vergleich der Maximalwerte, Kunstknochen.....	69
Abb. 46:	Säulendiagramm zum Vergleich der Steifigkeit, Kunstknochen .....	70
Abb. 47:	Säulendiagramm zum Vergleich der maximalen Last im Block des klinischen Versagens bei drei Millimetern, Kunstknochen.....	71
Abb. 48:	Vortest am Kunstknochen mit „SR“ Technik.....	72
Abb. 49:	Vortest am Kunstknochen mit „DR“ Technik .....	72
Abb. 50:	Ursprüngliche Haltevorrichtung .....	74
Abb. 51:	Vorversuch am Humerus mit „SR“ fixiertem Nylon Kunststoff Gewebepband. Entstandener Abstand aufgrund der Humerusrotation ...	75
Abb. 52:	„Deadmans Theory“ .....	79
Abb. 53:	Stärkste Ausrisskonfiguration.....	80
Abb. 54:	Schwächste Ausrisskonfiguration.....	80

## 8 Literaturverzeichnis

1. Ahmad Z, Siddiqui N, Malik SS, Abdus-Samee M, Tytherleigh-Strong G, Rushton N (2013) Lateral epicondylitis. A review of pathology and management. *The bone & joint journal* 95-B, 1158–1164
2. Alcid JG, Ahmad CS, Lee TQ (2004) Elbow anatomy and structural biomechanics. *Clinics in sports medicine* 23, 503-17
3. An K-N, Berger RA, Cooney WP (Hrsg.) (1991) *Biomechanics of the Wrist Joint. Muscle function*. Springer New York New York, NY
4. Arthrex.com FiberWire® - Zusammenfassung der bei Festigkeits- und Biokompatibilitätsprüfungen gewonnenen Daten im Vergleich von Polyester- und Polyblend-Nahtmaterialien (abgerufen am: 11. Oktober 2018). URL: <https://www.arthrex.com/foot-ankle/fiberwire>
5. Arthrex.com FiberWire® und TigerWire®, archiviert bei <http://www.webcitation.org/6mG3KpDUX> (abgerufen am: 25. Juli 2016). URL: <https://www.arthrex.com/de/knie/fiberwire-and-tigerwire>
6. Arthrex.com FiberWire®, archiviert bei <http://www.webcitation.org/6mG4FQ9zb> (abgerufen am: 25. Juli 2016). URL: <https://www.arthrex.com/de/schulter/fiberwire>
7. Aumüller G, Aust G, Doll A, Engele J, Kirsch J, Mense S, Wurzingler L J (2007) *Anatomie. Duale Reihe*. Thieme Stuttgart
8. Balasubramaniam P, Prathap K (1972) The effect of injection of hydrocortisone into rabbit calcaneal tendons. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 54, 729–734
9. Bales CP, Placzek JD, Malone KJ, Vaupel Z, Arnoczky SP (2007) Microvascular supply of the lateral epicondyle and common extensor origin. *Journal of shoulder and elbow surgery* 16, 497–501
10. Ball CM, Galatz LM, Yamaguchi K (2002) Elbow instability: treatment strategies and emerging concepts. *Instructional course lectures* 51, 53–61

11. Barber FA, Herbert MA, Coons DA, Boothby MH (2006) Sutures and suture anchors - update 2006. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 22, 1063.e1-9
12. Berger RA, Blair WF, Andrews JG (1988) Resultant Forces and Angles of Twist about the Wrist after the ECRL to ECU Tendon Transfer. *Journal of Orthopaedic Research* 6, 443–451
13. Beyzadeoglu T, Bekler H, Gokce A (2011) Skin and subcutaneous fat atrophy after corticosteroid injection for medial epicondylitis. *Orthopedics* 34, 570
14. Brady PC, Arrigoni P, Burkhart SS (2006) Evaluation of residual rotator cuff defects after in vivo single- versus double-row rotator cuff repairs. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 22, 1070–1075
15. Brand PW, Beach RB, Thompson DE (1981) Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand. *The Journal of hand surgery* 6, 209–219
16. Bunata RE, Brown DS, Capelo R (2007) Anatomic factors related to the cause of tennis elbow. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 89, 1955–1963
17. Burkhart SS (1995) The deadman theory of suture anchors: observations along a south Texas fence line. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 11, 119–123
18. Burkhart SS, Diaz Pagàn JL, Wirth MA, Athanasiou KA (1997) Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related*

- surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association 13, 720–724
19. Burks RT, Crim J, Brown N, Fink B, Greis PE (2009) A prospective randomized clinical trial comparing arthroscopic single- and double-row rotator cuff repair: magnetic resonance imaging and early clinical evaluation. *The American journal of sports medicine* 37, 674–682
  20. Bynum CK, Lee S, Mahar A, Tasto J, Pedowitz R (2005) Failure mode of suture anchors as a function of insertion depth. *The American journal of sports medicine* 33, 1030–1034
  21. Carli A de, Vadalà A, Monaco E, Labianca L, Zanzotto E, Ferretti A (2005) Effect of cyclic loading on new polyblend suture coupled with different anchors. *The American journal of sports medicine* 33, 214–219
  22. Carter DR, Hayes WC (1977) The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 59, 954–962
  23. Celli A, Celli L, Morrey BF (2008) *Treatment of Elbow Lesions*. Springer Milan Milano
  24. Chard MD, Cawston TE, Riley GP, Gresham GA, Hazleman BL (1994) Rotator cuff degeneration and lateral epicondylitis. A comparative histological study. *Annals of the rheumatic diseases* 53, 30–34
  25. Choi S, Kim MK, Kim GM, Roh Y-H, Im Hwang K, Kang H (2014) Factors associated with clinical and structural outcomes after arthroscopic rotator cuff repair with a suture bridge technique in medium, large, and massive tears. *Journal of shoulder and elbow surgery* 23, 1675–1681
  26. Ciccotti MC, Schwartz MA, Ciccotti MG (2004) Diagnosis and treatment of medial epicondylitis of the elbow. *Clinics in sports medicine* 23, 693-705
  27. Claessen FMAP, Heesters BA, Chan JJ, Kachooei AR, Ring D (2016) A Meta-Analysis of the Effect of Corticosteroid Injection for Enthesopathy of

- the Extensor Carpi Radialis Brevis Origin. *The Journal of hand surgery* 41, 988-998
28. Clark JM, Harryman DT (1992) Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. *Gross and microscopic anatomy. The Journal of bone and joint surgery. American volume* 74, 713–725
  29. Cohen MS, Hastings H (1997) Rotatory instability of the elbow. The anatomy and role of the lateral stabilizers. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 79, 225–233
  30. Cohen MS, Romeo AA (2001) Lateral epicondylitis. Open and arthroscopic treatment. *Journal of the American Society for Surgery of the Hand* 1, 172–176
  31. Craft DV, Moseley JB, Cawley PW, Noble PC (1996) Fixation strength of rotator cuff repairs with suture anchors and the transosseous suture technique. *Journal of shoulder and elbow surgery* 5, 32–40
  32. Cummins CA, Murrell GAC (2003) Mode of failure for rotator cuff repair with suture anchors identified at revision surgery. *Journal of shoulder and elbow surgery* 12, 128–133
  33. Deakin M, Stubbs D, Bruce W, Goldberg J, Gillies RM, Walsh WR (2005) Suture strength and angle of load application in a suture anchor eyelet. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 21, 1447–1451
  34. Demirhan M, Atalar AC, Kilicoglu O (2003) Primary fixation strength of rotator cuff repair techniques: a comparative study. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 19, 572–576
  35. Donaldson O, Vannet N, Gosens T, Kulkarni R (2014) Tendinopathies Around the Elbow Part 2: Medial Elbow, Distal Biceps and Triceps Tendinopathies. *Shoulder & elbow* 6, 47–56

36. Dugas JR, Campbell DA, Warren RF, Robie BH, Millett PJ (2002) Anatomy and dimensions of rotator cuff insertions. *Journal of shoulder and elbow surgery* 11, 498–503
37. Englert C, Zellner J, Koller M, Nerlich M, Lenich A (2013) Elbow dislocations: a review ranging from soft tissue injuries to complex elbow fracture dislocations. *Advances in orthopedics* 2013
38. Faro F, Wolf JM (2007) Lateral epicondylitis. Review and current concepts. *The Journal of hand surgery* 32, 1271–1279
39. Farron A, Ménétreay J (1997) La luxation isolée du coude. *Swiss surgery* 3, 172–176
40. Fishman MP, Budge MD, Moravek JE, JR, Mayer M, Kurdziel MD, Baker KC, Wiater JM (2014) Biomechanical testing of small versus large lesser tuberosity osteotomies: effect on gap formation and ultimate failure load. *Journal of shoulder and elbow surgery* 23, 470–476
41. Ford LT, DeBender J (1979) Tendon rupture after local steroid injection. *South Med J* 72, 827–830
42. Franceschi F, Ruzzini L, Longo UG, Martina FM, Zobel BB, Maffulli N, Denaro V (2007) Equivalent clinical results of arthroscopic single-row and double-row suture anchor repair for rotator cuff tears: a randomized controlled trial. *The American journal of sports medicine* 35, 1254–1260
43. Frangiamore SJ, Moatshe G, Kruckeberg BM, Civitaresse DM, Muckenhirn KJ, Chahla J, Brady AW, Cinque ME, Oleson ML, Provencher MT, Hackett TR, LaPrade RF (2018) Qualitative and Quantitative Analyses of the Dynamic and Static Stabilizers of the Medial Elbow. An Anatomic Study. *The American journal of sports medicine* 46, 687–694
44. Fredberg U (1997) Local corticosteroid injection in sport: review of literature and guidelines for treatment. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 7, 131–139

45. Gerber C, Schneeberger AG, Beck M, Schlegel U (1994) Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 76, 371–380
46. Geyer M (2009) Behandlung therapierefraktärer Epicondylitis und Nervenirritationen mit der ADORE-Prozedur. *Orthop Unfallchirur Up2date* 2009, 4 (6): 395–418
47. Gilbert F (2013) Vergleich der Zugfestigkeit und der Versagensmechanismen der Einreihennahtankerversorgung („single-row-Technik“) und der Zweireihennahtankerversorgung („double-row-Technik“) bei Rotatorenmanschettenrupturen am Schafmodell. *Dissertationsarbeit. Georg-August-Universität zu Göttingen*
48. Grawe BM, Fabricant PD, Chin CS, Allen AA, DePalma BJ, Dines DM, Altchek DW, Dines JS (2016) Clinical Outcomes After Suture Anchor Repair of Recalcitrant Medial Epicondylitis. *Orthopedics* 39, e104-7
49. Green RN, Donaldson OW, Dafydd M, Evans SL, Kulkarni R (2014) Biomechanical Study: Determining the Optimum Insertion Angle for Screw-In Suture Anchors - Is Deadman's Angle Correct? *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 30 (2014) 1535-1539
50. Heinrichs G, Gille J, Jürgens C, Paech A (Hrsg.) (2014) *Ellenbogenüberlastungssyndrome. Springer-Verlag Berlin Heidelberg*
51. Hobgood ER, Khan SO, Field LD (2008) Acute dislocations of the adult elbow. *Hand clinics* 24, 1–7
52. Hohmann G. (1926) Über den Tennisellbogen. *Verband Orthop Ges*, pp. 349-355
53. Huegel J, Williams AA, Soslowsky LJ (2015) Rotator cuff biology and biomechanics. A review of normal and pathological conditions. *Current rheumatology reports* 17, 476
54. Imhoff AB, Linke R, Baumgartner R (Hrsg.) (2014) *Checkliste Orthopädie. Georg Thieme Verlag Stuttgart*

55. ISCD.org (2015) Official Positions. Stand: 2015 (abgerufen am: 16. März 2019). URL: [www.ISCD.org](http://www.ISCD.org)
56. Josefsson PO, Johnell O, Gentz CF (1984) Long-term sequelae of simple dislocation of the elbow. *The Journal of bone and joint surgery. American* volume 66, 927–930
57. Josefsson PO, Johnell O, Wendeborg B (1987) Ligamentous injuries in dislocations of the elbow joint. *Clinical orthopaedics and related research*, 221–225
58. Kane SF, Lynch JH, Taylor JC (2014) Evaluation of elbow pain in adults. *American family physician* 89, 649–657
59. Keener JD, Chafik D, Kim HM, Galatz LM, Yamaguchi K (2010) Insertional anatomy of the triceps brachii tendon. *Journal of shoulder and elbow surgery* 19, 399–405
60. [kenhub.com](http://www.kenhub.com) Anatomie Flex. Unterarm, oberflächliche Flexoren, archiviert bei <http://www.webcitation.org/6t5UmWUMs> (abgerufen am: 29. August 2017). URL: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-superficial-flexors-of-the-forearm>
61. Kessler MA, Lichtenberg S, Habermeyer P (2003) Die Rekonstruktion von grossen Rotatorenmanschettenrupturen. Eine neue Technik der Sehnenrefixation mit dem Corkscrew-Fadenankersystem. *Der Unfallchirurg* 106, 826–833
62. Kim DH, Elattrache NS, Tibone JE, Jun B-J, DeLaMora SN, Kvitne RS, Lee TQ (2006) Biomechanical comparison of a single-row versus double-row suture anchor technique for rotator cuff repair. *The American journal of sports medicine* 34, 407–414
63. Klinger H-M, Steckel H, Spahn G, Buchhorn GH, Baums MH (2007) Biomechanical comparison of double-loaded suture anchors using arthroscopic Mason-Allen stitches versus traditional transosseous suture technique and modified Mason-Allen stitches for rotator cuff repair. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 22, 106–111

64. Kraushaar BS, Nirschl RP (1999) Tendinosis of the elbow (tennis elbow). Clinical features and findings of histological, immunohistochemical, and electron microscopy studies. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 81, 259–278
65. Kumar N, Newman RJ (1999) Complications of intra- and peri-articular steroid injections. *The British journal of general practice: the journal of the Royal College of General Practitioners* 49, 465–466
66. lecturio.de Anatomie Ext. Unterarm, oberflächliche Extensoren und Radialisgruppe, archiviert bei <http://www.webcitation.org/6t5GQfMWS> (abgerufen am: 29. August 2017). URL: <https://www.lecturio.de/magazin/laesionen-armnerven/>
67. Lenich A, Pfeifer C, Proier P, Fleer R, Wijdicks C, Roth M, Martetschläger F, Pogorzelski J (2018) Reattachment of the flexor and extensor tendons at the epicondyle in elbow instability. A biomechanical comparison of techniques. *BMC Musculoskelet Disord* 19, 240
68. Lin C-L, Hong C-K, Jou I-M, Lin C-J, Su F-C, Su W-R (2012) Suture anchor versus screw fixation for greater tuberosity fractures of the humerus - a biomechanical study. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society* 30, 423–428
69. Lin C-L, Su F-C, Chang C-H, Hong C-K, Jou I-M, Lin C-J, Su W-R (2015) Effect of shoulder abduction on the fixation of humeral greater tuberosity fractures: a biomechanical study for three types of fixation constructs. *Journal of shoulder and elbow surgery* 24, 547–554
70. Linde F, Hvid I, Pongsoipetch B (1989) Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society* 7, 432–439
71. linde-gas.de Trockeneis & ICEBITZZZ® Trockeneis, archiviert bei <http://www.webcitation.org/6tMOjqWNB> (abgerufen am: 10. September

- 2017). URL: [http://www.linde-gas.de/de/products\\_and\\_supply/dry\\_ice/index.html](http://www.linde-gas.de/de/products_and_supply/dry_ice/index.html)
72. Ma CB, Comerford L, Wilson J, Puttlitz CM (2006) Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff repairs: double-row compared with single-row fixation. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 88, 403–410
  73. Ma CB, MacGillivray JD, Clabeaux J, Lee S, Otis JC (2004) Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff stitches. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 86, 1211–1216
  74. MacGillivray JD, Ma CB (2004) An arthroscopic stitch for massive rotator cuff tears: the Mac stitch. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 20, 669–671
  75. Mahar AT, Tucker BS, Upasani VV, Oka RS, Pedowitz RA (2005) Increasing the insertion depth of suture anchors for rotator cuff repair does not improve biomechanical stability. *Journal of shoulder and elbow surgery* 14, 626–630
  76. Maripuri SN, Debnath UK, Rao P, Mohanty K (2007) Simple elbow dislocation among adults: a comparative study of two different methods of treatment. *Injury* 38, 1254–1258
  77. Martini AK, Assmus H, Wirth C-J (Hrsg.) (2003) *Ellenbogen, Unterarm, Hand*. Thieme Stuttgart
  78. Mazzocca AD, Millett PJ, Guanche CA, Santangelo SA, Arciero RA (2005) Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair. *The American journal of sports medicine* 33, 1861–1868
  79. McHardy A, Pollard H, Luo K (2006) Golf Injuries. *Sports Medicine* 36, 171–187
  80. Meier SW, Meier JD (2006) The effect of double-row fixation on initial repair strength in rotator cuff repair: a biomechanical study. *Arthroscopy: the*

journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association 22, 1168–1173

81. Milano G, Grasso A, Zarelli D, Deriu L, Cillo M, Fabbriciani C (2008) Comparison between single-row and double-row rotator cuff repair: a biomechanical study. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA* 16, 75–80
82. Mittlmeier T, Beck M (2009) Dislocation of the adult elbow joint. *Der Unfallchirurg* 112, 487–505
83. Müller LP, Hollinger B, Burkhart K (Hrsg.) (2016) *Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie. Ellenbogen*. Thieme Stuttgart, New York
84. Netter FH, Hansen JT, Olah AJ (2006) *Atlas der Anatomie des Menschen*, 3. Aufl. Thieme Stuttgart
85. Newman RJ (1984) Local skin depigmentation due to corticosteroid injection. *British medical journal (Clinical research ed.)* 288, 1725–1726
86. Nirschl RP (1992) Elbow tendinosis/tennis elbow. *Clinics in sports medicine* 11, 851–870
87. Nirschl RP, Pettrone FA (1979) Tennis elbow. The surgical treatment of lateral epicondylitis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 61, 832–839
88. O'Driscoll SW, Jupiter JB, King GJ, Hotchkiss RN, Morrey BF (2001) The unstable elbow. *Instructional course lectures* 50, 89–102
89. O'Driscoll SW, Morrey BF, Korinek S, An KN (1992) Elbow subluxation and dislocation. A spectrum of instability. *Clinical orthopaedics and related research*, 186–197
90. Park J-Y, Lhee S-H, Choi J-H, Park H-K, Yu J-W, Seo J-B (2008) Comparison of the clinical outcomes of single- and double-row repairs in rotator cuff tears. *The American journal of sports medicine* 36, 1310–1316

91. Park MC, Cadet ER, Levine WN, Bigliani LU, Ahmad CS (2005) Tendon-to-bone pressure distributions at a repaired rotator cuff footprint using transosseous suture and suture anchor fixation techniques. *The American journal of sports medicine* 33, 1154–1159
92. Patte D, Goutallier D, Debeyre J (1981) Rotatorenmanschettenruptur. Ergebnisse und Perspektiven der Retrostruktur. *Der Orthopade* 10, 206–215
93. Paulsen F, Waschke J (Hrsg.) (2017) Atlas der Anatomie des Menschen. Der komplette Atlas in einem Band, 23. Aufl. Elsevier Urban & Fischer München
94. Poppendieck B (2011) Eine biomechanische Untersuchung der Einreihenrefixation im Vergleich zur Doppelreihenrefixation bei der Rekonstruktion von Rotatorenmanschettenrupturen unter Berücksichtigung des Nahtmaterials und der Nahttechnik. *Dissertationsarbeit. Georg-August-Universität zu Göttingen*
95. Reed SC, Glossop N, Ogilvie-Harris DJ (1996) Full-thickness rotator cuff tears. A biomechanical comparison of suture versus bone anchor techniques. *The American journal of sports medicine* 24, 46–48
96. Rickert M, Georgousis H, Witzel U (1998) Die native Reißfestigkeit der Sehne des M. supraspinatus beim Menschen. Eine biomechanische Untersuchung. *Der Unfallchirurg* 101, 265–270
97. Rossouw DJ, McElroy BJ, Amis AA, Emery RJ (1997) A biomechanical evaluation of suture anchors in repair of the rotator cuff. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 79, 458–461
98. Scheibel MT, Habermeyer P (2003) A modified Mason-Allen technique for rotator cuff repair using suture anchors. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 19, 330–333

99. Schipper ON, Dunn JH, Ochiai DH, Donovan JS, Nirschl RP (2011) Nirschl surgical technique for concomitant lateral and medial elbow tendinosis: a retrospective review of 53 elbows with a mean follow-up of 11.7 years. *The American journal of sports medicine* 39, 972–976
100. Schneeberger AG, Roll A von, Kalberer F, Jacob HAC, Gerber C (2002) Mechanical strength of arthroscopic rotator cuff repair techniques: an in vitro study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 84-A, 2152–2160
101. Schünke M, Schulte E, Schumacher U (2007) Prometheus - LernAtlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 2. Aufl. Thieme Stuttgart
102. Sessions WC, Lawrence RL, Steubs JT, Ludewig PM, Braman JP (2017) Thickness of the Rotator Cuff Tendons at the Articular Margin. An Anatomic Cadaveric Study. *The Iowa orthopaedic journal* 37, 85–89
103. Shiri R, Viikari-Juntura E, Varonen H, Heliövaara M (2006) Prevalence and determinants of lateral and medial epicondylitis: a population study. *American journal of epidemiology* 164, 1065–1074
104. Sileo MJ, Ruotolo CR, Nelson CO, Serra-Hsu F, Panchal AP (2007) A biomechanical comparison of the modified Mason-Allen stitch and massive cuff stitch in vitro. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 23, 235-40, 240.e1-2
105. Smith AG, Kosygan K, Williams H, Newman RJ (1999) Common extensor tendon rupture following corticosteroid injection for lateral tendinosis of the elbow. *British Journal of Sports Medicine* 33, 423–424
106. Smith CD, Alexander S, Hill AM, Huijsmans PE, Bull AMJ, Amis AA, Beer JF de, Wallace AL (2006) A biomechanical comparison of single and double-row fixation in arthroscopic rotator cuff repair. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 88, 2425–2431

107. Spiegl UJ, Euler SA, Millett PJ, Hepp P (2016) Summary of Meta-Analyses Dealing with Single-Row versus Double-Row Repair Techniques for Rotator Cuff Tears. *The open orthopaedics journal* 10, 330–338
108. Stahl S, Kaufman T (1997) The efficacy of an injection of steroids for medial epicondylitis. A prospective study of sixty elbows. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 79, 1648–1652
109. Stanley D, Trail IA (2012) *Operative elbow surgery*. Churchill Livingstone Elsevier Edinburgh
110. Tehrany AS (2014) *Untersuchungen zur Struktur der Mm. Supra- und Infraspinatus und assoziierter Rotatorenmanschettenrupturen*. Dissertationsarbeit. Christian-Albrechts-Universität zu Kiel
111. tonycorner.com (2018) Arthroscopic rotator cuff repair, Archiviert bei <http://www.webcitation.org/6xwBqyWlo> (abgerufen am: 9. November 2019). URL: <http://tonycorner.com/Shoulder/ShoulderOperations/Arthroscopicrotatorcuffrepair.aspx>
112. Tuoheti Y, Itoi E, Yamamoto N, Seki N, Abe H, Minagawa H, Okada K, Shimada Y (2005) Contact area, contact pressure, and pressure patterns of the tendon-bone interface after rotator cuff repair. *The American journal of sports medicine* 33, 1869–1874
113. Urwin M, Symmons D, Allison T, Brammah T, Busby H, Roxby M, Simmons A, Williams G (1998) Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Annals of the rheumatic diseases* 57, 649–655
114. van den Broek M, van Riet R (2017) Intra-articular capacity of the elbow joint. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)* 30, 795–798
115. Walz DM, Newman JS, Konin GP, Ross G (2010) Epicondylitis: pathogenesis, imaging, and treatment. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 30, 167–184

116. Werner FW, An KN (1994) Biomechanics of the elbow and forearm. *Hand clinics* 10, 357–373
117. Wilhelm A (1989) Therapieresistente Epicondylitis humeri radialis und Denervationsoperation. *Operat Orthop Traumatol* 1, 25–34
118. Wilhelm A, Giseler H (1962) Treatment of radiohumeral epicondylitis by denervation. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin* 33, 118–122
119. Wilhelm AW, Gieseler H (1963) Treatment of epicondylitis humeri ulnaris by denervation. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin* 34, 80–83
120. Wüst DM, Meyer DC, Favre P, Gerber C (2006) Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 22, 1146–1153
121. Wüster C (1998) Meßwertinterpretation in der Osteodensitometrie - *Deutsches Ärzteblatt. Dt Ärztebl* 1998; 95 A-2547–2551

## 9 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all jenen Personen danken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Danken möchte ich ganz herzlich dem Lehrstuhlinhaber und meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. A. B. Imhoff für die Überlassung des Themas, die Möglichkeit der Durchführung der Arbeit an seiner Klinik für Sportorthopädie, sowie die fortwährende Unterstützung.

Mein besonderer Dank gilt meinem Mentor, Herrn Prof. Dr. med. A. Lenich, der mich mit großem Einsatz bei meiner wissenschaftlichen Arbeit gefördert und in jeglicher Hinsicht unterstützt hat. Er hat während des gesamten Projekts immer das Ziel im Auge behalten und war bei Problemen stets sehr geduldig und hilfsbereit, ohne das Vergnügen an der Arbeit zu verlieren und war ein wichtiger Motivator für das ganze Team. Ich bin dankbar mit ihm gearbeitet zu haben und von ihm lernen zu dürfen.

Ein großer Dank gilt auch meinem wissenschaftlichen Betreuer Herrn Dr. med. P. Proier, der im Rahmen der organisatorischen Vorbereitung sowie bei der praktischen Durchführung der Experimente stets mit großem Einsatz beteiligt war und zum Gelingen dieser Arbeit entscheidend beigetragen hat.

Weiterhin danke ich sehr dem Leiter der wissenschaftlichen Abteilung von Arthrex Herrn PhD C. Wijdicks, der durch die Bereitstellung des Labors diese Arbeit ermöglichte. Ebenfalls danke ich allen beteiligten Mitarbeitern von Arthrex für ihre freundliche und sorgfältige Betreuung. Hier möchte ich mich speziell bei Frau N. Fischer bedanken, die bei der Durchführung der Experimente durch ihr Fachwissen und stetige Unterstützung hervorragende Arbeit geleistet hat und eine große Hilfe war.

Ein besonderer Dank gilt auch meinen Eltern, die mich in jeglicher Hinsicht unterstützen und all die Möglichkeiten während meiner gesamten Ausbildung geboten haben.